

MARIA EUGÊNIA PINCKE COUTINHO

**ANÁLISE ORTOTRÓPICA DE TENSÕES DOS MINI - IMPLANTES DE TITÂNIO
COMO ANCORAGEM EM ORTODONTIA PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS
FINITOS**

CAMPINAS
2008

MARIA EUGÊNIA PINCKE COUTINHO

**ANÁLISE ORTOTRÓPICA DE TENSÕES DOS MINI - IMPLANTES DE TITÂNIO
COMO ANCORAGEM EM ORTODONTIA PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS
FINITOS**

Tese apresentada ao Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic para obtenção do grau de Doutor em Odontologia.

Área de Concentração: Ortodontia.

Orientadora: Profa. Dra Fabiana Mantovani Gomes França.

CAMPINAS
2008

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

C871a Coutinho, Maria Eugênia Pincke.
Análise ortotrópica de tensões dos mini-implantes de titânio como ancoragem em Ortodontia pelo método dos elementos finitos / Maria Eugênia Pincke Coutinho. - Campinas: [s.n.], 2008. 95f.: il.

Orientador: Fabiana Mantovani Gomes França.
Tese (Doutorado em Ortodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Implantes dentários. 2. Análise de elemento finito. 3. Ortodontia. I. França, Fabiana Mantovani Gomes. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

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

Folha de Aprovação

A tese intitulada: “**ANÁLISE ORTOTRÓPICA DE TENSÕES DOS MINI - IMPLANTES DE TITÂNIO COMO ANCORAGEM EM ORTODONTIA PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**” apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Doutor em Odontologia, área de concentração: Ortodontia em __/__/____, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

Prof. (a) Dr (a)
Orientador

Prof. (a) Dr (a)
1º Membro

Prof. (a) Dr (a)
2º Membro

Prof. (a) Dr (a)
3º Membro

Prof. (a) Dr (a)
4º Membro

Ao meu pai **Prof. Dr. Aristides Bento Santanna Coutinho**, por sua disposição em aprender sempre.

À **minha família**, por compartilharem todos os meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

Ao **Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic** por sua acolhida e incentivo permitindo minha evolução profissional.

Ao **Prof. Dr. José Luiz Cintra Junqueira**, por seu incentivo e por acreditar em minha capacidade de evoluir sempre, receba minha gratidão eterna.

A **Profa. Dra. Fabiana Mantovani Gomes França e Prof. Dr. Marcelo Luchesi Teixeira** (responsável pelo laboratório de Simulação Odontológica-Elementos Finitos do CPO São Leopoldo Mandic - Campinas - SP) um obrigado carinhoso por me acompanharem e me orientarem em todos os momentos deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Cavenaghi** Pereira da Silva (professor responsável pelo Laboratório de Anatomia do CPO São Leopoldo Mandic) e **Camilo Souza de Brito**, um agradecimento especial por disponibilizarem o material necessário para esta pesquisa.

Ao **Engenheiro Rogério Mendonça Furtado**, pelas informações precisas e indispensáveis para a realização deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Aristides Bento Santanna Coutinho**, meu exemplo como pessoa e profissional.

Prof. Dr. Jurandir Antônio Barbosa por sua amizade, carinho e confiança em meu trabalho.

Um especial agradecimento ao **Prof. Dr. Carlo Marassi**, que com seus comentários ajudou a deixar minhas idéias mais claras. As nossas conversas influenciaram cada uma das palavras deste trabalho.

Professores da equipe Hideo Suzuki, Roberto Alves Torres, Reinildes Ilda Pascoal, Celso Garcia Rodrigues, Alécio Domingues Mendes, Paulo Roberto Lopes e César Benedito Vieira, pela convivência e carinho que nos mantém juntos há tantos anos.

Aos amigos **Mônica, Alba e Leonardo** por todo caminho percorrido juntos e eterna amizade.

À **Conexão - Sistema de Prótese** meus sinceros agradecimentos pelo desprendimento em auxiliar nesta pesquisa, disponibilizando o material necessário.

Sempre é possível realizar o seu sonho.

É preciso ter muito claro, que os sonhos são construídos diariamente, colocando-se um tijolo em cima do outro, com paciência e determinação.

Roberto Shinyashiki

RESUMO

O propósito deste trabalho foi analisar a distribuição de tensões ao redor de um mini-implante e tecido ósseo maxilar com simulação de movimento de intrusão dentária, para auxílio nas indicações clínicas. O mini-implante foi posicionado a 45° e 90° em relação ao longo eixo do dente e foi submetido a dois carregamentos ortodônticos de 100 gf e 500 gf. A análise foi realizada por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF) que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades, são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelo matemático. O modelo de material para representar o mini-implante, mucosa, e osso medular foi o modelo de material isotrópico linear elástico, no qual propriedades mecânicas são as mesmas em todos os eixos de coordenadas X, Y e Z em um mesmo ponto do elemento estrutural. Já o modelo para representar o osso cortical foi o modelo 2D ortotrópico linear elástico. O modelo de material ortotrópico é uma particularidade do modelo anisotrópico, no qual as propriedades mecânicas são as mesmas em duas direções e diferente em uma terceira, portanto, responde de maneira diferente conforme a direção da força aplicada. Para estudar a influência do modelo de material empregado para modelar o osso cortical novo modelo de elementos finitos foi criado. Neste modelo o osso cortical foi analisado como modelo isotrópico e os resultados obtidos foram comparados com os da primeira análise onde o osso cortical foi analisado como sendo material ortotrópico. Concluiu-se que as maiores tensões von Mises ocorrem na área circunjacente à cabeça do mini-implante quando aplicadas forças de 100 gf e 500 gf nas angulações de 45° e 90°. Como auxílio de indicação clínica, os mini-implantes usados como ancoragem ortodôntica devem seguir protocolo de posicionamento com angulação de 45° (no arco superior, 100 gf) para gerar menos tensão nos tecidos ósseos e no mini-implante, comparados ao posicionamento perpendicular (90°) e as tensões geradas pela aplicação de forças de 100 gf e 500 gf sobre o mini-implante, osso medular e cortical têm comportamento semelhantes quando avaliadas em modelos de material isotrópico e 2D ortotrópico, portanto, pode-se utilizar o material de modelo isotrópico para obtenção de resultados válidos em pesquisas com o Método dos Elementos Finitos.

Palavras-chave: Ortodontia. Mini-implantes. Método dos elementos finitos.

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the stress distribution around a mini-implant and maxillary bone tissue by simulating the movement of dental intrusion, as an aid in clinical indications. The mini-implants were placed at 45 and 90° in relation to the long axis of the tooth, and were submitted to two orthodontic loads of 100 and 500gf. Analysis was performed by means of the Finite Element Method (FEM) which consists of mesh a continuous medium in small elements maintaining the same properties, which are described by differential equations and solved by a mathematical model. The model of the material for representing the mini-implant, mucosa and medullary bone was the model of elastic linear isotropic material, in which the mechanical properties are the same in all the axes of the X, Y and Z coordinates in one and the same point of the structural element. Whereas the model used to represent the cortical bone was the 2D orthotropic linear-elastic model. The model of the orthotropic material is a particularity of the anisotropic model, in which the mechanical properties are the same in two directions and different in a third, therefore, responds in a different manner, according to the direction of the force applied. In order to study the influence of the material model used to model the cortical bone, a new finite element model was created. In this new model, the cortical bone was analyzed as being an isotropic model and the results obtained were compared with those of the first analysis, in which the cortical bone was analyzed as being an orthotropic material. It was concluded that the highest von Mises stresses occurred in the area circumjacent to the head of the mini-implant when forces of 100 gf and 500 gf were applied at the angulations of 45° and 90°. As an aid in clinical indication, mini-implants used as orthodontic anchorage must follow the protocol of positioning at an angulation of 45° (in the maxillary arch, 100 gf) to generate less stress on the bone tissues and mini-implant, compared with perpendicular positioning (90°); and the stresses generated by the application of forces of 100 gf and 500 gf on the mini-implant, medullary and cortical bone have similar behavior when evaluated in isotropic material and 2D orthotropic models, therefore, one can use the isotropic model material to obtain valid results in researches with the Finite Element Method.

Keywords: Orthodontics. Mini-implants. Finite element method.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Vista bidimensional (2D) do mini-implante analisado (Conexão) e sua visualização em perspectiva tridimensional (3D).....	50
Figura 2 - Mini-implante com visualização em 3D.....	51
Figura 3 - Fotografia da secção transversal da maxila em região mesial do 1ºMS e do mini-implante sobreposto em 45º.....	53
Figura 4 - Fotografia secção transversal da maxila, na região mesial do 1ºMS e do mini-implante sobreposto em 90º e papel milimetrado para obtenção das dimensões reais da maxila.....	53
Figura 5 - Modelo em CAD das estruturas ósseas e da coroa.....	54
Figura 6 - Inserção do mini-implante na maxila com ângulo de 45º.....	55
Figura 7 - Inserção do mini-implante na maxila com ângulo de 90º.....	55
Figura 8 - Malha para o modelo com mini-implante alojado a 45º.....	56
Figura 9 - Malha para o modelo com mini-implante alojado a 90º.....	56
Figura 10 - Malha ao redor do mini-implante alojado a 45º.....	56
Figura 11- Malha ao redor do mini-implante alojado a 90º.....	56
Figura 12 - Estruturas analisadas: 1. Osso Medular, 2. Osso Cortical, 3. Mucosa e 4. Mini-implante.....	57
Figura 13 - Ângulo de aplicação da força.....	59
Figura 14 - Aplicação de força e restrição no modelo com mini-implante a 45º.....	60
Figura 15 - Aplicação de força e restrição no modelo com mini-implante a 90º.....	60
Figura 16 - Tensão de von Mises no mini-implante a 45º.....	65
Figura 17 - Tensão de von Mises na mucosa.....	66
Figura 18- Tensão von Mises no osso cortical.....	66
Figura 19 - Tensão von Mises no osso medular.....	67
Figura 20 - Tensão de von Mises no mini-implante a 90º.....	67
Figura 21 - Tensão de von Mises na mucosa.....	68
Figura 22 - Tensão de von Mises no osso cortical.....	68
Figura 23 - Tensão de von Mises no osso medular.....	69
Figura 24 - Tensão de von Mises no mini-implante a 45º.....	71
Figura 25 - Tensão de von Mises na mucosa.....	71
Figura 26- Tensão de von Mises no osso cortical.....	72

Figura 27 - Tensão de von Mises no osso medular.....	72
Figura 28 - Tensão de von Mises no mini-implante a 90°.....	73
Figura 29 - Tensão de von Mises na mucosa.....	73
Figura 30 - Tensão de von Mises no osso cortical	74
Figura 31 - Tensão de von Mises no osso medular.....	74
Figura 32 - Tensão de von Mises no mini-implante a 45°.....	76
Figura 33 - Tensão de von Mises na mucosa.....	76
Figura 34 - Tensão de von Mises no osso cortical	77
Figura 35- Tensão de von Mises no osso medular.....	77
Figura 36 - Tensão de von Mises no mini-implante a 90°.....	78
Figura 37 - Tensão de von Mises na mucosa.....	78
Figura 38 - Tensão de von Mises no osso cortical	79
Figura 39 - Tensão de von Mises no osso medular.....	79

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades Mecânicas dos Materiais Isotrópicos	58
Tabela 2 - Propriedades Mecânicas do Material 2D Ortotrópico	58
Tabela 3 - Valores máximos de tensão de von Mises para as estruturas analizadas com o carregamento de 100 g.....	69
Tabela 4 - Valores máximos de tensão de von Mises para as estruturas analizadas com o carregamento de 500 gf e seu valor estimado com base no carregamento de 100 gf.	75
Tabela 5 - Valores máximos de tensão de von Mises para as estruturas analizadas com o carregamento de 100 gf com modelo de material ortotrópico e isotrópico para o osso cortical.....	80

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

µm	- micrometro
2D	- Bidimensional
3D	- Tridimensional
AutoCad	- Software do tipo CAD
BTP	- Barra Transpalatina
CAD	- Computer Aided Design: desenho auxiliado por computador
cN	- centi newton
gf	- Grama-força
M	- Molar
M/F	- Momento/Força
MEF	- Método dos Elementos Finitos
MI	- Molar Inferior
MPa	- mega Pascal
MS	- Molar Superior
N	- newton
Nitinol	- Níquel - Titânio Naval Ordnance Laboraty
P	- Palatina
PMI	- Pré-Molar Inferior
PMS	- Pré-Molar Superior
V	- Vestibular

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 Método dos Elementos Finitos	16
2.2 Sistemas de Ancoragem Esquelética	20
2.3 Ósteons	45
3 PROPOSIÇÃO	49
4 MATERIAL E MÉTODOS	50
4.1 Material.....	50
4.2 Metodologia	51
4.2.1 Maxila	51
4.2.2 Angulação	53
4.2.3 Software Patran	53
4.2.4 Movimento de Intrusão dentária	58
4.3 Metodologia de Avaliação	60
5 RESULTADOS	65
6 DISCUSSÃO	81
7 CONCLUSÃO	88
REFERÊNCIAS	89
GLOSSÁRIO	93
ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	95

1 INTRODUÇÃO

A ancoragem ortodôntica em dentes ou em estruturas extra-bucais é usada para impedir o movimento indesejável ou forças de reação. A ancoragem está diretamente relacionada à resistência a tendência de movimentação dentária gerada por forças ortodônticas. A aplicação de forças para movimentação dentária gera forças recíprocas de mesma intensidade tanto do lado de movimentação, quanto do lado de resistência. Os dentes submetidos às forças compõem a unidade de ação e os dentes que devem resistir à movimentação compõem a unidade de reação ou de ancoragem. Para se controlar esta ancoragem necessita-se na maioria das vezes, da colaboração do paciente (Marassi et al., 2004).

Um dispositivo de ancoragem ortodôntica esquelética para ser considerado ideal, segundo Park (2001) e Villela et al. (2004), deve possuir as seguintes características: ser facilmente instalado, resistente às forças ortodônticas, de fácil remoção, de tamanho reduzido e pronto para carga imediata ou ativação, para minimizar o tempo global de tratamento.

O controle da ancoragem no tratamento ortodôntico tem sido realizado há vários anos com o uso de métodos tradicionais como arco extra-bucal, barra transpalatina, placa lábio-ativa, barra lingual, botão de Nance e outros. A desvantagem de alguns destes métodos é a necessidade da colaboração do paciente. Observou-se também aumento do número de tratamento ortodôntico em pacientes adultos, em que situações como ausência de dentes, redução do periodonto de suporte e oclusão inadequada poderia contra-indicar o uso de

ancoragem convencional. Assim, torna-se evidente a necessidade de alternativa para ancoragem nestes pacientes (Melsen, Verna, 2005).

O uso de implantes endósseos rígidos representa forte tecnologia desenvolvida na prática odontológica. O uso de ancoragem ortopédica rígida para mover dentes é um conceito inovador em Ortodontia. A formação de osso na interface implante-tecido é essencial para a realização da fixação óssea rígida (osseointegração) do implante (Chen et al., 1995).

Apesar dos implantes endósseos serem utilizados como ancoragem ortodôntica esquelética, eles apresentam deficiências com relação à seleção do lugar apropriado para sua instalação na maioria dos pacientes em tratamento ortodôntico, procedimentos cirúrgicos de instalação e remoção mais invasiva e custo alto (Laboissière et al., 2005).

Creekmore & Eklund (1983) introduziram a possibilidade da ancoragem esquelética em Ortodontia. Com parafusos, chavetas ou implante ancorado em ossos maxilares, forças poderiam ser aplicadas para produzir movimento sem ocorrer forças recíprocas e a necessidade de ancoragem extra-bucal e remoção de dentes nos tratamentos ortodônticos poderiam ser reduzidas consideravelmente.

Comparando os mini-implantes com os implantes osseointegrados, pode-se observar algumas vantagens dos primeiros: tamanho reduzido, baixo custo, facilidade de instalação e remoção sem grandes procedimentos cirúrgicos e a possibilidade de carga imediata. Além de serem mais práticos para os ortodontistas, estes mini-implantes específicos evitam injúrias à gengiva ao redor do implante, diminuindo ou evitando desconforto para o paciente (Marassi et al., 2004).

Segundo Lotti et al. (2006), o Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelo matemático, para que sejam obtidos os resultados desejados. A origem do desenvolvimento desse recurso ocorreu no final do século XVIII, entretanto, a sua viabilidade tornou-se possível somente com o advento dos computadores, facilitando a resolução das enormes equações algébricas.

As aplicações do Método dos Elementos Finitos em biomecânica, a partir da análise em Ortopedia, tiveram início na década de 70, mais especificamente no estudo de tensões no fêmur desenvolvido por Brekelmans (1972 apud de Las Casas, 2000). A partir deste trabalho, primeiro como ferramenta pouco conhecida em suas potencialidades e limitações, e depois como método mais conhecido em suas características, o Método dos Elementos Finitos foi ocupando espaço importante na análise de problemas biomédicos, principalmente na análise de próteses. Huiskes & Chao (1983 apud de Las Casas, 2000) realizaram estudos sobre o Método dos Elementos Finitos e afirmaram que aplicações na biomecânica bucofacial poderiam ser encontradas, por exemplo, no estudo da fratura de materiais dentários ou na análise de implantes.

O Método dos Elementos Finitos pode ser utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas e, devido à sua grande aplicabilidade existem trabalhos com esta metodologia nas diversas especialidades odontológicas, como na Ortodontia, quando se deseja analisar cargas, tensões ou deslocamentos. Devido a sua eficiência, facilidade de obtenção e interpretação dos resultados, torna-se

interessante avaliar tensão dos mini-implantes de titânio usados como ancoragem em Ortodontia usando esta Metodologia.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para tornar a leitura mais dinâmica, a revisão de literatura foi dividida em três tópicos distintos nos quais foram relacionados trabalhos significativos e específicos:

2.1 Método dos Elementos Finitos

Sertgöz em 1997 avaliou através do Método dos Elementos Finitos 3D a distribuição de tensão em seis implantes e ao redor do osso cortical. Os implantes foram usados como suporte para futuras próteses e foi analisado o efeito da superfície oclusal com três materiais, resina, resina composta e porcelana e quatro estruturas internas, ouro, prata-paladium, cobalto-cromo e titânio. A carga aplicada de 172 N foi distribuída pela superfície oclusal do modelo de elemento finito e os valores de tensão foram calculados na superfície oclusal e estruturas internas dos materiais, parafusos retentores das próteses e ao redor do osso cortical. Os resultados demonstraram que usando material com baixo módulo de elasticidade, não houve diferença substancial de tensão nos modelos e ao redor do osso cortical, porém, foi observado a tensão concentrada nos parafusos retentores, o que aumenta o potencial de risco de fratura da prótese. O autor concluiu que uma ótima combinação seria o cobalto-cromo para as partes estruturais e porcelana para a superfície oclusal das próteses.

Melsen & Lang (2001) realizaram estudo para analisar histomorfologicamente os tecidos ao redor de implantes usados como ancoragem ortodôntica. Os autores utilizaram uma amostra de seis macacos adultos e

removeram os 1os PMI, 2ºs PMI e 2ºMI. Após seis meses de cicatrização os autores inseriram dois implantes com 2,2 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento, na região dos 2º PMI e 2º MI e após três meses de espera foi iniciado o estudo. A força contínua foi aplicada passando pelo centro de resistência por vestibular através de molas de nitinol. No primeiro macaco foi aplicado 50 cN, correspondendo um total de 100 cN para cada implante; em três macacos, 100 cN de cada lado com total de 200 cN; no quinto macaco, 150 cN, com total de 300 cN e o sexto macaco foi usado como controle. As forças foram ajustadas e calibradas a cada 15 dias por um período de 11 semanas. A quantidade de osseointegração expressada pelo contato osso-implante não foi influenciada pela carga aplicada e se manteve em 40 - 50%. Os níveis de força variaram entre 100 a 300 cN, contudo, as características do turnover ósseo (remodelação) não foram influenciadas pela magnitude da força. A análise dos Elementos Finitos realizada demonstrou que a distribuição da tensão teve impacto significativo sobre a atividade biológica do tecido ósseo adjacente.

Rubo & Souza (2001) afirmaram que pesquisas em bioengenharia têm conseguido grandes avanços, principalmente, quando se beneficiam dos recursos computacionais disponíveis. Dentro da área de Odontologia, observa-se grande necessidade de recursos computacionais na análise de tensões e avaliação dos esforços sobre restaurações, implantes ou dentes naturais. Um dos métodos de simulação numérica mais conhecido utilizado nos projetos de estruturas mecânicas atualmente é o Método dos Elementos Finitos. Este método toma um problema complexo e o subdivide em vários elementos de forma geométrica pré-determinada, resolvendo-os e combinando-os adequadamente para oferecer a solução para todo o conjunto. Desenvolveu-se no início dos anos 60 para auxiliar a indústria aeroespacial e hoje tem gama variada de aplicações. Inicialmente como análise

bidimensional para problemas mais simples e posteriormente evoluiu para modelos tridimensionais para análises mais complexas. É comum que todo o material envolvido seja considerado homogêneo e isotrópico, onde as propriedades do material são as mesmas em todas as direções. Sabe-se, por outro lado, que tanto osso cortical como medular não são homogêneos e, portanto, apresentam variações de módulo de elasticidade conforme a região. Da mesma forma, a interface osso-implante é considerada homogênea e contínua por toda a superfície do implante, o que não é necessariamente realidade.

Vasquez et al. (2001) realizaram estudo em modelo matemático tridimensional construído através do Método dos Elementos Finitos, os quais simularam implante endósseo, canino superior com seu ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso. Os níveis de tensão iniciais foram medidos durante dois tipos de mecânica de retração: com fricção e sem fricção. No geral, a área com mais alto nível de tensão foi na margem cervical do implante osseointegrado e seu osso cortical. Os autores afirmaram que no futuro, quando a reação celular para níveis de tensão variáveis for conhecida para cada estrutura do sistema estomatognático, estudos como este terão grande influência para ortodontistas.

Hayashi et al. (2004) avaliaram a retração de canino entre mecânica de deslizamento e mecânica utilizando molas e implantes palatinos como ancoragem ortodôntica e as estruturas foram analisadas através de modelo tridimensional dos Elementos Finitos. As análises sugeriram que a força de retração de 1N ou menos foi a mais efetiva não somente para a mecânica de deslizamento, mas também, para a retração com molas e concluíram que a análise em 3D do Método dos Elementos Finitos, deve tornar-se ferramenta cada vez mais útil para avaliar as mecânicas ortodônticas.

Gallas et al. (2005) investigaram através de modelos tridimensionais dos Elementos Finitos, o osso e implantes endósseos como ancoragem ortodôntica. O primeiro modelo analisou os implantes não osseointegrados e o segundo com osseointegração completa, todos com 4,1mm de diâmetro e 10 mm de comprimento. Os modelos foram utilizados para determinar o padrão e distribuição de tensão do implante e tecido de suporte quando forças ortodônticas são aplicadas e mostraram que em ambos, o máximo de tensão estava sempre localizado ao redor do pescoço do implante e na margem cervical do osso marginal, assim esta área deveria ser preservada clinicamente para manter a interface osso-implante estrutural e funcionalmente.

Melsen & Verna (2005) avaliaram o sistema de ancoragem Aarhus. Este sistema utiliza mini-implante auto-rosqueável, disponível no tamanho de 1,5 ou 2,0 mm de diâmetro e o comprimento do colar transmucoso e do parafuso rosqueável varia para acomodar a espessura do osso e mucosa em diferentes locais da mucosa oral. Para avaliar a transferência de carga do mini-implante para o osso, dois modelos diferentes em 3D dos elementos finitos foram desenvolvidos: a) modelo exato geometricamente; b) modelo paramétrico para avaliar a influência da espessura da cortical óssea e a densidade do osso trabecular adjacente. Em ambos os modelos foram aplicadas forças de 50 gramas na cabeça dos mini-implantes. O mini-implante foi deslocado inclinando-se e causando tensão na direção da força. O nível de tensão foi mais alto na cortical óssea do que no trabeculado ósseo adjacente. O modelo paramétrico revelou que a espessura do osso cortical determina a carga transferida total do mini-implante para osso e a densidade do osso trabeculado compreendeu a menor parte. O sistema de ancoragem Aarhus foi indicado para pacientes adultos com dentes insuficientes para estabelecer sistema

de ancoragem e concluíram que é essencial que o ortodontista entenda completamente o sistema de forças a ser utilizado.

Motoyoshi et al. (2005) realizaram estudo para avaliar fatores primários de estabilidade, especialmente o espaço entre os filamentos do mini-implante e o osso, utilizando a análise dos Elementos Finitos, na tentativa de obter desenho de mini-implante que suporte mais as forças durante o tratamento ortodôntico. Seis tipos de modelos tridimensionais foram desenhados para mostrar as variações dos espaços entre os filamentos da engrenagem dos parafusos, de 0,5 - 1,5 mm. Foi aplicada força de tração de 2N na cabeça do mini-implante com inclinação de 45° em relação à superfície do osso. Concluíram que a aplicação de força levou à diminuição significativa da concentração de tensão sobre o osso e que as diferentes espessuras dos filamentos do mini-implante não influenciaram na sua distribuição e deslocamento do mini-implante.

Lotti et al. (2006) relataram que o Método dos Elementos Finitos (MEF) quando bem gerenciado, pode proporcionar diversas vantagens em relação a outros estudos, pela facilidade de obtenção e interpretação dos resultados. Entretanto, para a correta execução desta metodologia, é necessária interação entre profissionais da Engenharia e Odontologia para que se possa por em prática as idéias e obter resultados corretos e válidos.

2.2 Sistemas de ancoragem esquelética

Creekmore & Eklund (1983) introduziram a possibilidade de ancoragem esquelética em Ortodontia. Com parafusos, chavetas ou algum implante ancorado em ossos maxilares, forças podem ser aplicadas para produzir movimento em

alguma direção sem ocorrer movimentos recíprocos, assim a necessidade de forças extrabucais e remoção de dentes nos tratamentos ortodônticos poderiam ser reduzidas consideravelmente. Sem fundamentos biológicos e conhecimento adequado sobre resistência, estabilidade, rejeição, infecção ou outra patologia, é prematuro usar este procedimento clinicamente. Os autores questionaram se a ancoragem esquelética poderia ser aplicada para movimentos ortodônticos e ortopédicos na mandíbula. Estimularam investigação profunda, na esperança que a ancoragem esquelética pudesse ser confirmada, como procedimento clínico efetivo e seguro em Ortodontia.

Douglas & Killiany (1987) afirmaram que o uso de ancoragem para facilitar o movimento ortodôntico é fundamental em Ortodontia. É comum para o ortodontista, estar diante de pacientes com ausência de muitos dentes, o que dificulta o planejamento do sistema de ancoragem, nestes casos implantes endósseos são usados nos locais dos dentes perdidos. Este método poderá se tornar promissor, nos futuros tratamentos ortodônticos. Os autores realizaram estudo para avaliar o movimento dentário em amostra de 21 ratos. Os implantes foram colocados próximos ao primeiro molar superior, apenas de um lado da arcada para serem comparados com o lado não ancorado. A movimentação foi analisada por meio de telerradiografias laterais. Cinco implantes tiveram sucesso nos resultados clínicos, com média de 23,8% e a movimentação foi significativa ($p < 0,05$). Os autores concluíram que os implantes tiveram excelente potencial quando usados como ancoragem para correções ortodônticas.

Roberts et al. (1989) afirmaram que o controle da ancoragem é fundamental para Ortodontia e Ortopedia Dentofacial. A ancoragem adequada para corrigir má oclusão esquelética e/ou dentária é freqüentemente consideração crítica

no planejamento do tratamento ortodôntico. Realizaram estudo com sete coelhos do gênero feminino com dois anos de idade, nos quais foram colocados no osso fêmur, 2 implantes com 3,2 mm de diâmetro e 7,0 mm de comprimento. Seis semanas mais tarde, os implantes receberam carga de compressão de 1N (cerca de 102g) com molas fechadas. Nas análises realizadas com microrradiografias encontraram contato ósseo direto em 50% da interface óssea e na microscopia de luz polarizada foi encontrada matriz óssea com osso lamelar. Realizaram ainda estudo com cães para avaliar o potencial de ancoragem dos implantes endósseos. Foram inseridos implantes de 5,0 x 3,75 mm e após três semanas foi aplicada força de 3N com molas fechadas. Três tipos de tecido ósseo foram encontrados nos dois estudos: tecido trançado (pobremente organizado) formado rapidamente, 30 - 50 $\mu\text{m}/\text{dia}$; tecido lamelar, formado mais lentamente 0.6 $\mu\text{m}/\text{dia}$ e osso composto. Os autores concluíram: a) a integração óssea ocorre em 94% dos implantes endósseos de titânio com diferentes tipos de configurações; b) todos os implantes receberam carga de 1 - 3 N contínua e permaneceram estáveis; c) a microrradiografia foi superior à microscopia com luz polarizada para detectar interfaces mineralizadas; d) menos de 10% das porções endóssea do implante de titânio com roscas assimétricas está em contato direto com o osso; e) a ancoragem ortodôntica com implantes endósseos rígidos requer o mínimo (< 10%) de contato direto na interface e f) a osseointegração ocorreu no ligamento periodontal e raízes dos dentes adjacentes.

Kokich (1996) documentou o uso de implantes para realizar movimentos ortodônticos em pacientes, onde a ancoragem é prejudicada pela ausência de muitos dentes, o que é comum em pacientes adultos. Certos movimentos dentários são praticamente impossíveis e o uso de implantes é indicado. Um dos movimentos

que poderia ser realizado é a intrusão com implantes como ancoragem para forças ortodônticas e depois do tratamento, o próprio implante poderia ser usado como pilar para prótese fixa. Movimentos de retração de dentes com inclinação vestibular, também poderiam ser realizados com implantes retromolares como ancoragem. Vários fatores são necessários para alcançar o sucesso com implantes: a) planejamento e necessidade de tratamento interdisciplinar; b) determinar se o implante deve ser colocado antes ou durante o tratamento ortodôntico; c) idade do paciente; d) qualidade do osso onde será inserido o implante; e) tempo para iniciar a aplicação da força, que é recomendado 4 - 6 meses.

Segundo Melsen & Bosch (1997), os métodos tradicionais para ancoragem e os diferentes tipos de ancoragem intra e extrabucais foram largamente discutidos. A ancoragem deveria ser avaliada levando em consideração a reação tecidual frente à aplicação da força ortodôntica e a interação entre o sistema de força ortodôntica e as forças produzidas pela oclusão. Quando a força ortodôntica é aplicada ao dente, as células do ligamento periodontal se diferenciam em células osteoclásticas e osteogênicas ativas e novas células são recuperadas dos vasos sangüíneos. O ligamento periodontal e o osso adjacente exibem aumento da atividade celular, o que facilita a movimentação dentária. Em paciente em que o resultado do tratamento ortodôntico dependesse de ancoragem máxima, a movimentação no sentido mesial da região dentária posterior não deve ocorrer durante o fechamento do espaço das extrações, no movimento de retração dos dentes anteriores.

Kanomi (1997) afirmou que os implantes de titânio osseointegrados foram usados com sucesso para recolocação de dentes perdidos, mas, seu uso como ancoragem ortodôntica é limitado devido ao seu tamanho. Estes implantes poderiam

ser colocados apenas em áreas edêntulas ou retromolar. Existe ainda o inconveniente da severidade da cirurgia, o desconforto inicial e a dificuldade de higienização. Os mini-implantes para ancoragem ortodôntica poderiam ser colocados em qualquer área do osso alveolar e apical. O procedimento cirúrgico poderia ser realizado pelo ortodontista ou clínico, o período de cicatrização é rápido e pode ser removido facilmente após a aplicação da força. Os implantes têm 3,5 - 5,5 mm de diâmetro e 11 - 21 mm de comprimento e os mini-implantes apenas 1,2 mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento, sendo, portanto, mais usados em Ortodontia. Devido ao seu tamanho reduzido são inseridos entre raízes mesiais e distais de molares para intrusão ou colocados no palato promovendo ancoragem para distalização de molares.

Costa et al. (1998) afirmaram que os problemas relacionados com ancoragem na movimentação ortodôntica de dentes em pacientes com deficiência de dentição, foram amplamente discutidos. Várias são as sugestões para solução deste problema na literatura, como onplantes, implantes e mini-implantes. Os mini-implantes são apresentados como alternativa e os locais para implantação dependeriam de estudos realizados em crânio seco de boa qualidade. São facilmente inseridos e removidos e permitem a aplicação de carga imediata, contudo, a estabilidade é limitada após a aplicação da força. Os autores estudaram em amostra de 14 indivíduos e os possíveis locais de inserção foram: na maxila no plano sagital mediano ou abaixo da espinha nasal anterior; lateralmente na crista infrazigomática e na mandíbula em posição retromolar para movimento mesial de molares; lateralmente na região de molares e pré-molares servindo como ancoragem para movimentos verticais e transversais e anteriormente na sínfise para intrusão e proclinação dos incisivos inferiores. E concluíram que as vantagens são: facilidade

de inserção e remoção (podem ser realizadas pelo ortodontista) e carregamento imediato diminuindo o tempo de tratamento.

Park et al. (2001) relataram que micro-implantes usados como ancoragem em Ortodontia devem ser pequenos o bastante para serem implantados na área alveolar interseptal, com angulação de 60° entre os dentes. Ainda que 5 mm dos 6 mm do micro-implante seja inserido no osso alveolar pela face vestibular na maxila, a profundidade de penetração dentro do osso é de apenas 2,5 mm. Na mandíbula, 3 dos 6 mm é inserido e a média de espessura da cortical na região de molares é de 3,1 a 3,2 mm e o local para implantação é a região de pré-molares e molares. A identificação do local de inserção dos micro-implantes deve ser criteriosa, para que o sucesso do tratamento seja alcançado. Os micro-implantes têm as seguintes vantagens: não dependem da cooperação do paciente como os aparelhos extra-buciais, diminuem o tempo do tratamento em casos de retração dos seis dentes anteriores, reduzem o tempo de consulta e promovem ancoragem absoluta para movimentação ortodôntica.

Daimaruya et al. (2001) avaliaram o efeito do movimento de intrusão de molar inferior sobre o feixe neuromuscular, o nível de osseointegração do parafuso e a reabsorção radicular, utilizando mini-placas como ancoragem em Ortodontia. Em amostra de seis beagles adultos foi inserida mini-placas de titânio transmucosa com parafusos monocorticais e a força aplicada foi de 100 a 150 g. A avaliação da quantidade de intrusão foi realizada com radiografias antes e depois do movimento e a intrusão ocorreu em sete meses; com 1 mm após 4 meses e 3,4 mm após 7 meses. Os resultados mostraram que as mini-placas foram bem estabilizadas com os parafusos osseointegrados e os tecidos moles peri-implantes tiveram leve mudança inflamatória. Histologicamente foi observada reabsorção de 0,1mm após 4

meses de aplicação de força e aos 7 meses, um terço da região apical foi reabsorvido, mas foi reparada com cimento neoformado; os nervos e os vasos não foram prejudicados. Os autores concluíram que o sistema de ancoragem esquelética utilizando mini-placas de titânio transmucoso com parafusos monocorticais, para ancoragem ortodôntica, pode ser usado para intrusão de molares sem causar problemas iatrogênicos indesejáveis.

Bae et al (2002) afirmaram que os métodos convencionais para aumentar a ancoragem ortodôntica apresentam algumas desvantagens, entre elas desenho complicado do aparelho e necessidade de extrema cooperação por parte do paciente. Embora os implantes odontológicos “padrão” possam ser usados como ancoragem ortodôntica, os mesmos também têm algumas desvantagens como dificuldade na seleção do local adequado para o implante na maioria dos pacientes; a necessidade de esperar a osseointegração antes da aplicação da força; procedimento cirúrgico invasivo e o alto custo. Para controlar a ancoragem no tratamento ortodôntico, opta-se pelos micro-implantes desenhados para fixar fragmentos ósseos em cirurgias maxilo-faciais ou cirurgias plásticas. Estes micro-implantes são de pequeno diâmetro (1,2 mm) e disponíveis em vários comprimentos; podem ser inseridos em qualquer local designado, inclusive no espaço interradicular; podem receber forças ortodônticas típicas de 200 a 300 g durante todo o tempo de tratamento; não precisam de osseointegração, como os implantes de reabilitação e podem ser removidos facilmente pelo ortodontista. Métodos de ancoragem óssea como implantes retro-molares; onplantes; implantes palatinos, mini-placas; mini-parafusos e mini-implantes tornaram possível transpor antigas limitações dos movimentos ortodônticos como movimentação de toda a arcada dentária para mesma direção ou corrigir mordida aberta através de intrusão molar. Os autores

concluíram que os micro-implantes proporcionam total ancoragem para os movimentos ortodônticos.

Favero et al. (2002) realizaram revisão dos estudos publicados entre 1970 e 2000 sobre o uso de implantes como ancoragem ortodôntica. O titânio é o material mais usado com 99,5% e 0,5% de outros materiais como carbono, oxigênio, nitrogênio e hidrogênio. É considerado excelente material, pois, não promove desenvolvimento de neoplasias, alergias ou reações imunológicas. Sabe-se que a carga aplicada deve ser proporcional a quantidade de osseointegração e depende da área de contato do osseoimplante-tecido, devido a isso as dimensões dos implantes devem estar de acordo com a quantidade de osso disponível para a inserção. O desenho do implante deve ser de tal maneira que distribua a carga sem prejudicar a fisiologia do tecido ósseo. Os mais usados são o cilíndrico e cônico-cilíndrico com superfície lisa ou rosqueável. A escolha do local anatômico de inserção envolve fatores como a idade esquelética do paciente, qualidade e quantidade de osso adequado. O local é determinado segundo o planejamento do caso. A força ortodôntica geralmente é horizontal e com valores baixos (20 a 40 g); aumentando se necessário de 30 - 250 g para movimentos, de intrusão, extrusão, fechamento de mordida, rotação, mesialização, distalização e verticalização. O período de cicatrização necessário antes da aplicação da força varia de 4-6 semanas. Em relação ao paciente, o ortodontista deve explicar as vantagens e desvantagens desse método e o mesmo deve assinar termo de consentimento. Os autores concluíram que é necessário padronizar os sistemas para oferecer intervenção operatória simples, estimular outras soluções biomecânicas e oferecer segurança do ponto de vista legal.

Park (2002) realizou estudo para determinar a localização ideal para a inserção dos micro-implantes. Foram realizadas tomografias computadorizadas em amostra de 21 pacientes, com idade entre 13 e 60 anos e média de 26 anos. As imagens tomográficas foram escaneadas e computadorizadas. O autor usou para maxila micro-implantes de 1,2 mm de diâmetro e 8,0 mm de comprimento e foram colocados com inclinação de 30 a 40° em relação ao longo eixo do dente. A inclinação reduz a possibilidade de contato radicular quando comparado com implante perpendicular à superfície óssea e permite a colocação de mini-implantes mais longo, o que resulta em aumento da estabilidade. Na mandíbula foram usados micro-implantes de 1,2 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento, com angulação de 10 a 20° em relação ao longo eixo do dente. O autor concluiu que a média de espessura da cortical óssea no 1° e 2° MI foi de 2,48 e 3,17 mm, portanto, o cirurgião deve examinar a relação micro-implante e raízes adjacentes cuidadosamente. De acordo com os autores o local mais seguro na mandíbula é a I vestibular do 2° MI (para verticalização de molares) e considerando que o micro-implante foi implantado entre as raízes, o risco de contato não existe. Na maxila a média entre a raiz palatal do 1° e 2°M foi de 4,03 mm de área de implantação. O autor concluiu que micro-implantes com 1,2 mm de diâmetro e 8,0 mm de comprimento, podem ser colocados na maxila entre 2°PMS e 1°MS e micro-implantes com 1,2 mm de diâmetro podem ser colocados no osso palatino entre 1° e 2°MS. Na mandíbula os micro-implantes com 1,2 mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento podem ser colocados no osso alveolar entre 1° e 2°M sem a possibilidade de contato entre as raízes.

Park et al. (2002) afirmaram que a verticalização de segundos molares inferiores, após perda de primeiros molares pode ser realizada com a utilização de

implantes dentais, mas os implantes convencionais têm algumas desvantagens como a necessidade de espera para a osseointegração; dificuldade de remoção e alto custo. Com micro-implantes a verticalização pode ser feita sem efeito sobre dentes anteriores. Simultaneamente a intrusão do molar pode ser realizada, eliminando a necessidade de correção no plano oclusal. Os autores afirmaram que tomografia computadorizada deve ser realizada para indicar com segurança o melhor local para inserção dos micro-implantes.

Trisi & Ribaudi (2002) afirmaram que os implantes osseointegrados mantêm-se estáveis quando é aplicada força ortodôntica. O controle da ancoragem é essencial para o planejamento do tratamento ortodôntico e freqüentemente influencia os objetivos das terapias. Contudo, movimentos dentários tornam-se difíceis em paciente com periodonto comprometido ou com ausência de dentes. Os autores avaliaram a interface implante-osso, a estabilidade do implante e a reação do osso periimplante durante diferentes condições de terapia ortodôntica. Foram usados implantes (Ormco) com 3,3 mm de largura e 5,0 ou 7,0 mm de comprimento em 41 pacientes adultos com indicação para tratamento ortodôntico com várias más oclusões. Em 29 indivíduos foram colocados implantes com 11 - 13 mm de comprimento e 4,0 mm de diâmetro, dez na região de molares inferiores e dois implantes palatais. A tração ortodôntica foi realizada com elásticos e molas, com força entre 80 a 120 g. Sete implantes inferiores foram removidos com uma camada de osso para análise histológica: um depois de dois meses de carga; dois depois de quatro meses; um depois de seis meses; um depois de doze meses. Após 2 a 4 meses de cicatrização, outros dois implantes receberam carga o primeiro durante 8 meses e o segundo durante 6 meses, após um período de descanso foram removidos e avaliados. Os movimentos realizados foram distalização superior e

inferior de molares, distalização de grupo de molares e pré-molares, inclinação, verticalização, extrusão, intrusão e ancoragem. Alguns implantes movimentaram durante o primeiro momento da aplicação da força e encontraram uma posição fixa, principalmente quando colocados em osso de baixa qualidade. Cargas aplicadas após dois meses de cicatrização mostraram-se saudáveis e foi considerado o protocolo ideal para implantação ortodôntica. A densidade do osso alterou em diferentes regiões dos maxilares e diferentes indivíduos e por esta razão pode-se presumir que implantes instalados em osso frágil são menos resistentes.

Daimaruya et al. (2003) realizaram estudo para avaliar os efeitos da intrusão de pré-molares com mini-implantes, sobre as raízes dos dentes e o assoalho do seio maxilar. O sistema de ancoragem esquelética foi desenvolvido para proporcionar ancoragem absoluta para intrusão ou distalização de dentes. Seis beagles foram usados neste estudo e foram colocados mini-placas (Sankin Kogyo Ltda) e parafusos de 2,0 mm de diâmetro e 5,0 ou 7,0 mm de comprimento bilateralmente, acima das raízes dos segundos pré-molares. A força aplicada após três meses de cicatrização foi de 80-100g de cada lado e os dentes foram intruídos entre 4 a 7 meses. Radiografias foram tomadas periodicamente para avaliar a quantidade de movimento e reabsorção radicular. A quantidade de intrusão foi 1,8 mm depois de quatro meses e 4,2 mm depois de sete meses, sem diferença significativa entre elas. Os ápices radiculares dos dentes intruídos penetraram dentro do seio maxilar. O osso de remodelação ao redor das raízes era rico em osso trabeculado no lado vestibular e no lado palatino com grande quantidade de osso lamelar. Ainda que os dentes penetrem no assoalho do seio maxilar, tecido de regeneração pode se formar para restabelecer as condições normais do periodonto. Estudos histológicos revelaram que a força intrusiva aplicada continuamente causou

mudanças no tecido pulpar, como rompimento da camada odontoblástica, vacuolização dos odontoblastos, que levaram a inibição da formação de pré-dentina e distúrbios circulatórios, o osso alveolar ao redor das raízes foi remodelado. Os autores concluíram que o sistema de ancoragem absoluta com placas e parafusos pode ser mantido sem inflamação ao redor do local de implantação; a reabsorção foi mínima e foi reparada com a formação de novo cemento e o feixe neurovascular não foi atingido com a movimentação dos dentes.

Kyung et al. (2003) afirmaram que o movimento de distalização de molares tende a causar movimento indesejável de outros dentes caracterizando a perda de ancoragem. Este movimento de distalização, muitas vezes requer a cooperação dos pacientes. Estes inconvenientes não ocorrem com o uso de ancoragem esquelética, que vem ganhando adeptos entre os ortodontistas. Para definir o melhor local para colocação do mini-implante, utilizou-se tomografia computadorizada do osso palatino em 3D. A avaliação através deste método mostrou que a crista nasal entre a espinha nasal anterior e posterior é dois milímetros mais espessa, do que aparece na telerradiografia lateral, confirmando assim a validade do seu uso.

Geron et al. (2003) afirmaram que a perda da ancoragem é efeito da mecânica ortodôntica e que é definida como a quantidade do movimento mesial do primeiro molar durante o fechamento do espaço de um pré-molar extraído. É descrita como resposta multifatorial em relação ao tipo de aparelho, idade, apinhamento, sobressaliência, tipo e extensão do movimento, angulação e comprimento das raízes, contorno do osso alveolar. Os autores realizaram estudo com 87 indivíduos com más oclusões de Classe I e II que foram tratados com mecânica lingual (n= 25) e mecânica tradicional por vestibular (n= 62); com extrações de primeiros ou

segundos pré-molares superiores. Os indivíduos foram divididos em grupos. Grupo 1 com 12 ($24,8 \pm 5,57$ anos), com extrações dos primeiros pré-molares superiores e mecânica lingual. Grupo 2 com 13 ($24,4 \pm 5,99$ anos), com extrações dos segundos pré-molares superiores e mecânica lingual. Grupo 3 com 20 ($20,09 \pm 5,43$ anos), com extrações dos primeiros pré-molares superiores e mecânica tradicional, por vestibular e Grupo 4 com 42 ($12,6 \pm 1,99$ a), com extrações dos primeiros pré-molares superiores e mecânica vestibular. Foram tomadas telerradiografias laterais e confeccionados modelos em gesso inicial e final. Foi avaliado o local da extração entre os grupos G1 e G2; mecânica entre os grupos G1 e G3; idade entre os grupos G3 e G4 e apinhamento e sobressaliência entre todos os grupos. A mecânica vestibular demonstrou perda de ancoragem maior do que a mecânica lingual ($1,15 \pm 2,06$ mm, $P < .05$). Ocorreu perda de ancoragem maior em adultos do que em adolescentes ($0,73 \pm 1,43$ mm), mas não significativa. Ocorreu ainda um leve aumento, mas, não significativo na perda de ancoragem entre os segundos pré-molares quando comparados com os primeiros pré-molares ($0,51 \pm 1,33$ mm). A sobressaliência foi relacionada com a perda de ancoragem e os resultados sugeriram que a perda de ancoragem tem resposta multifatorial.

Deguchi et al. (2003) quantificaram as propriedades histomorfométricas da interface osso-implante, para analisar o uso de pequenos parafusos de titânio como ancoragem ortodôntica e estabelecer período adequado de cicatrização dos parafusos. Foram implantados 96 parafusos de 5,0 mm de comprimento e 1,0 mm de diâmetro em oito cães. Os implantes foram divididos em três grupos de avaliação: 3, 6 e 12 semanas, com oito implantes por grupo. Foi aplicada força 200-300 g por até doze semanas com cadeias de elásticos e a cada quatro semanas a força foi checada para manter-se constante. A análise histomorfométrica foi realizada com

microscópio de epifluorescência (Nikon FXA). A média de sucesso foi de 93%. A implantação mandibular tem maior contato osso-implante do que a maxilar. As porcentagens de contato foram para maxila no grupo de três semanas $33,5 \pm 3,2\%$, grupo de seis semanas $24,5 \pm 2,0\%$ e grupo de doze semanas $21,9 \pm 2,4\%$ e para mandíbula no grupo de três semanas $33,9 \pm 3\%$, grupo de seis semanas $32,4 \pm 3,6\%$ e para o grupo de doze semanas $30,2 \pm 4,9\%$. Microscopicamente foi observado de 1,0 mm de tecido mineralizado na superfície do implante e nos grupos de seis e doze semanas predominaram o osso lamelado. A maior intensidade de formação óssea foi observada no grupo de três semanas e não ocorreram grandes diferenças entre os grupos três e doze semanas, portanto, pode-se aplicar força nos implantes 4 a 5 semanas após a implantação em humanos.

Yao et al. (2004) afirmaram que a extrusão de molares superiores devido à perda de dentes antagonistas, cria interferências oclusais e distúrbios funcionais. Para restabelecer a oclusão correta a intrusão dos molares torna-se essencial antes que outros procedimentos sejam iniciados. Os autores apresentaram caso clínico em que o tratamento ortodôntico de intrusão foi realizado com mini-implantes como ancoragem esquelética, eliminando o uso de extra-bucal para o paciente que apresentava ausência de dentes, contra indicando a ancoragem tradicional. Os resultados mostraram respostas biológicas dos dentes e estruturas ósseas. A vitalidade e saúde periodontal dos dentes mantiveram-se bem, mesmo após o tratamento ortodôntico ativo.

Park et al. (2004) afirmaram que o movimento ortodôntico de distalização dos dentes superiores pode ser realizado com aparelhos removíveis, o que requer a colaboração do paciente. Podem ocorrer ainda efeitos colaterais como movimento mesial dos dentes inferiores; extrusão de pré-molares e dentes anteriores

posicionados em forma de leque. O uso de micro-implantes (1,2 mm de diâmetro e 6,0 a 10 mm de comprimento) como ancoragem esquelética, possibilita a retração dos dentes em massa, eliminando o movimento recíproco adverso, maximiza a eficiência do tratamento e reduz o tempo de tratamento. A retração ocorre sem efeitos adversos, e o apinhamento anterior é resolvido sem causar nenhum efeito prejudicial ao perfil facial.

De acordo com Lee et al. (2004), a área da sutura palatina mediana é um ótimo local para inserção de mini-implantes. Esta localização também poderia aumentar a estabilidade do mini-implante, aumentando o sucesso do procedimento. Entre muitas aplicações os mini-implantes na sutura palatina mediana são muito efetivos na intrusão de molares, reduzindo o tempo de tratamento e aumentando o conforto para o paciente. Os mini-implantes maxilares têm menor estabilidade do que os mandibulares, devido à maior porosidade da estrutura óssea maxilar, contudo, a sutura palatina mediana tem sido escolhida como o melhor local para os mini-implantes na maxila. Além das vantagens acima citadas, a implantação dos mini-implantes na sutura palatina mediana é favorecida, pois, esta estrutura está localizada distante dos dentes.

Kuroda et al. (2004) afirmaram que a mordida aberta é uma das mais difíceis más oclusões em Ortodontia, é freqüentemente causada por rotação para baixo da mandíbula e/ou por extrusão dos dentes posteriores. É difícil estabelecer ancoragem absoluta para intrusão de molares em Ortodontia tradicional. O tratamento em pacientes adultos consiste principalmente do reposicionamento da maxila e mandíbula e algumas alternativas não cirúrgicas podem ser usadas como, ancoragem extra-bucal, extrações e o uso de elásticos. Para obter ancoragem

absoluta, implantes dentários, parafusos ou mini-implantes podem ser usados com sucesso.

Schnelle et al. (2004) determinaram radiograficamente os locais considerados ideais para inserção de mini-parafusos em pacientes ortodônticos. Sessenta radiografias panorâmicas (n = 30 pré-tratamento e n = 30 pós-tratamento) de pacientes ortodônticos foram selecionadas. O critério de escolha incluiu mínima distorção radiográfica e erupção completa dos segundos molares permanentes. As áreas interradiculares foram examinadas com calibrador digital, para observar a presença de 3,0 a 4,0 mm de osso. Devido ao menor tamanho dos mini-parafusos com 1,5 a 2,0 mm de diâmetro e 4,0 a 10 mm de comprimento, estes podem ser colocados em espaços interradiculares. Medidas para prevenir danos às raízes incluem a colocação dos mini-parafusos por lingual ou com angulação ou direção anterior ao ápice radicular, a inserção deve ser feita na parte média da raiz ou acima do ápice radicular. Os parafusos devem estar a 1,0 mm entre o osso, ligamento periodontal e estruturas radiculares. Foi considerado neste estudo 3,0 – 4,0 mm, como quantidade mínima de osso para colocação do mini-parafuso. Os locais ideais para implantação são na maxila, mesial do 1°M e na mandíbula, mesial e distal do 1° M. O clínico deve estar ciente de não colocar o mini-parafuso em gengiva anexa (inserida), devido à camada de osso nesses locais.

Park & Kwon 2004 afirmaram que o uso de implantes dentários, mini-parafusos e mini-implantes promovem ancoragem absoluta. Na mecânica de retração em massa de seis dentes anteriores, o tempo de tratamento pode ser reduzido efetivamente e os dentes podem ser movidos satisfatoriamente, alcançando as metas do tratamento sem a colaboração do paciente. Para mostrar a efetividade dos mini-implantes como ancoragem, durante a retração de dentes

superiores, com controle vertical dos dentes inferiores e controle do perfil facial os autores relataram casos clínicos, onde foram usados mini-implantes de 1,2 mm de diâmetro e 6,0 mm, com força bilateral de 150 g com molas nitinol. Com média de 19 meses de tratamento as metas de tratamento foram alcançadas. A mecânica de deslizamento com mini-implantes usados como ancoragem foi realizada com sucesso.

Ervedi et al. (2004) avaliaram a efetividade da ancoragem esquelética para intrusão de molares superiores na correção de mordida aberta no tratamento ortodôntico, utilizando mini-placas e mini-implantes de titânio. Geralmente nestes casos é indicado a impactação cirúrgica do maxilar superior. As áreas mais indicadas para uso de mini-placas e mini-implantes ortodônticos são regiões retromolar e palatal e áreas alveolares. A amostra constou de dez indivíduos, com idade entre 17 e 23 anos. Cinco tinham má oclusão de Classe I de Angle e cinco Classe II. Seis indivíduos foram tratados com extrações de 1º PMS e quatro sem extrações, e foi observada a média de -0,6 mm de mordida aberta nos casos. Foram tomadas telerradiografias laterais e frontais antes e depois do tratamento; mini-placas de titânio (Leibinger, Mühlheim-Stelten, Germany) foram colocadas na área zigomática bilateralmente e fixadas com dois mini-implantes de 7,0 mm de comprimento. O tratamento ortodôntico foi realizado com barra transpalatinal (BTP) de aço inox de 0,9 mm, instalada no palato. Depois do alinhamento inicial, foi colocada mola de 9,0 mm de níquel-titânio bilateralmente entre a mini-placa e o 1º M. A mordida aberta foi corrigida em 5,1 meses e a duração total do tratamento ortodôntico foi de 18,3 meses. Os resultados mostraram que a mordida aberta foi corrigida com 2,6 mm de intrusão do molar, 1,1 mm extrusão dos incisivos superiores e inferiores e 3,1º de rotação horária do plano oclusal. Os mini-implantes

foram utilizados com sucesso para a ancoragem esquelética, proporcionando estabilidade para a movimentação dentária especialmente na correção da mordida aberta. Quando comparados com implantes endósseos, o procedimento cirúrgico invasivo foi mínimo e reduziu o tempo de tratamento e não foi necessário uso de ancoragem intra-bucal ou elásticos anteriores para a correção da mordida aberta esquelética. A área zigomática foi considerada ideal para intrusão de molares em curto período de tempo.

Sugawara et al. (2004) estudaram o movimento distal de molares em pacientes com sistema de ancoragem esquelética. O sistema de placas de titânio e parafusos foi colocado temporariamente na maxila ou mandíbula ou ambos, usados como ancoragem absoluta. A distalização de molares tem sido um dos maiores problemas biomecânicos na Ortodontia tradicional, principalmente em pacientes adultos. Com este sistema existe a possibilidade de distalizar dentes para correção de mordida aberta anterior, protrusão superior, apinhamentos e assimetrias sem realizar a extração de pré-molares. Os autores utilizaram uma amostra de 15 indivíduos adultos, 12 do gênero feminino e três do gênero masculino, com critérios de seleção como severa desarmonia esquelética, espaço suficiente posterior ao 2º M para distalização, tratamento realizado com distalização do 1º MI e avaliação no mínimo um ano após o tratamento. A idade média no início do tratamento foi 26,9 anos e o período de tratamento foi de 28,9 meses. Os autores usaram mini-placas e parafusos (Leibinger, Muhlheim - Stelten, Germany) colocados atrás do 2º M e borda anterior do ramo da mandíbula. A distalização do 1ºMI foi 3,5 mm na região coronária e 1,8 mm na região radicular. O sistema de ancoragem esquelético foi indicado para movimentar molares inferiores distalmente corrigindo a mordida aberta

anterior, o apinhamento ântero-inferior e assimetrias dentárias. Os dentes moveram-se distalmente de acordo com as metas estabelecidas.

Marassi et al. (2004), em seus estudos sobre mini-implantes, afirmaram que no tratamento ortodôntico conseguir a colaboração dos pacientes está cada dia mais difícil e visando reduzir esta colaboração e ampliando as possibilidades de tratamento, alguns tipos de implantes têm sido utilizados como auxiliares do tratamento ortodôntico, fornecendo ancoragem absoluta. Existem vários tipos de implantes utilizados atualmente: implantes osseointegrados, implantes osseointegrados na sutura palatina, mini-placas de titânio e mini-implantes. Os mini-implantes são mais versáteis devido ao seu tamanho reduzido, baixo custo, facilidade de instalação e remoção, e evitam injúrias à gengiva ao redor do implante, diminuindo ou evitando desconforto para o paciente. Para o sucesso do uso dos mini-implantes é necessário planejamento adequado para indicação de seu uso. As principais indicações seriam em indivíduos com necessidade de ancoragem máxima, indivíduos não colaboradores, indivíduos com necessidade de movimentos dentários, considerados difíceis ou complexos para a Ortodontia utilizando-se métodos tradicionais de ancoragem. Radiografias periapicais das possíveis áreas de inserção devem ser realizadas, para avaliação do espaço intra-ósseo e relação com as estruturas vizinhas ao local do implante. Os mini-implantes podem ser úteis em inúmeras situações clínicas como retração em massa dos dentes anteriores, intrusão de molares superiores, distalização de molares superiores, estabilização de molares superiores através de implante no palato ligado a barra transpalatina, estabilização de molares inferiores e mesialização de molares inferiores.

Villela et al. (2004) avaliaram a utilização de mini-implantes para ancoragem ortodôntica direta e afirmaram que os mini-implantes podem contribuir de

forma valiosa para ancoragem intra-bucal estável, sem risco de movimentação recíproca da unidade de ancoragem e podem ser instalados em diversas áreas do osso alveolar. O procedimento cirúrgico de instalação é simples, com cicatrização rápida e remoção fácil após a tração ortodôntica. Com o aumento de demanda de pacientes adultos para o tratamento ortodôntico, o planejamento da ancoragem pode ficar comprometido devido à rejeição destes pacientes em usar dispositivos extra-buciais e a ausência de algumas unidades dentárias também dificulta o tratamento tradicional, isto leva ao aumento de interesse por dispositivos como implantes. O uso de mini-implantes como dispositivo para ancoragem direta, simplifica a mecânica e minimiza os efeitos indesejáveis das forças devido à possibilidade de se escolher o local mais conveniente. Os mini-implantes que têm sido utilizados nos últimos anos apresentam variações de diâmetro (de 1,0 - 2,0 mm), altura (4,0 - 15 mm) e elaborados em titânio. Os parafusos com maior comprimento (8,0 - 15 mm) são utilizados como ancoragem única em casos com maior disponibilidade óssea interdental. Já os implantes de menor comprimento (4,0 - 7,0 mm) são mais utilizados para a fixação de mini-placas em forma de "L" ou em casos de menor disponibilidade óssea.

Cheng et al. (2004) realizaram estudo prospectivo para avaliar os fatores de risco associados com fracassos de mini-implantes usados como ancoragem ortodôntica. Os autores utilizaram amostra com 44 indivíduos, com idade média de 29 anos e inseriram 140 mini-implantes de diferentes comprimentos (5,0 - 10 mm) e mini-placas em "L" fixadas com dois ou três parafusos. O tratamento ortodôntico foi iniciado 2 - 4 semanas após a cirurgia para inserção dos mini-implantes e a força aplicada foi 100 - 200 g. A direção da aplicação da força foi principalmente no sentido lateral. Dois terços dos mini-implantes foram usados para intrusão e

verticalização de molares e o restante para retração de dentes anteriores ou protração de dentes posteriores. A maioria dos mini-implantes foi colocada na maxila posteriormente (104/140) e o restante, na mandíbula (34/140) e dois na região anterior. Os critérios para o sucesso dos mini-implantes ortodôntico foram ausência de inflamação, ausência de mobilidade detectada clinicamente e capacidade de sustentação da função de ancoragem durante o tratamento. Os resultados confirmaram a efetividade dos mini-implantes ortodônticos.

Huang et al. (2005) avaliaram o uso de implantes e mini-implantes como ancoragem no tratamento ortodôntico e concluíram que os implantes dentários, tornaram-se complementos previsíveis e confiáveis para reabilitação oral e ortodôntica. A osseointegração pode ser usada para promover ancoragem ortopédica e ortodôntica rígida. Eles acreditam que investigações adicionais são necessárias para padronizar o protocolo de uso dos implantes e mini-implantes no tratamento ortodôntico.

Yao et al (2005) afirmaram que o controle de ancoragem é muito importante na mecânica ortodôntica durante o tratamento tradicional para intruir molares, pois, é difícil controlar o efeito de extrusão dos dentes usados como ancoragem. Esta intrusão pode ser facilitada com o uso de mini-implantes que causam o mínimo de extrusão dos dentes adjacentes. Para quantificar a intrusão, em seus estudos os autores adotaram digitalizador 3D (Microscribe G2, Immersion Corporation, San Jose, Calif) para medir o movimento de inclinação das cúspides dos dentes, sobre modelos de gesso. Os autores utilizaram uma amostra de 22 indivíduos, com idade de 15 - 42 anos, com média de 27,6 anos. Foram implantados mini-placa em L e mini-implante, nas faces vestibulares e palatinas dos molares extruídos e aplicada força de 15 - 200g com elástico em cadeia entre a mini-placa

por V e acessório sobre a banda do 1° M e entre mini-implante por palatino e gancho no acessório do molar. Em modelos confeccionados de pré e pós-tratamento para cada um dos 22 indivíduos, dados espaciais foram registrados pelo digitalizador 3D e analisados pelo programa Software Rhionoceron. A média de intrusão do molar superior foi de 3,0 - 4,0 mm e a combinação de mini-implantes e aparelho ortodôntico fixo foi prognosticável e efetiva para a realização do movimento de intrusão.

Melsen (2005) realizou estudo para avaliar a evolução do uso de mini-implantes como ancoragem esquelética em Ortodontia na atualidade e afirmou que é muito importante saber as indicações corretas para o uso dos mini-implantes como pacientes com dentes insuficientes para a aplicação de ancoragem ortodôntica tradicional onde as forças sobre unidade reativa poderiam gerar efeitos adversos, pacientes com necessidade de movimentos assimétricos como em casos cirúrgicos. A liga usada na fabricação do mini-implante é o titânio, o diâmetro da porção rosqueada do mini-implante varia de 1,0 – 2,0 mm e a vantagem deste tamanho reduzido é a facilidade de ser inserido entre as raízes dos dentes sem danificá-las, mas, podem ocorrer fraturas do mesmo. Os locais mais indicados para a colocação dos mini-implantes seriam na maxila, abaixo da espinha nasal; palato, processo alveolar; crista infrazigomática e região retromolar e na mandíbula, processo alveolar; região retromolar e sínfise. A aplicação de força sobre os mini-implantes deve ser realizada oito semanas após a inserção, com força de 50 cN, perpendicular ao longo eixo do mini-implante. Em corticais finas e baixa densidade óssea, os valores podem exceder ao nível de micro-fraturas e levar a perda do mini-implante. Forças imediatas devem ser limitadas a 50 cN. Alguns problemas podem ocorrer

como fratura do mini-implante, quando o mesmo é estreito ou a área do pescoço não é forte o suficiente para agüentar a tensão no momento da remoção.

Morea et al. (2005) afirmaram que os mini-implantes ortodônticos requerem procedimento cirúrgico menos complexo quando comparados com os implantes dentários, mas, se a quantidade de osso interproximal e a inclinação e proximidade das raízes forem incorretamente avaliadas, há o risco de perfuração radicular, é necessário, portanto, avaliação clínica e radiográfica antes da colocação dos mini-implantes. Outro fator crítico é o ângulo de inserção, recomenda-se inclinação do mini-implante de 10 - 20° em relação ao longo eixo do dente para a mandíbula e 30 - 40° para a maxila. Os autores descreveram um novo guia cirúrgico que promoveu controle tridimensional para o correto posicionamento dos mini-implantes. O guia cirúrgico foi feito em modelo de gesso com perfurações para auxiliar na correta orientação dos mini-implantes. No modelo é fixada, cera na face vestibular e face palatina do dente contornando o guia cirúrgico; após isso, é isolado e preenchido com resina nas áreas pré-estabelecidas. O mini-implante então é inserido usando o guia cirúrgico como referência e posteriormente, é radiografado. Foram tratados cerca de 50 pacientes com este método e uma semana após, os tecidos gengivais estavam cicatrizados e o guia cirúrgico permitiu a precisa localização dos mini-implantes.

Park et al. (2005) analisaram o tratamento ortodôntico com distalização de molares superiores e inferiores usando mini-implantes, as considerações clínicas, índice de sucesso, telerradiografias e modelos de 15 indivíduos foram avaliados. Os pacientes foram tratados sem extrações, exceto um, que foi tratado com extrações dos primeiros pré-molares superiores e distalização dos dentes inferiores. Em 11 indivíduos foram colocados mini-implantes mandibulares e em quatro mini-implantes

maxilares. Todos os indivíduos foram tratados pelo mesmo profissional e a média de idade foi 17,9 anos. A força de distalização utilizada foi 200 g, com molas nitinol no arco superior e cadeias elásticas na mandíbula. Os autores sugeriram iniciar o tratamento com força leve de 200 g para aumentar a estabilidade inicial dos mini-implantes, confirmada a estabilidade, a força pode ser aumentada, portanto, movimento lento com força leve é mais fisiológico quando comparado com movimentos ortodônticos rápidos.

De acordo com Fukunaga et al. (2006) o tratamento ortodôntico em pacientes comprometidos periodontalmente não é contra-indicado, contudo, é difícil estabelecer ancoragem apropriada devido a pobre condição dos dentes com reduzido suporte periodontal. Recentemente, para obter ancoragem estacionária têm sido usados com sucesso os implantes dentários, mini-implantes e mini-placas. Em pacientes adultos, os melhores resultados obtidos na mecânica de intrusão com a técnica segmentada e mini-implantes é conseguido usando forças leves de 5 - 15 g/dente com a linha de ação da força passando sobre o centro de resistência dos dentes. Os autores relataram caso clínico de um indivíduo do gênero feminino com 50 anos que apresentava severa periodontite, má oclusão de Classe II com protrusão maxilar, perda óssea horizontal generalizada nos arcos superior e inferior, perda óssea vertical no segmento posterior superior com a perda do molar superior esquerdo. Após o tratamento e controle periodontal por 14 meses, foram colocadas mini-placas no processo zigomático para realizar a retração e intrusão dos incisivos superiores. Os objetivos do tratamento ortodôntico, de oclusão aceitável e controle do tecido periodontal foram alcançados e os resultados sugeriram o uso de ancoragem esquelética com mini-placas com sucesso em indivíduos comprometidos periodontalmente.

Ohashi et al. (2006) apresentaram protocolo de carga para implantes e/ou parafusos usados como ancoragem nos tratamentos ortodônticos. Avaliaram através de estudos, com base em literatura científica publicada em banco de dados eletrônicos Medline, Medline in Process & Others Non Indexed Citatations, Lilacs, Pubmed, Embase, Web of Science, EBM review e a análise metodológica individual para cada artigo foi realizada. Os parafusos apresentaram como vantagens não ter limites para inserção, a cirurgia não é necessária, sem sintomas após a inserção, sem fase laboratorial, fácil remoção, tempo curto de espera para aplicação de força, redução do tempo de tratamento e aceitabilidade pelos pacientes. Este tempo curto é bom para a saúde do osso, mas não ocorre a osseointegração, que é muito importante para a estabilidade. Histologicamente pode haver a formação de tecido fibroso ao redor do parafuso. Este tecido dá retenção mecânica, não deslocando o parafuso em direção a força aplicada. Em alguns casos esta camada de tecido transforma-se em tecido de granulação em razão do tempo curto para formação da osseointegração convencional. O protocolo de carga para implantes, envolve período de 2 - 12 meses (média de 4 - 6 meses) antes da aplicação da força, sendo esta de 80 - 500 g, já para os mini-implantes deve-se esperar duas semanas para aplicação da força. A média de sucesso para implantes (86 - 100%) foi mais alta do que para os parafusos (89%).

Freire et al. (2007) realizaram estudo para avaliar a resposta óssea em mini-implantes submetidos a carregamento depois de períodos específicos de cicatrização. Setenta e oito mini-implantes foram colocados na região de pré-molares e molares, em seis cães beagles com 12 - 15 meses de idade e cada hemi-arcada recebeu de 6 - 7 mini-implantes. Os períodos de cicatrização foram nenhum, um dia e três semanas. Após isso, foi feita ativação com 250 g de cada lado entre os pares

dos mini-implantes durante 12 semanas com a carga aplicada perpendicular ao longo eixo dos mini-implantes. As forças aplicadas não afetaram o desempenho dos mini-implantes. As análises histomorfológicas indicaram, portanto, a possibilidade de carga imediata.

2.3 Ósteons

Pidaparti & Burr (1992) estudaram os efeitos de orientação e geometria das fibras colágenas sobre as propriedades mecânicas de ósteons secundários sobre compressão, tensão axial, flexão e torção utilizando o Método dos Elementos Finitos. As diferentes orientações das fibras colágenas determinaram os tipos de ósteons, longitudinal com fibras colágenas dispostas longitudinalmente em sucessivas lamelas e orientadas ao redor da extensão do ósteon e transversal com fibras colágenas orientadas em direção circunferencial em sucessivas lamelas. Os autores afirmaram ainda que o Método dos Elementos Finitos é o mais vantajoso dos testes mecânicos para ossos, pois, permite avaliar a evolução do comportamento mecânico do osso sobre as cargas produzidas experimentalmente e examinar o limite de possibilidades da orientação das fibras colágenas, também avalia a geometria do ósteon e sua orientação. Os ósteons têm múltiplas formas e a razão desta variação ainda é desconhecida, podendo alterar o comportamento das fibras colágenas. Além disso, a rigidez do ósteon contribui parcialmente nas propriedades mecânicas do osso. A anisotropia inerente ao tecido ósseo quando múltiplos ósteons estão unidos, pode afetar imensamente o comportamento do osso.

Ascenzi et al. (1994) determinaram em seus estudos o comportamento de ósteons submetidos à torção ao redor de seu longo eixo. Os autores avaliaram dois tipos de ósteons, longitudinais e totalmente calcificados, com superfície espiralada

em sucessivas lamelas e alternados, também totalmente calcificados, com superfície espiralada longitudinal em uma lamela e transversal ou circular na próxima e com ângulo de 90°. Foram usadas 35 amostras de ósteons sendo 17 longitudinais e 18 alternadas. A carga de torção foi aplicada progressivamente com 0,1 g de força. Os autores concluíram que a rigidez de torção com cargas combinadas são maiores quando as fibras colágenas são orientadas longitudinalmente ou transversalmente, mas alcançam o mínimo quando as fibras são expostas a 45° em relação ao eixo longitudinal do ósteon. Ósteons longitudinais são hábeis em suportar cargas em tensão e torção, enquanto ósteons alternados suportam cargas em compressão. Em outras palavras, cada tipo de ósteon revela propriedades mecânicas peculiares que são reveladas na estrutura lamelar.

Pannarale et al. (1994) através de amostra de osso femural de quatro pessoas do gênero masculino, com idade de 25 - 35 anos, determinaram a orientação do feixe de fibras colágenas. O osso é constituído por feixes de fibras com cristais de hidroapatita mais íons de sódio e magnésio. A superfície do osso foi avaliada através de microscopia eletrônica por escaneamento. Os resultados mostraram que a orientação das fibras nunca parece estar exatamente longitudinal, mas, pode indicar a direção do eixo do ósteon com clareza. Em uma mesma lamela, nem todos os feixes são orientados paralelamente, alguns resquícios de feixes de fibras podem ser observados com orientação diferente, até o canal de Havers é delineado por fibras alternadas com diferentes orientações e fibras orientadas horizontalmente sempre vão estar ao redor do canal.

Petrýl et al. (1996) afirmaram que o osso é submetido a forças de valores e direções diferentes. Diversos argumentos suportam a hipótese que esta arquitetura

especial resulta de adaptação funcional, a organização do osso haversiano parece típico exemplo de adaptação funcional. A causa da orientação dos ósteons permanece desconhecida.

Yaszemski et al. (1996) afirmaram que o osso cortical é anisotrópico e que a intensidade de força aplicada no mesmo, depende da orientação de suas fibras, portanto, os testes de carregamento dependem da orientação dos ósteons. Quando testados no sentido longitudinal (paralelo ao longo eixo dos ósteons) as médias são 78,8 - 151 MPa em tração e 131 - 224 MPa em compressão e no sentido transversal (perpendicular ao longo eixo do ósteon) 51 - 56 MPa em tração e 133 MPa em compressão. Para o teste de torção os valores são 53,1 - 70 MPa. Segundo os autores o módulo de elasticidade para o osso cortical com fibras orientadas longitudinalmente (tração e compressão) é 17- 20 GPa, fibras orientadas transversalmente 6 - 13 GPa e o módulo de cisalhamento 3,3 GPa.

Hofmann et al (2006) avaliaram a composição e propriedades elásticas anisotrópicas dos ósteons secundários, através de microespectroscopia Raman e imagens de impedância acústica que foi correlacionada com módulo de elasticidade. Os dois parâmetros são sensíveis à anisotropia do tecido ósseo. Os valores mais baixos foram obtidos na direção perpendicular ao longo eixo do osso. O osso é composto de tecido intersticial e sistema de Havers (ósteons secundários), que contém vasos sanguíneos circundados por lamelas colágenas mineralizadas alternadamente. Fibras com angulação 0-30° tiveram mais significância no módulo de elasticidade do que com orientação de 45° e 90°. Os valores de impedância diminuíram continuamente com o aumento da orientação angular das fibras. Este foi um dos primeiros estudos usando imagens Raman e acústicas para examinar a relação entre estrutura, composição e características elásticas anisotrópicas do

tecido ósseo. Esta combinação permitiu avaliar constantes elásticas anisotrópicas dos ósteons lamelados. Os resultados mostraram que a maioria dos ósteons secundários não tem grau de mineralização com grande diferença, mas tem orientações alternadas distintamente, esta aparente estrutura lamelar alternada representa as propriedades anisotrópicas do modelo estudado.

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste trabalho foram:

- a) analisar as tensões de von Mises ao redor de mini-implante de titânio usado como ancoragem ortodôntica e tecido ósseo para auxiliar nas indicações clínicas, quando submetidos a carregamentos de 100 gf e 500 gf e angulações de 45° e 90° e determinar o local de maior solicitação nos sistemas analisados;
- b) avaliar o melhor posicionamento dos mini-implantes angulados em 45° ou 90° em relação ao longo eixo do dente, quando submetido a carregamento ortodôntico;
- c) avaliar as tensões geradas com carregamento de 100 gf e 500 gf nos diferentes tipos de análise;
- d) comparar o modelo de material 2D ortotrópico linear elástico com o modelo isotrópico linear elástico usado em pesquisas com o Método dos Elementos Finitos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Foi utilizado um desenho de mini-implante apresentando comprimento de 9,0 mm e diâmetro de 1,5 mm de diâmetro, segundo protocolo para inserção na maxila (Villela et al., 2004; Marassi et al., 2004; Melsen, 2005). O mini-implante foi cedido gentilmente por doação pela empresa Conexão (Conexão Sistemas de Próteses - Arujá/SP, 07400-000) (figura 1) e as especificações obtidas por meio do desenho Cad, que foi fornecida pela própria empresa.

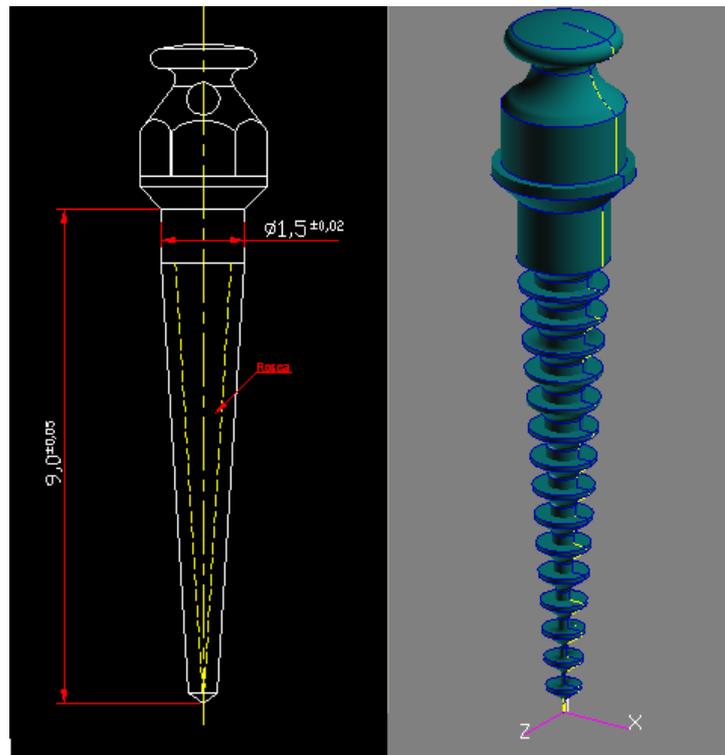


Figura 1 - Vista bidimensional (2D) do mini-implante analisado (Conexão) e sua visualização em perspectiva tridimensional (3D).

Para melhor visualização e interpretação do modelo de mini-implante utilizado, foi feita visualização tridimensional do mini-implante utilizando o desenho bidimensional cedido pela empresa. Embora na figura 2 o mini-implante seja apresentado de maneira tridimensional, nas análises realizadas o modelo empregado foi o bidimensional.

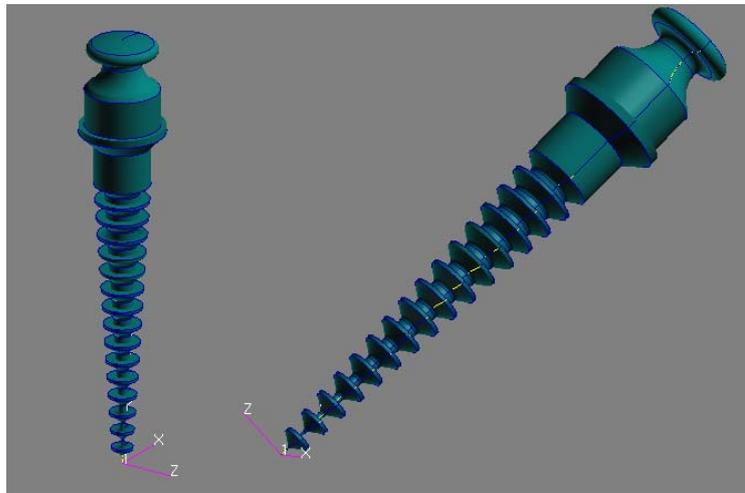


Figura 2 - Mini-implante com visualização em 3D.

4.2 Metodologia

4.2.1 Maxila

A região de molares superiores foi definida para simulação de movimento de intrusão dentária, porque é considerado um dos movimentos mais difíceis de serem realizados durante o tratamento ortodôntico (Bae et al., 2002; Kuroda et al., 2004).

Para obtenção do modelo digital da maxila, utilizou-se uma maxila humana, (Laboratório de Anatomia da Faculdade de Odontologia e CPO São Leopoldo Mandic sob protocolo de aprovação # 05 / 472 pelo Comitê de Ética e Pesquisa), que foi cortada no plano de atuação do mini-implante. Sobrepondo a

secção transversal da maxila, na mesial do 1º MS foi alojado o mini-implante em duas diferentes angulações em relação ao eixo vertical.

Com o intuito de manter as dimensões reais, a secção transversal da maxila foi digitalizada por de fotografia digital em distância ortostática (Nikon D50, lente Nikkor macro 105 mm, flash circular Sigma, em modo manual, com f32 e velocidade de disparo 120), a qual foi e posteriormente importada para o software de desenho AutoCad (Autodesk Inc. USA) onde se obteve o modelo do osso cortical e osso medular. As figuras 3 e 4 demonstram a maxila em corte e o mini-implante sobreposto nas posições de 45° e 90° respectivamente.

Durante o processo de digitalização as proporções foram mantidas, entretanto, as dimensões reais não podem ser diretamente obtidas. Neste sentido, empregou-se papel milimetrado para servir de escala e, desta maneira, as dimensões reais foram estimadas (figura 4).



Figura 3 - Fotografia da secção transversal da maxila em região mesial do 1ºMS e do mini-implante sobreposto em 45°.

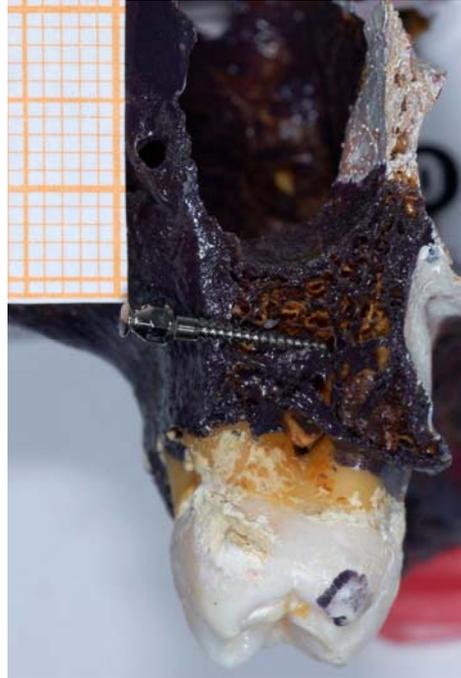


Figura 4 - Fotografia secção transversal da maxila, na região mesial do 1ºMS e do mini-implante sobreposto em 90° e papel milimetrado para obtenção das dimensões reais da maxila.

4.2.2 Angulação

Sobrepondo a secção transversal da maxila, foi alojado um mini-implante em duas angulações em relação ao eixo vertical (longo eixo do dente), 45° e 90°. A angulação foi definida com valor médio entre os autores analisados (Park, 2002; Schnelle et al., 2004; Marassi et al., 2004; Morea et al., 2005; Motoyoshi et al., 2005; Freire et al., 2007).

4.2.3 Software Patran

Após a digitalização da maxila e do implante, utilizou-se o software de desenho AutoCad (Autodesk Inc. USA) para obtenção do modelo das estruturas ósseas (osso cortical e osso medular), além da representação da coroa. A figura 5

apresenta o modelo obtido por meio da fotografia digital em distância ortostática da maxila e a representação em CAD.

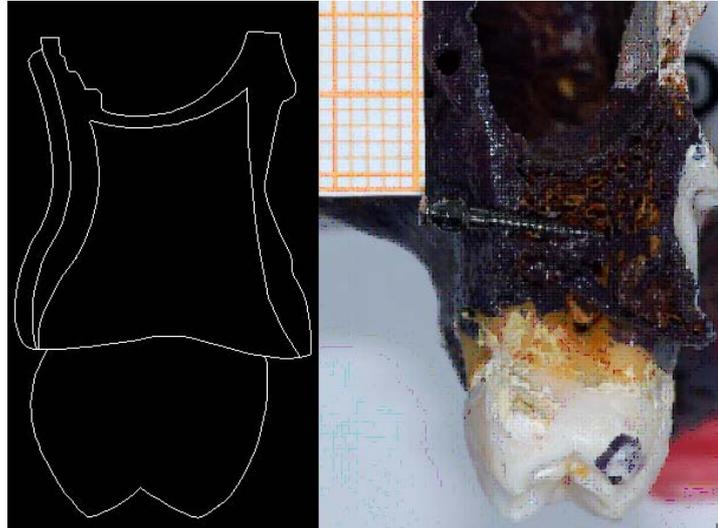


Figura 5 - Modelo em CAD das estruturas ósseas e da coroa.

Com o modelo em CAD das estruturas ósseas e da coroa, acrescentou-se mucosa (região apresentada na lateral esquerda que acompanha o formato do osso cortical). Em seguida, o desenho do mini-implante foi inserido virtualmente no modelo em CAD. As figuras 6 e 7 mostram as etapas de inserção do mini-implante nas posições de 45° e 90° respectivamente.

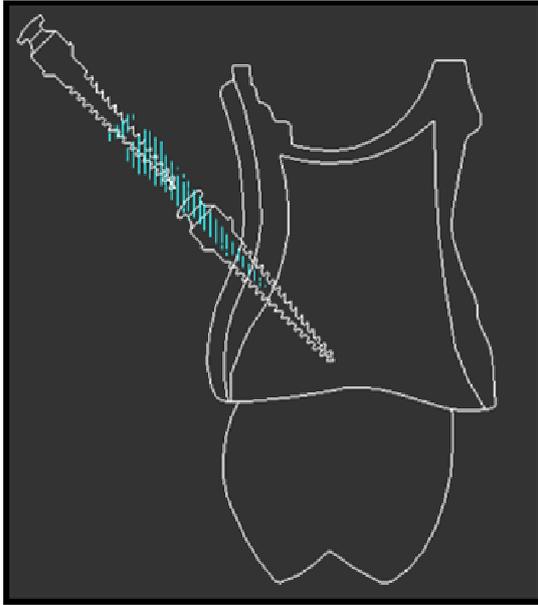


Figura 6 - Inserção do mini-implante na maxila com ângulo de 45°

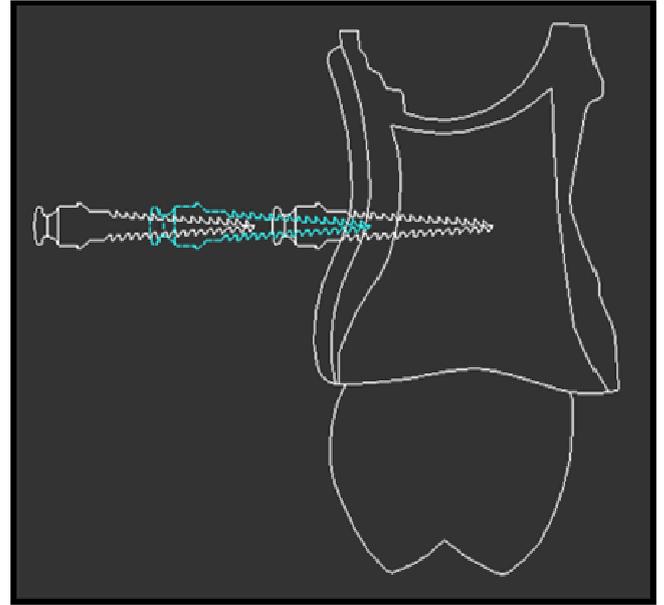


Figura 7 - Inserção do mini-implante na maxila com ângulo de 90°

O modelo obtido em CAD foi exportado no formato IGES, importado pelo programa de modelagem Patran (MSC Software Corporation Santa Ana, Ca 92707 USA). O programa Patran da MSC-Software, é um programa voltado à modelagem de estruturas pelo MEF e é o software padrão utilizado pelo Laboratório de Simulação Odontológica do C.P.O. São Leopoldo Mandic - Campinas - SP. Com este programa foi gerado uma malha composta por elementos triangulares (element 6), com 15378 nós para o modelo com o implante a 45° e 90°, respectivamente (figuras 8 e 9). Nas regiões em azul estão alojados os nós e na região verde a coroa, que não foi utilizada nesta análise, sendo apenas mantida para identificar o posicionamento do implante.

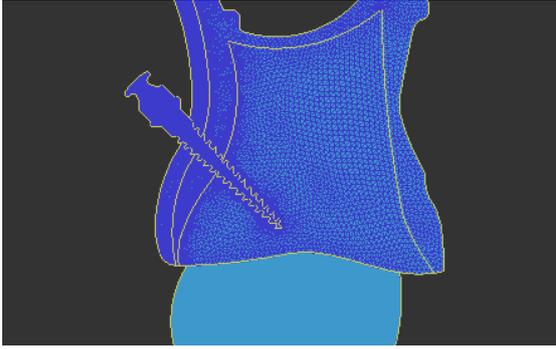


Figura 8 - Malha para o modelo com mini-implante alojado a 45°

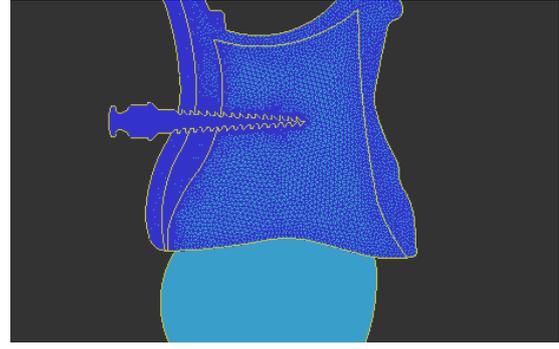


Figura 9 - Malha para o modelo com mini-implante alojado a 90°

No modelo existem regiões de grande interesse na análise de tensões e, portanto, a malha para o modelo em MEF passou por novo refinamento (tamanho reduzido dos elementos). Sendo a qualidade do resultado obtido diretamente proporcional a quantidade de elementos, optou-se por aumentar a densidade de elementos na região ao redor do implante e do osso cortical e medular. As figuras 10 e 11 mostram este refinamento para o mini-implante nas posições de 45° e 90° respectivamente

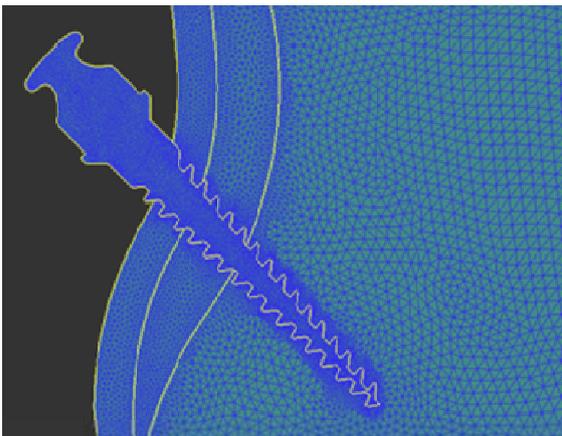


Figura 10 - Malha ao redor do mini-implante alojado a 45°

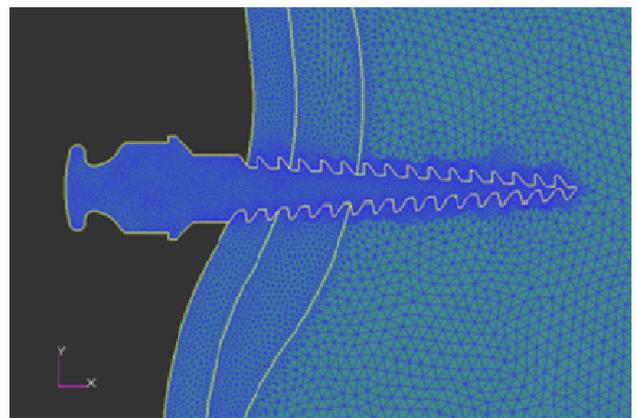


Figura 11 - Malha ao redor do mini-implante alojado a 90°

Observando a figura 12, observa-se na maxila, três diferentes regiões representadas por linhas fechadas, além da estrutura do próprio implante. Essas regiões da maxila representam a mucosa, o osso cortical e o osso medular.

Para análise utilizando MEF é necessário representar essas regiões (estruturas) com as propriedades mecânicas de cada material. Como citado anteriormente, o modelo de material empregado para representar o implante, a mucosa e o osso medular foi o modelo de material isotrópico linear elástico. Já o modelo empregado para representar o osso cortical foi o modelo de material 2D ortotrópico linear elástico. A figura 12 apresenta as regiões citadas numeradas de 1 a 4. Na tabela 1 é possível verificar as propriedades mecânicas adotadas para cada um dos materiais isotrópicos, e a tabela 2 mostra as propriedades do material 2D ortotrópico.

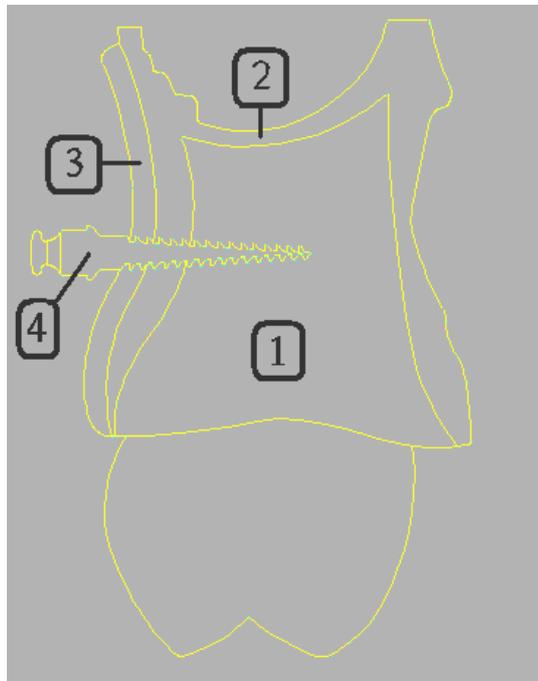


Figura 12 - Estruturas analisadas: 1. Osso Medular, 2. Osso Cortical, 3. Mucosa e 4. Mini-implante.

Tabela 1 - Propriedades Mecânicas dos Materiais Isotrópicos

Reg.	Materiais	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Fonte
1	Osso Medular	1370	0,30	Sertgöz, 1997
3	Mucosa	2,5	0,40	Sertgöz, 1997
4	Mini-implante (Ti)	110000	0,28	Sertgöz, 1997

Tabela 2 - Propriedades Mecânicas do Material 2D Ortotrópico

Reg.	Materiais	Módulo de Elasticidade (MPa)	Módulo de Cisalhamento (MPa)	Coefficiente de Poisson	Fonte
2	Osso Cortical	17400 ⁽¹¹⁾ 9600 ⁽²²⁾	3500 ⁽¹²⁾	0,30 ⁽¹²⁾	Yaszemki et al, 1996

Os sub-índices entre parentes ⁽¹¹⁾, ⁽²²⁾ e representam as direções horizontais, verticais e a direção saindo do plano da folha, que foram adotadas como X e Y respectivamente.

4.2.4 Movimento de Intrusão dentária

O movimento de intrusão dentária é muito difícil de ser realizado devido à dificuldade de estabelecer o sistema de ancoragem em Ortodontia tradicional (Kuroda et al., 2004; Bae et al., 2002; Yao et al., 2004; Ervedi et al., 2004; Cheng et al., 2004; Yao et al., 2005). O controle de ancoragem é importante na mecânica ortodôntica durante o tratamento tradicional para intruir molares, pois é difícil controlar o efeito de extrusão dos dentes usados como ancoragem (Yao et al., 2005). Por estas razões, o movimento de intrusão foi escolhido para simulação nesta pesquisa.

Carregamento Simulando Movimento de Intrusão dentária

Por se tratar de um mini-implante, foram empregadas cargas ortodônticas de 100 e 500 gf (grama-força). Para determinar a posição de aplicação da força, foi feito estudo sobre a posição do mini-implante e do bráquete. Assim, determinou-se ângulo de 80° em relação ao eixo horizontal, no sentido anti-horário. A figura 13 mostra a angulação utilizada na aplicação do carregamento.

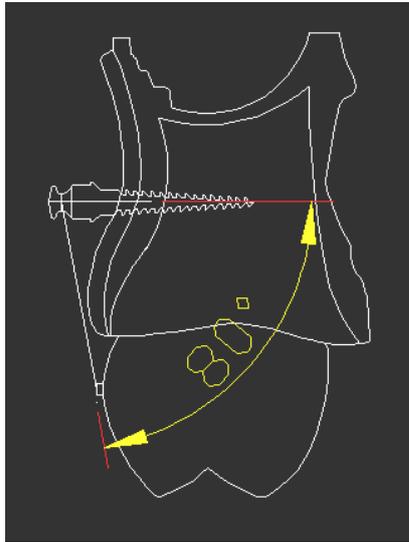


Figura 13 - Ângulo de aplicação da força.

A restrição do modelo foi realizada aplicando deslocamento nulo nas direções horizontal e vertical (X e Y) para a extremidade externa do osso cortical.

As figuras 14 e 15 mostram o ponto de aplicação da força 100gf simulando o movimento de intrusão dentária, com o mini-implante nas posições de 45° e 90° respectivamente. Note que em ambos os modelos, as linhas externas que representam o osso cortical apresentam os números 1 e 2 que significam restrições ao deslocamento nas direções horizontal e vertical respectivamente.

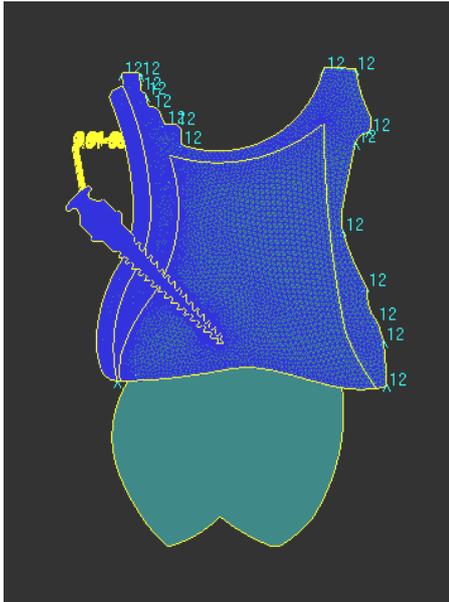


Figura 14 - Aplicação de força e restrição no modelo com mini-implante a 45°

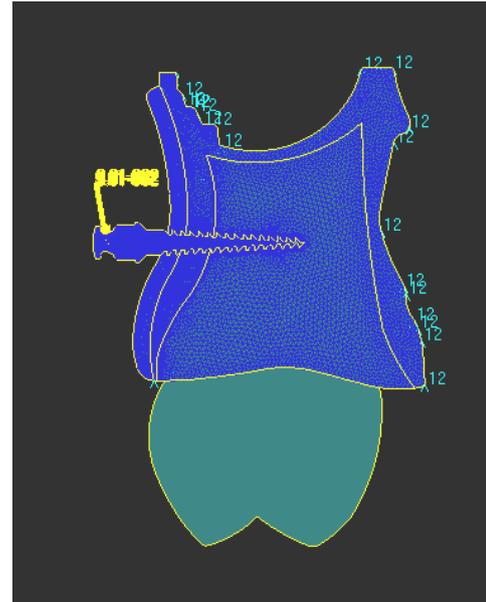


Figura 15 - Aplicação de força e restrição no modelo com mini-implante a 90°

A força foi distribuída em diversos nós na região de aplicação. Esta medida teve como objetivo evitar concentração de tensão devido o carregamento aplicado.

4.3 Metodologia de Avaliação

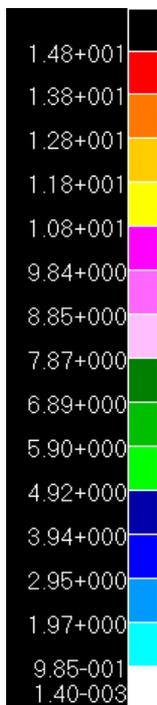
Não é aplicado tratamento estatístico em um ensaio de simulação de um único modelo. A análise pelo Método dos Elementos Finitos tem como objetivo realizar a avaliação qualitativa e quantitativa das tensões e deslocamentos nos sistemas estudados. A análise quantitativa tem como objetivo apenas estabelecer parâmetros de viabilidade dos sistemas e é descrita pelos valores expostos (escala numérica) do lado direito da figura, de acordo com a escala de cores.

A análise qualitativa se dá pela distribuição das cores pela estrutura. Na escala de cor, as cores quentes (vermelho até rosa claro) representam os valores de

tensão de von Mises em ordem decrescente. As cores frias (branca até verde escuro) representam os valores de tensão de von Mises em ordem crescente.

Modelo de Material Ortotrópico – 100 gf

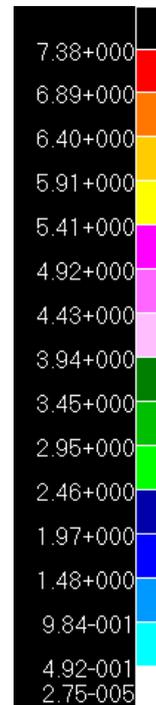
Mini-implante (45°)



Mucosa



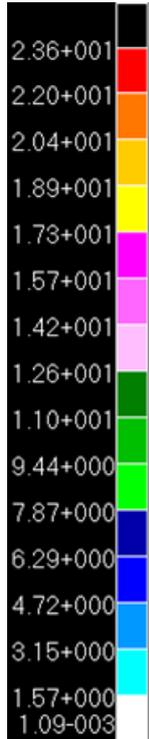
Osso Cortical



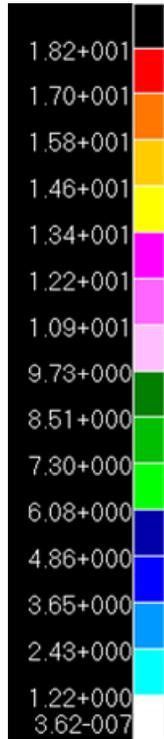
Osso Medular



Mini-Implante (90°)



Mucosa



Osso Cortical

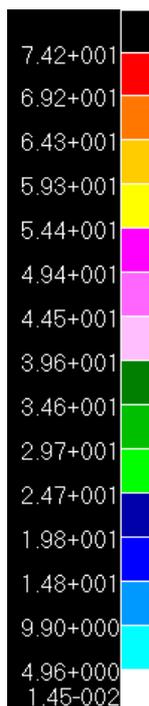


Osso Medular



Modelo de Material Ortotrópico – 500 gf

Mini-implante (45°)



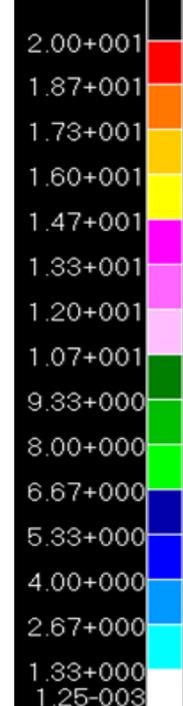
Mucosa



Osso Cortical



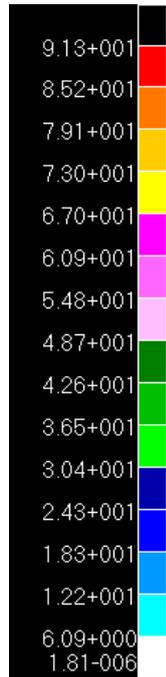
Osso Medular



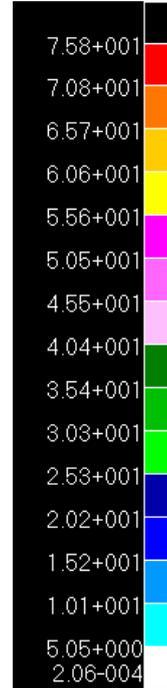
Mini-implante (90°)



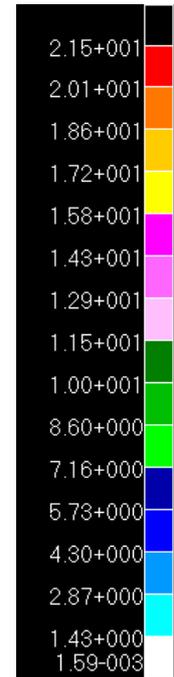
Mucosa



Osso Cortical

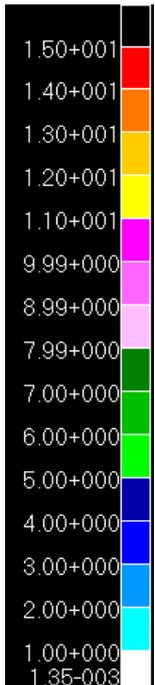


Osso Medular

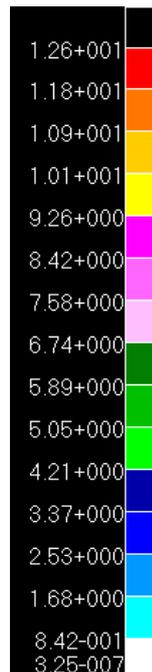


Modelo de Material Isotrópico – 100 gf

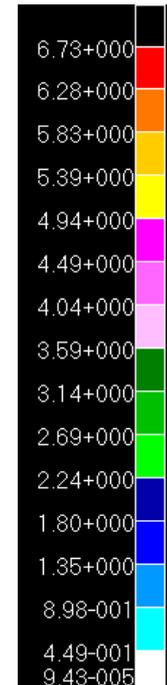
Mini-implante (45°)



Mucosa



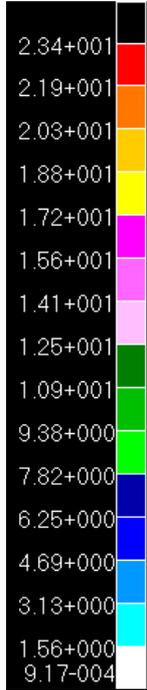
Osso Cortical



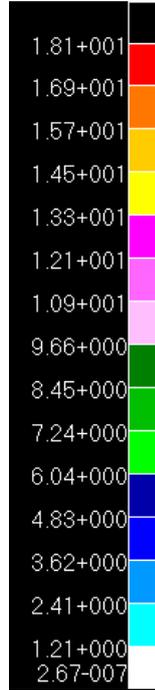
Osso Medular



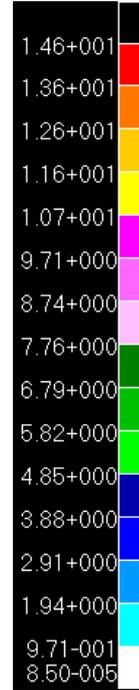
Mini-implante (90°)



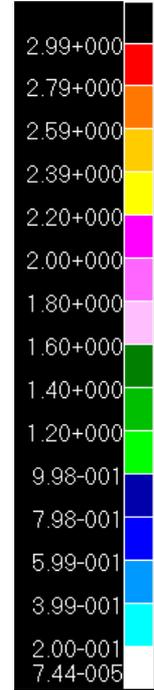
Mucosa



Osso Cortical



Osso Medular



5 RESULTADOS

Os resultados a seguir foram divididos em duas partes. No primeiro caso os modelos com o mini-implante a 45° e 90° foram analisados utilizando a força ortodôntica de 100 gf simulando o movimento de intrusão dentária. Já para o segundo caso os modelos com o mini-implante a 45° e 90°, foram analisados utilizando a força ortodôntica de 500 gf. Em ambos os casos o modelo de material empregado no osso cortical foi o de 2D ortotrópico linear elástico.

Força de 100 gf

As figuras 16, 17, 18 e 19, apresentam a tensão de von Mises para as regiões que representam o mini-implante, mucosa, osso cortical e osso medular, para carregamento de 100 gf com o mini-implante alojado a 45°, pode-se observar a escala de cores quantificando o valor desta tensão para cada uma dessas regiões.



Figura 16 - Tensão de von Mises no mini-implante a 45°



Figura 17 - Tensão de von Mises na mucosa

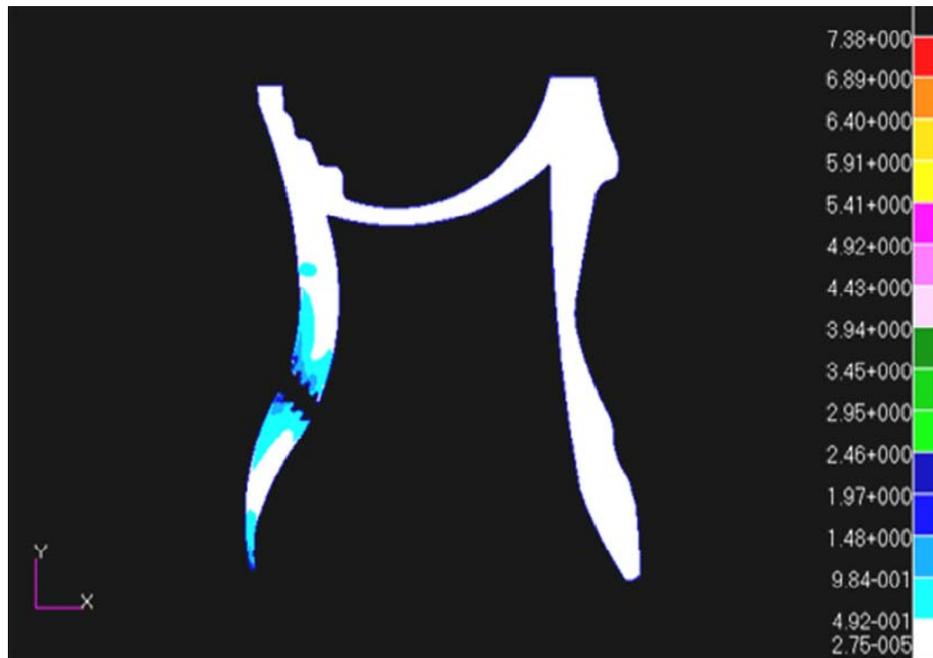


Figura 18- Tensão von Mises no osso cortical

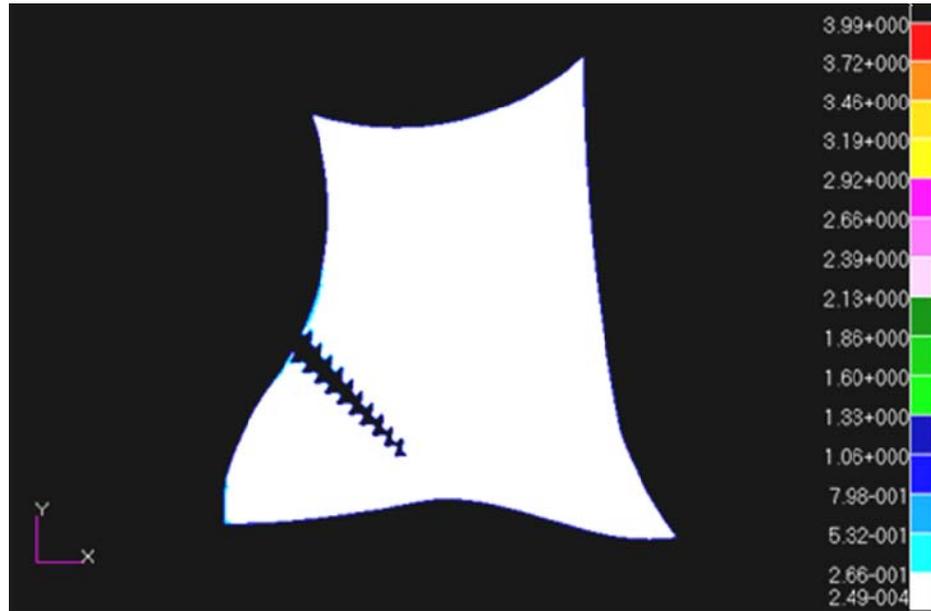


Figura 19 - Tensão von Mises no osso medular

As figuras 20, 21, 22 e 23, apresentam a tensão de von Mises para as regiões que representam o mini-implante, mucosa, osso cortical e osso medular, para carregamento de 100 gf com o mini-implante alojado a 90°.

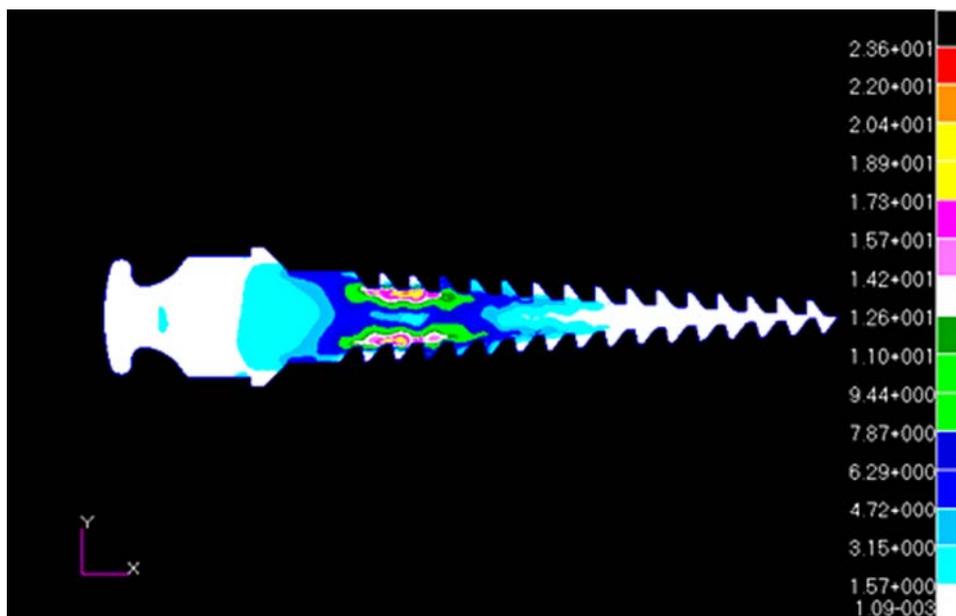


Figura 20 - Tensão de von Mises no mini-implante a 90°

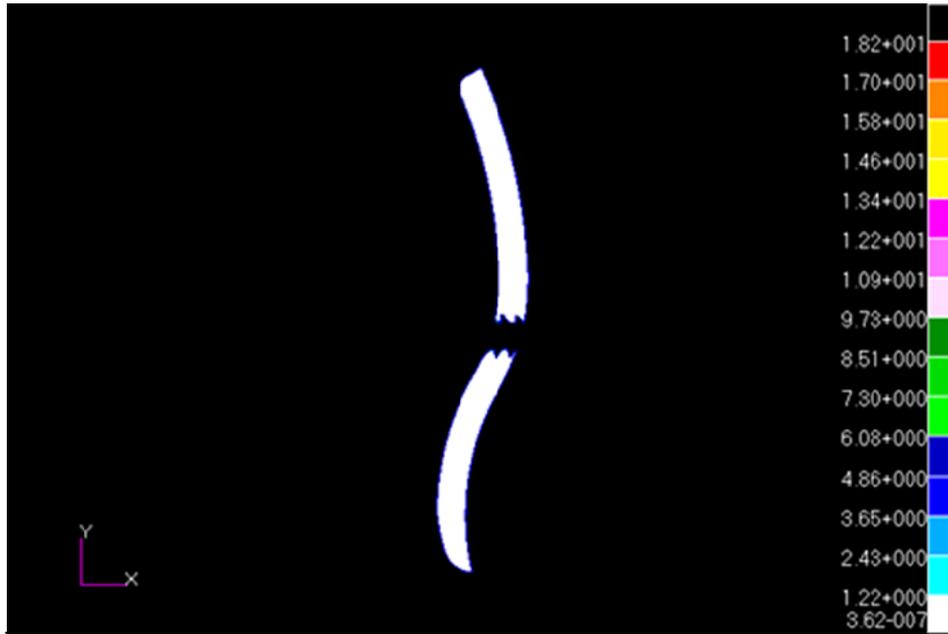


Figura 21 - Tensão de von Mises na mucosa

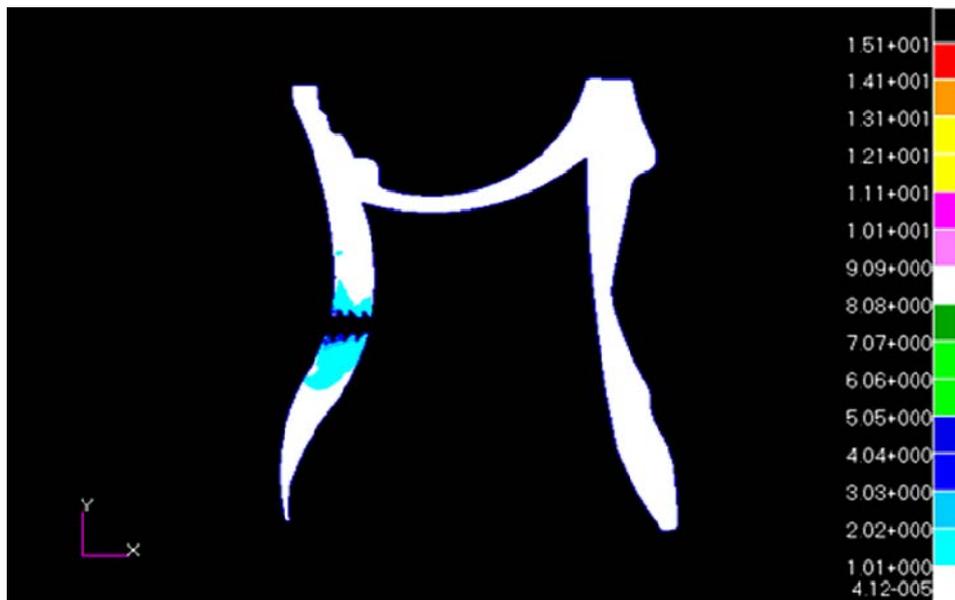


Figura 22 - Tensão de von Mises no osso cortical

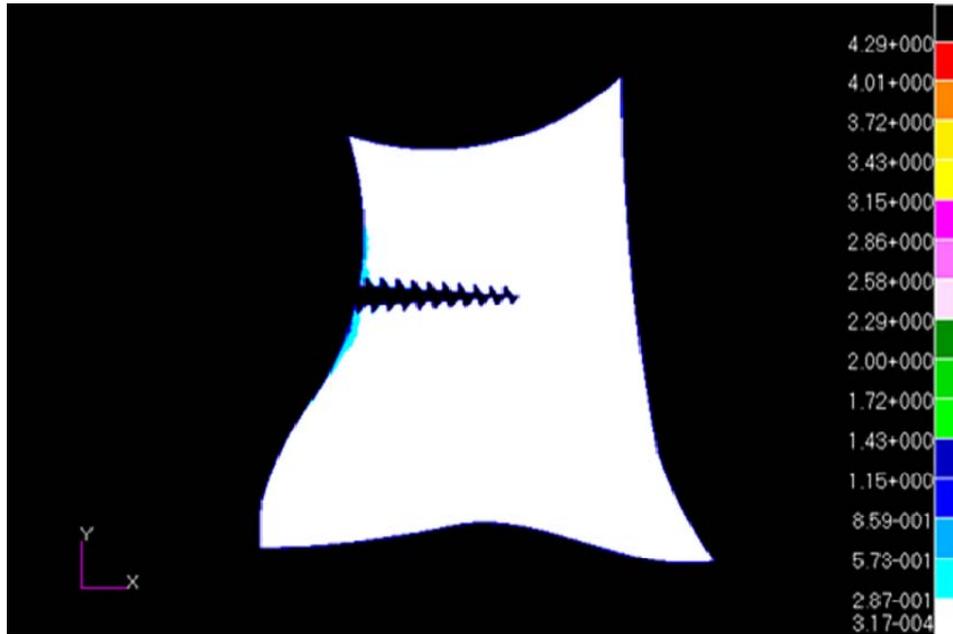


Figura 23 - Tensão de von Mises no osso medular

Embora seja possível avaliar o valor das tensões por meio das figuras apresentadas, optou-se por montar a tabela 3 que apresenta os valores máximos obtidos para a tensão de von Mises para cada uma das estruturas (mini-implante, mucosa, osso cortical e osso medular) e para cada caso (mini-implante na posição de 45 e 90°). Com esta tabela fica mais fácil a comparação entre um caso e outro.

Tabela 3 - Valores máximos de tensão de von Mises para as estruturas analisadas com o carregamento de 100 g.

Mini-implante a 45°		Mini-implante a 90°	
Estrutura	Tensão (MPa)	Estrutura	Tensão (MPa)
Mini-implante	14,8	Mini-implante	23,6
Mucosa	12,4	Mucosa	18,2
Osso Cortical	7,4	Osso Cortical	15,1
Osso Medular	4,0	Osso Medular	4,3

Força de 500 gf

Sendo o modelo de material e a análise considerados como linear elástico, pode-se estimar o valor obtido das tensões para outros tipos de carregamento apenas realizando cálculo linear, ou seja, caso o carregamento com força de 100gf fosse alterado para 500 gf (cinco vezes mais). Para se estimar o valor das tensões nas estruturas devido a este novo carregamento, multiplica-se o valor obtido no caso anterior (100 gf) por cinco.

Para ilustrar esse exemplo foram realizadas as análises com os mesmos modelos de material. Porém, com o carregamento de 500 gf. Esses valores obtidos via MEF foram comparados com os valores obtidos para o caso anterior (carregamento com 100 gf) e multiplicados por cinco. As tensões para cada caso estão apresentadas na tabela 4.

As figuras 24, 25, 26 e 27, apresentam a tensão de von Mises para as regiões que representam o mini-implante, mucosa, osso cortical e osso medular, para carregamento de 500 gf com o mini-implante alojado a 45°.

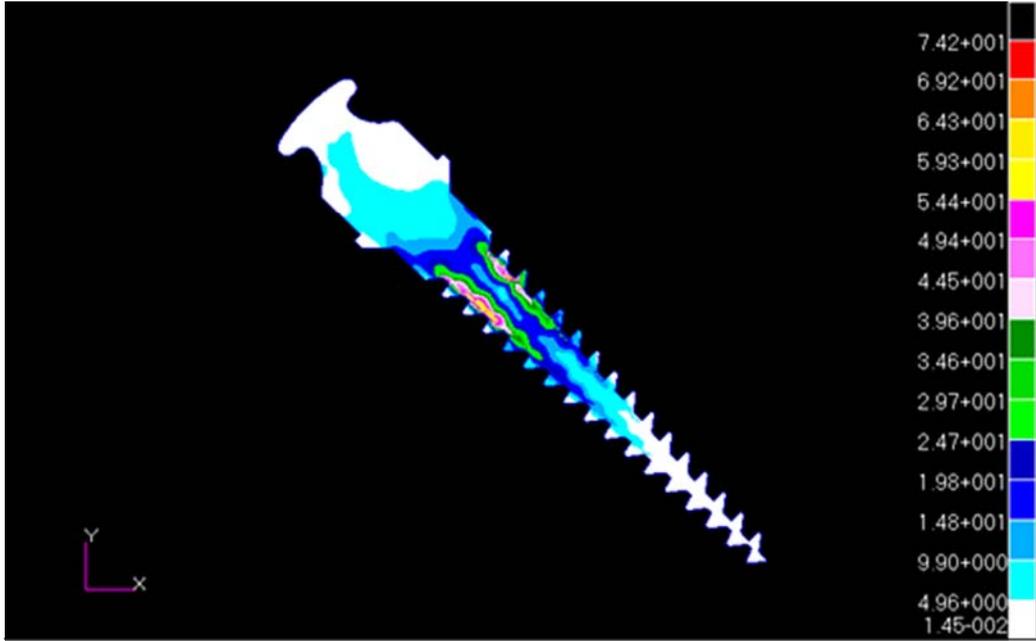


Figura 24 - Tensão de von Mises no mini-implante a 45°



Figura 25 - Tensão de von Mises na mucosa

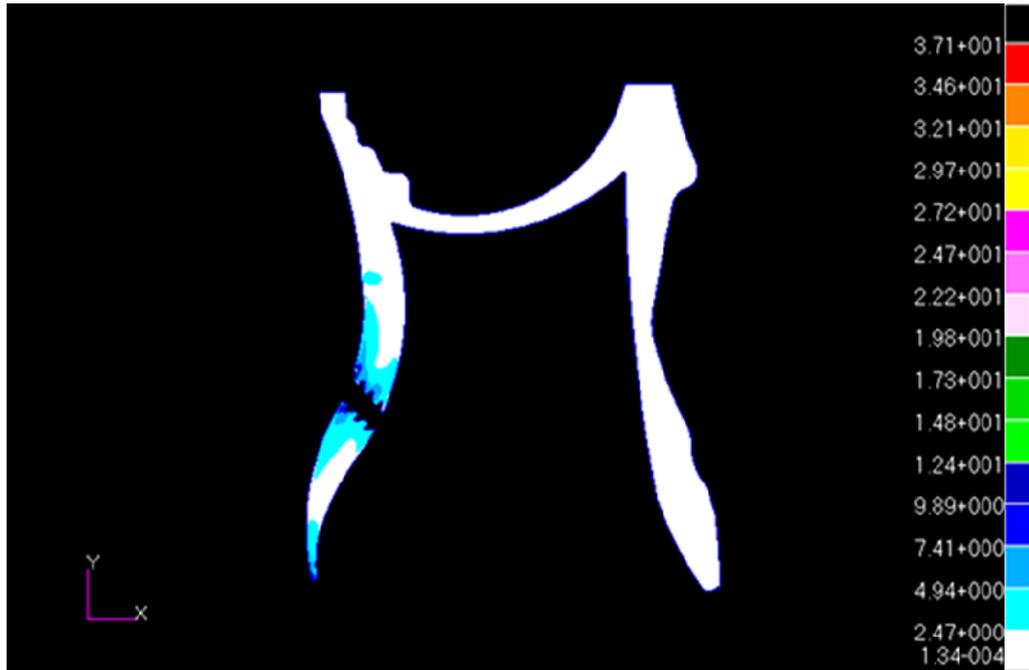


Figura 26- Tensão de von Mises no osso cortical

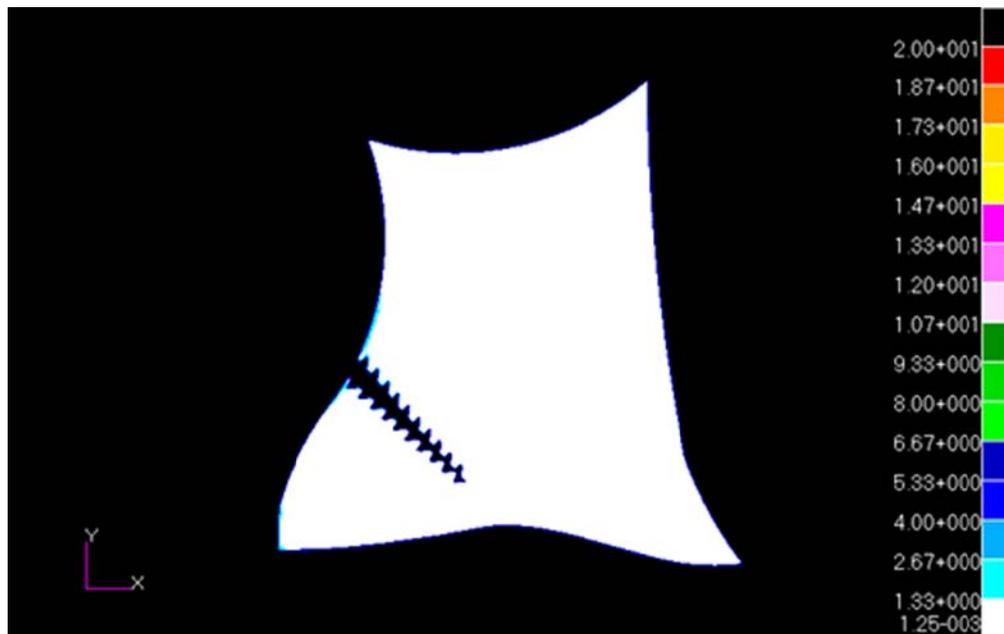


Figura 27 - Tensão de von Mises no osso medular

As figuras 28, 29, 30 e 31, apresentam a tensão de von Mises para as regiões que representam o mini-implante, mucosa, osso cortical e osso medular, para carregamento de 500gf com o mini-implante alojado a 90°.

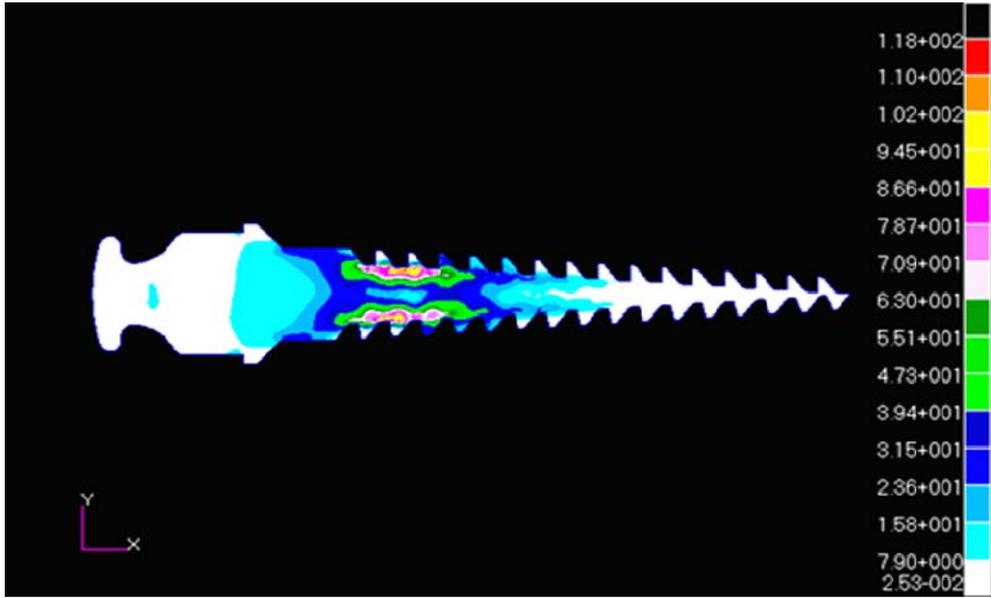


Figura 28 - Tensão de von Mises no mini-implante a 90°



Figura 29 - Tensão de von Mises na mucosa



Figura 30 - Tensão de von Mises no osso cortical

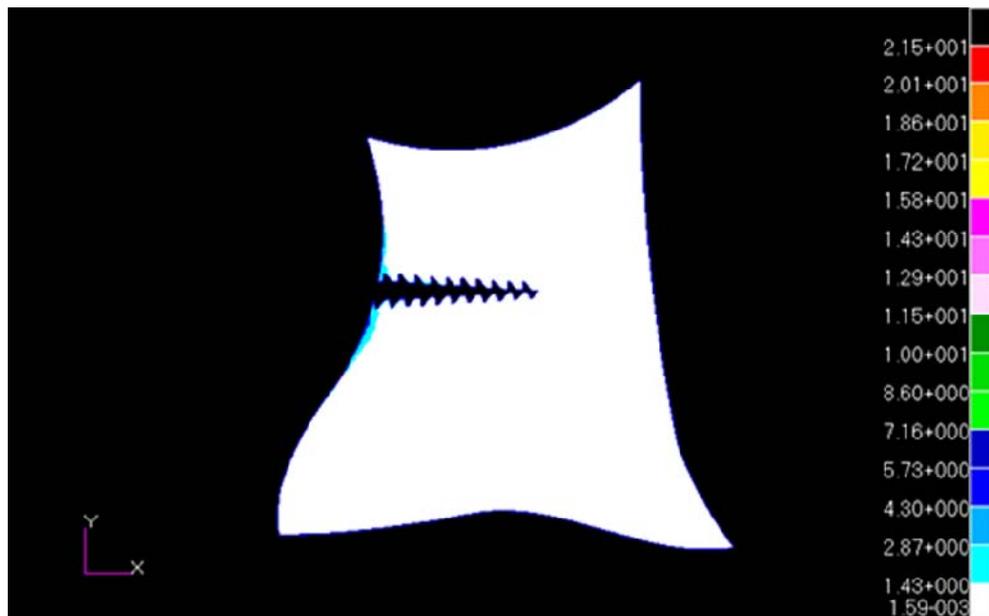


Figura 31 - Tensão de von Mises no osso medular

A tabela 4 mostra valores máximos obtidos para a tensão de von Mises em cada estrutura (mini-implante, mucosa, osso cortical e osso medular) para cada caso (mini-implante na posição de 45° e 90°) com carregamento de 500 gf e seu valor estimado utilizando operação linear (multiplicação) tendo como base o carregamento com 100 gf.

Tabela 4 - Valores máximos de tensão de von Mises para as estruturas analisadas com carregamento de 500 gf e seu valor estimado com base no carregamento de 100 gf.

Mini-implante a 45°			Mini-implante a 90°		
Estrutura	Tensão MEF (MPa)	Tensão Calc. (MPa)	Estrutura	Tensão MEF (MPa)	Tensão Calc. (MPa)
Mini-implante	74,2	74,0	Mini-implante	118,0	118,0
Mucosa	62,1	62,0	Mucosa	91,3	91,0
Osso Cortical	37,1	37,0	Osso Cortical	75,8	75,5
Osso Medular	20,0	20,0	Osso Medular	21,5	21,5

Comparação entre Modelo 2D Ortotrópico e Isotrópico.

Os resultados apresentados acima mostram as tensões obtidas no mini-implante, mucosa, osso cortical e osso medular para carregamento de 100 gf e 500 gf respectivamente. Entretanto, nesses dois modelos, o modelo de material empregado para o osso cortical foi o modelo ortotrópico.

O Modelo de material ortotrópico é uma particularidade do modelo anisotrópico, sendo o modelo de material linear elástico ortotrópico caracterizado por uma série de constantes elásticas associadas nas três direções principais mutuamente perpendiculares.

Para se estudar a influência do modelo de material empregado para modelar o osso cortical, novo modelo de elementos finitos foi criado. Neste novo modelo o osso cortical foi analisado como sendo material isotrópico (com módulo de elasticidade de 17400 MPa (Yaszembi et al., 1996) e os resultados obtidos foram comparados com os valores da primeira análise onde o osso cortical foi analisado com sendo material ortotrópico.

As figuras 32, 33, 34 e 35, apresentam a tensão de von Mises para as regiões que representam o mini-implante, mucosa, osso cortical e osso medular,

para carregamento de 100 gf com o mini-implante alojado a 45°, utilizando modelo de material isotrópico para o osso cortical.

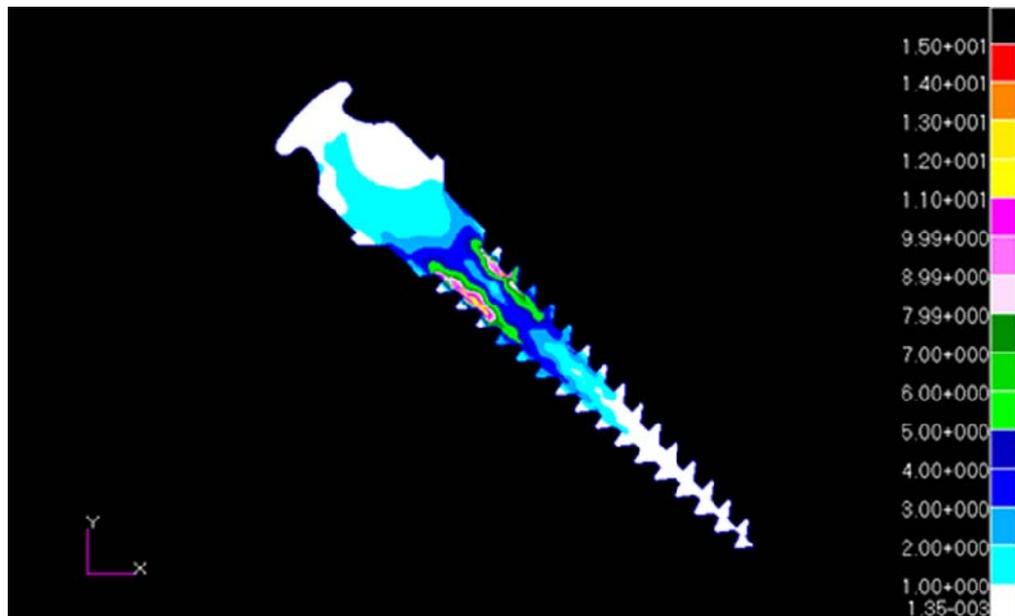


Figura 32 - Tensão de von Mises no mini-implante a 45°

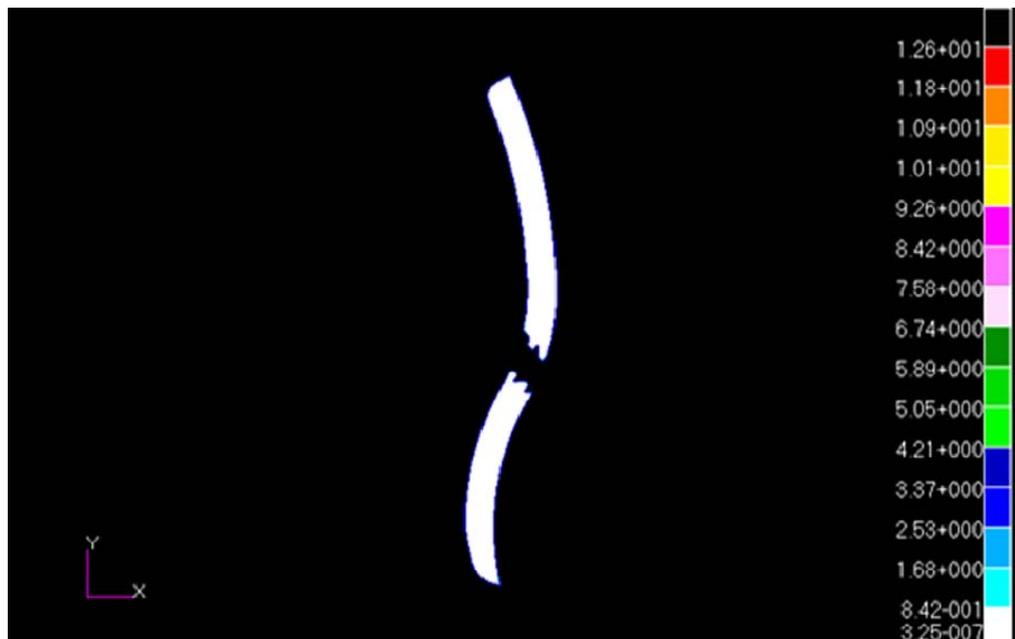


Figura 33 - Tensão de von Mises na mucosa

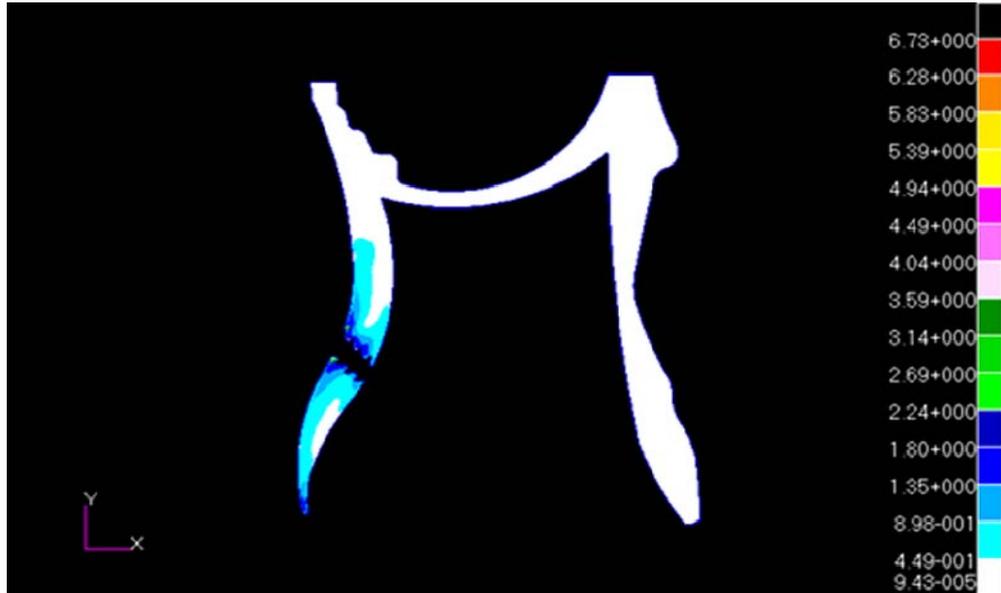


Figura 34 - Tensão de von Mises no osso cortical

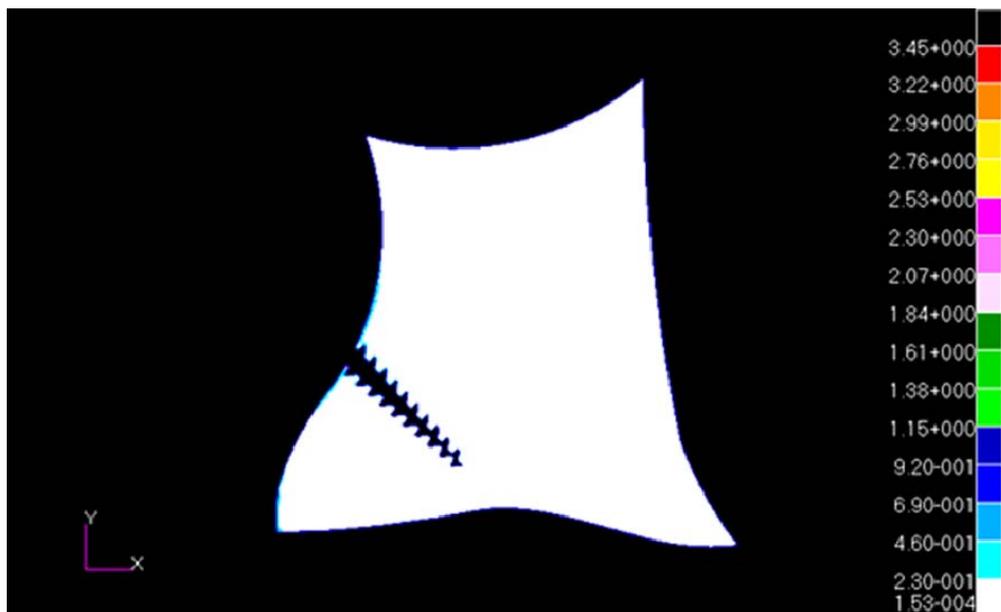


Figura 35- Tensão de von Mises no osso medular

As figuras 36, 37, 38 e 39, apresentam a tensão de von Mises para as regiões que representam o mini-implante, mucosa, osso cortical e osso medular, para carregamento de 100 gf com o mini-implante alojado a 90° utilizando modelo de material isotrópico para o osso cortical.

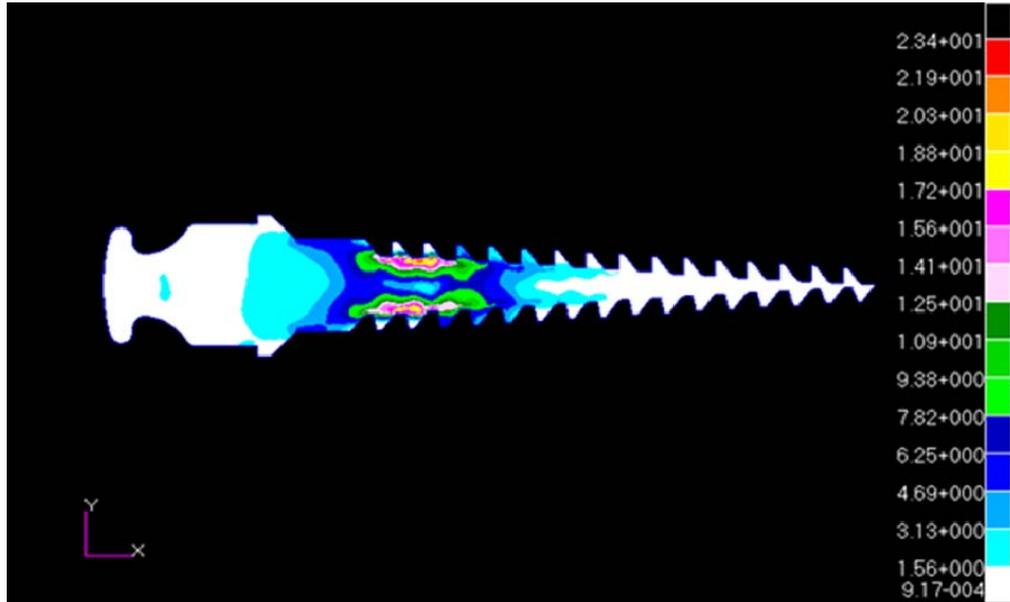


Figura 36 - Tensão de von Mises no mini-implante a 90°



Figura 37 - Tensão de von Mises na mucosa

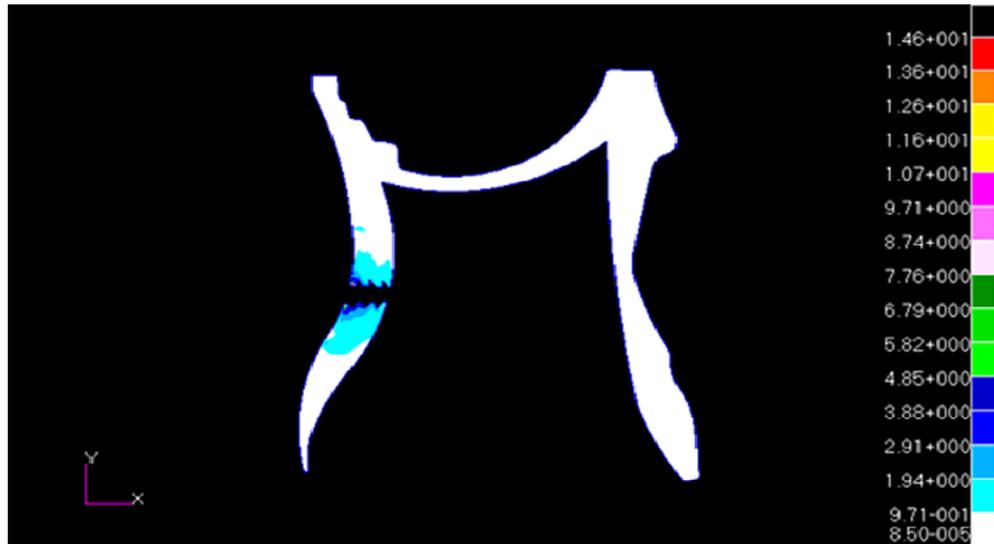


Figura 38 - Tensão de von Mises no osso cortical

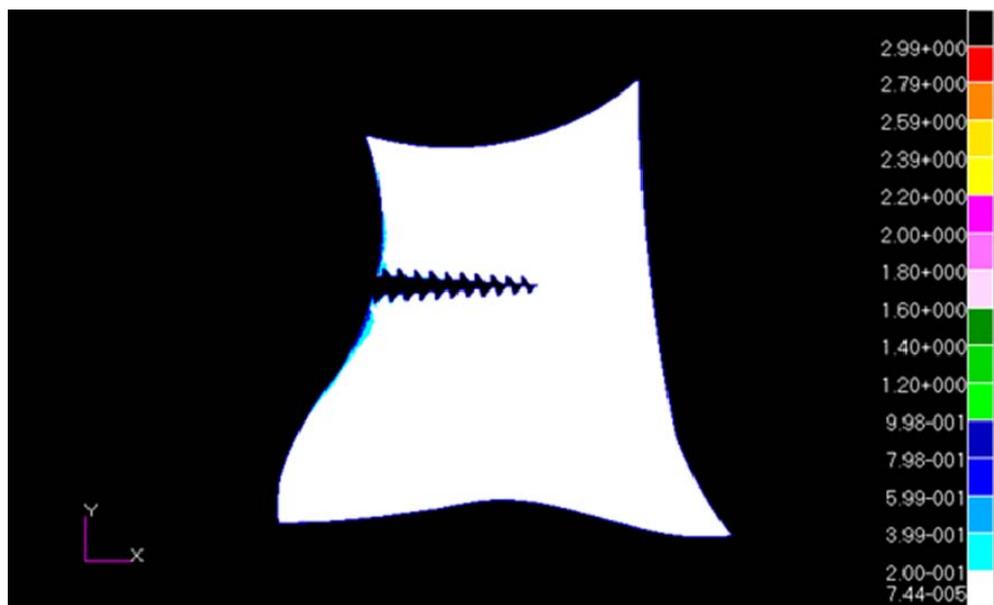


Figura 39 - Tensão de von Mises no osso medular

A tabela 5 mostra valores máximos obtidos para a tensão de von Mises em cada estrutura (mini-implante, mucosa, osso cortical e osso medular), para cada um dos casos (mini-implante na posição de 45° e 90°), com carregamento de 100 gf e modelo de material ortotrópico e isotrópico para o osso cortical.

Tabela 5 - Valores máximos de tensão de von Mises para as estruturas analisadas com o carregamento de 100 gf com modelo de material ortotrópico e isotrópico para o osso cortical.

Estrutura	Mini-implante a 45°		Estrutura	Mini-implante a 90°	
	Tensão(MPa) Mat. Orto.	Tensão(MPa) Mat. Iso.		Tensão(MPa) Mat. Orto.	Tensão(MPa) Mat. Iso.
Mini-implante	14,8	15,0	Mini-implante	23,6	23,4
Mucosa	12,4	12,6	Mucosa	18,2	18,1
Osso Cortical	7,4	6,7	Osso Cortical	15,1	14,6
Osso Medular	4,0	3,4	Osso Medular	4,3	3,0

6 DISCUSSÃO

A ancoragem adequada para corrigir más oclusões esqueléticas e/ou dentárias é freqüentemente considerada crítica no planejamento do tratamento ortodôntico (Robert et al., 1989). Os métodos convencionais para aumentar a ancoragem ortodôntica apresentam algumas desvantagens, como a necessidade de cooperação do paciente, desenhos de aparelhos de difícil elaboração (Bae et al., 2002; Marassi et al., 2004) e dificuldade de controlar a perda da ancoragem. Certos movimentos dentários são praticamente impossíveis de serem realizados em pacientes adultos com ausência de muitos dentes (Kokich 1996), pacientes com necessidade de movimentos dentários considerados complexos para a Ortodontia com mecanismos tradicionais (Marassi et al., 2004) e pacientes comprometidos periodontalmente, devido à pobre condição dos dentes com reduzido suporte ósseo e periodontal (Fukunaga et al., 2006). O controle da ancoragem é fundamental para Ortodontia e Ortopedia Dentofacial (Douglas, Killiany, 1987; Trisi, Ribaudi, 2002; Yao et al., 2005).

Como opção para ancoragem no tratamento ortodôntico tem-se os mini-implantes, que são de diâmetro pequeno, disponíveis em vários comprimentos, podem ser inseridos em locais diversos inclusive nos espaços interradiculares evitam injúrias à gengiva ao redor do mini-implante, diminuindo ou evitando desconforto para o paciente (Marassi et al., 2004). Além disso, podem receber forças ortodônticas típicas durante todo o tratamento ortodôntico, não precisam de osseointegração como os implantes de reabilitação e podem ser removidos facilmente (Bae et al., 2002; Kyung et al., 2003; Kuroda et al., 2004; Villela et al., 2004). No entanto, é necessário, para seu sucesso, um planejamento adequado com

a indicação correta (Kanomi, 1997; Costa et al., 1998; Park et al., 2001; Favero et al., 2002; Marassi et al., 2004; Huang et al., 2005; Melsen, 2005).

Os mini-implantes usados como ancoragem esquelética são efetivos para o tratamento ortodôntico em que a mecânica de intrusão de dentes é necessária para correção de interferências oclusais e distúrbios funcionais (Yao et al., 2004). O sistema de ancoragem esquelético utilizando mini-placas de titânio transmucoso com parafusos monocorticais pode ser usado para intrusão de molares sem causar problemas iatrogênicos indesejáveis (Daimaruya et al., 2001) e para correção de mordida aberta anterior (Kuroda et al., 2004; Ervedi et al., 2004). Na mecânica de retração dos arcos por deslizamento, os mini-implantes promovem ancoragem absoluta para a movimentação dentária, reduzindo efetivamente o tempo de tratamento (Park, Kwon, 2004), eliminando o movimento recíproco adverso e maximizando a eficiência do tratamento (Park et al., 2004). O movimento de distalização de molares tende a causar movimento indesejável de outros dentes, caracterizando a perda da ancoragem, requerendo, portanto, a cooperação dos pacientes. Este inconveniente não ocorre com o uso dos mini-implantes (Kyung et al., 2003; Sugawara et al., 2004; Park et al., 2005). A verticalização de molares pode ser realizada facilmente com os mini-implantes, sem efeito adverso sobre os dentes anteriores simultaneamente à retrusão realizada, eliminando a necessidade de correção do plano oclusal (Park et al., 2003). Mini-implantes inseridos na área da sutura palatina mediana aumentam a estabilidade dos mesmos, pois esta área com cortical óssea fina e com tecido queratinizado permite mais efetividade na intrusão de molares, reduzindo o tempo de tratamento e aumentando o conforto para o paciente (Lee et al., 2004).

O Método dos Elementos Finitos é uma ferramenta matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas características do meio original. É comum na maioria dos trabalhos científicos que todo material envolvido seja considerado homogêneo e isotrópico. Sabe-se, por outro lado, que tanto o osso cortical, como o medular, não são homogêneos e apresentam variações de módulo de elasticidade conforme a região considerada (Rubo, Souza, 2001; Lotti et al., 2006).

O comportamento heterogêneo do osso se dá devido à sua composição. Os ósteons são os principais componentes do osso e têm múltiplas formas (fibras longitudinais, transversais e alternadas) e a razão desta variação ainda é desconhecida, podendo alterar o seu comportamento. A anisotropia, inerente ao tecido ósseo quando múltiplos ósteons estão unidos, pode afetar o comportamento do osso (Pipart, Burr, 1992). Ósteons com fibras longitudinais suportam cargas em tensão, enquanto, ósteons com fibras alternadas (longitudinais e transversais) suportam cargas em compressão. Portanto, cada tipo de ósteon revela propriedades mecânicas peculiares que são reveladas na estrutura lamelar (Ascenzi, Baschieri 1994). A orientação das fibras pode indicar a direção do eixo dos ósteons com clareza. Em uma mesma lamela, nem todos os feixes são orientados paralelamente, alguns resquícios de fibras podem ser observados com orientações diferentes, sendo que até o canal de Havers é delineado por fibras alternadas com orientações diferentes e fibras orientadas horizontalmente sempre vão estar ao redor do canal (Pannarale et al., 1994). A organização do osso haversiano parece típico exemplo de adaptação funcional, mas a causa da orientação dos ósteons permanece desconhecida (Petrtyl, Fiala, 1996). No presente trabalho, foi usado o módulo de elasticidade de fibras transversais de 17400 MPa e 9600 no eixo y (Yaszemki et al.,

1996), para modelar o osso cortical e compará-lo como sendo material ortotrópico e isotrópico.

A maioria dos ósteons tem orientação alternada distintamente. Esta aparente estrutura lamelar alternada representa as propriedades anisotrópicas do modelo ósseo estudado. Ocorreu aumento da atividade celular quando a força foi aplicada sobre o osso (Melsen, Bosch, 1997), com predominância de osso lamelar (Deguchi et al., 2003). Melsen & Lang (2001), por meio de análise histomorfométrica e posterior aplicação da Análise dos Elementos Finitos demonstraram que a distribuição de tensão tem impacto sobre a atividade biológica do tecido ósseo.

Devido a isso, a análise no presente trabalho foi realizada com modelo de material isotrópico linear elástico para elementos que constituem o mini-implante, mucosa e osso medular e modelo de material 2D ortotrópico linear elástico para o osso cortical da maxila. O modelo de material ortotrópico é uma particularidade do modelo anisotrópico, em que as propriedades físicas do material variam conforme a direção considerada, sendo caracterizado por uma série de constantes elásticas associadas às três direções principais mutuamente perpendiculares, portanto, seu comportamento é diferente, mas bem definido em direções ortogonais. Para estudar a influência do modelo de material empregado para modelar o osso cortical, novo modelo foi criado no qual o osso cortical foi analisado agora como material isotrópico e os resultados obtidos foram comparados com os valores da primeira análise onde o osso cortical foi analisado como material ortotrópico. A comparação entre modelo de material ortotrópico e isotrópico não resultou em diferença significativa para os carregamentos e angulações neste trabalho, pois, os valores de tensão von Mises foram semelhantes (tabela 5), viabilizando, assim, o modelo isotrópico utilizado na maioria das pesquisas com o Método dos Elementos Finitos.

Hayashi et al. (2004) sugeriram que a aplicação de força de retração de 1N (102g) ou menos, foi a força mais efetiva, em seus estudos. Daimaruya et al. (2003) sugeriram 80 a 100g e Melsen (2005) 50 cN perpendicular ao longo eixo do mini-implante. A força aplicada geralmente horizontal com valores baixos entre 20 a 40 g, podendo aumentar se necessário, até valores máximos de 30 a 250 g é considerada ideal para movimentos de intrusão, extrusão, fechamento de mordida, rotação, variação de torque, mesialização, distalização e verticalização de dentes (Favero et al., 2002). Cheng et al. (2004) e Yao et al. (2005) preconizaram 100 a 200 g de força arco superior. Mini-implantes podem receber forças ortodônticas típicas de 200 a 300 g durante todo o tratamento e não precisam de osseointegração (Bae et al., 2002). Os valores acima foram confirmados por Deguchi et al. (2003), que afirmaram ainda que os mini-implantes mandibulares têm maior contato osso-implante do que os mini-implantes maxilares. Ohashi et al. (2006) definiram em suas pesquisas a força ideal entre 30 e 250 g e Freire et al. (2007) de 250 g, concluindo que esta força não afetou o desempenho dos mini-implantes.

O movimento ortodôntico lento com força leve é considerado mais fisiológico quando comparado com movimentos ortodônticos rápidos (Park et al., 2005). Os autores acima sugeriram começar com força leve de 200 g, para aumentar a estabilidade inicial dos mini-implantes; confirmada a estabilidade, a força pode ser aumentada. Dessa maneira no presente trabalho a força escolhida para valor de cálculo foi 100 gf. Sendo o modelo do material e a análise considerada linear elástica pôde-se estimar o valor das tensões para outros tipos de carregamento apenas realizando cálculo linear, por exemplo, para estimar o valor das tensões nas estruturas após uma aplicação de força de 500 gf, basta multiplicar o valor obtido com 100 gf por cinco, assim as tensões obtidas para este novo carregamento de 500

gf seria cinco vezes mais do que as tensões obtidas para 100 gf. Foi realizada análise, com os mesmos modelos, porém, com carregamento de 500 gf (tabela 4) e o aumento proporcional da tensão em relação à força foi comprovado.

Nos estudos de Vasquez et al. (2001) e Gallas (2005), com o MEF, nos quais os modelos de material utilizado não foram descritos, os maiores valores de tensão ocorreram na margem cervical do implante e osso cortical e os menores no osso medular (Melsen, Verna 2005). Corroborando com estes trabalhos, observou-se a maior tensão de von Mises abaixo da cabeça do implante.

Para inserção no arco dentário superior, mini-implantes com 1,2 mm de diâmetro e 8,0 mm de comprimento devem estar angulados entre 30 a 40° em relação ao longo eixo do dente (Park, 2002; Morea et al., 2005). A angulação reduz a possibilidade de contato radicular quando comparado com mini-implante inserido perpendicularmente à superfície óssea e permite a colocação de mini-implantes mais longos, que resulta em maior estabilidade. Para o arco inferior a angulação deve ser entre 10 a 20° em relação ao longo eixo do dente (Park, 2002; Morea et al., 2005). Motoyoshi et al. (2005) sugeriram inclinação de 45° em relação à superfície óssea. Os mini-implantes devem ser pequenos o bastante para serem inseridos na área alveolar com angulação de 60° entre os dentes (Park et al., 2001). No entanto, Freire et al. (2007) afirmaram que os mini-implantes devem ser inseridos perpendiculares ao seu longo eixo do dente. Os dados do presente trabalho mostram que o implante posicionado em 45° apresentou menor tensão e, portanto, melhor comportamento quando comparado ao implante posicionado em 90°.

Os valores da tensão von Mises para as estruturas analisadas neste trabalho, como mini-implante, mucosa, osso cortical e osso medular com carregamento de 100 e 500 gf e foram menores nos mini-implantes angulados em

45° em comparação com a angulação de 90° (tabela 3 e 4). O local de maior tensão para as duas angulações e carregamentos foi logo abaixo da cabeça do mini-implante, de acordo com a escala de cores das figuras 17 e 21. Pode-se observar maior tensão de von Mises no sentido perpendicular (90°), que no angulado em 45°. Portanto, além das vantagens de maior estabilidade e redução na possibilidade de contato radicular na inserção do mini-implante angulado em 45°, verificou-se que menores tensões são geradas no osso nesta angulação comparado à inserção perpendicular.

Portanto, considerando que as tensões geradas pela aplicação de forças sobre o mini-implante em osso cortical foram semelhantes quando o mesmo foi avaliado como material isotrópico e ortotrópico, pode-se utilizar o modelo isotrópico para obtenção de resultados válidos em pesquisas com o Método dos Elementos Finitos. Essa simplificação facilita bastante o desenvolvimento de novos trabalhos, sendo, pois, um resultado muito interessante do ponto de vista metodológico. Também pode-se sugerir que os mini-implantes usados como ancoragem ortodôntica devem seguir protocolo de posicionamento com angulação de 45° (no arco superior, 100 gf) para gerar menor tensão nos tecidos ósseos e no mini-implante, comparados ao posicionamento perpendicular (90°).

7 CONCLUSÃO

Pelos resultados obtidos no presente trabalho, pode-se concluir que:

- a) as maiores tensões de von Mises ocorrem abaixo da cabeça do mini-implante quando aplicadas forças de 100 gf e 500 gf nas angulações de 45° e 90°;
- b) os mini-implantes usados como ancoragem ortodôntica seguindo protocolo de posicionamento com angulação de 45° (no arco superior, 100 gf) geram menor tensão nos tecidos ósseos e no mini-implante, comparados ao posicionamento perpendicular (90°);
- c) as tensões geradas pela aplicação de forças de 100 gf e 500 gf sobre mini-implante, mucosa, osso medular e cortical têm comportamento semelhantes quando avaliadas em modelos isotrópicos e ortotrópicos;
- d) considerando que as tensões geradas pela aplicação de forças sobre o mini-implante em osso cortical foram semelhantes quando o mesmo foi avaliado como material de modelo isotrópico e 2D ortotrópico. Assim, pode-se utilizar o material de modelo isotrópico para obtenção de resultados válidos em pesquisas com o Método dos Elementos Finitos.

REFERÊNCIAS¹

- Ascenzi A, Baschieri P, Benvenuti A. The Torsional Properties of Single Selected Osteons. *J Biomech.* 1994 July;27(7):875-884.
- Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH. Clinical Application of Micro-Implant Anchorage. *J Clin Orthod.* 2002 May;36(5):298-302.
- Brekelmans WAM, Port HW, Sloof T. A New Method to Analyse the Mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthop Scand.* 1972; 43: 301-317 apud De las Casas EB. Método dos Elementos Finitos. In: Oliveira EJ. Biomecânica básica para ortodontistas. Belo Horizonte: Grupo de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais; 2000.
- Chen J, Chen K, Garetto LP, Roberts WE. Mechanical Response to Functional and Therapeutic Loading of a Retromolar Endosseous Implant used for Orthodontic Anchorage to Mesially Translate Mandibular Molars. *Implant Dent.* 1995;4:246-258.
- Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A Prospective Study of the Risk Factors Associated with Failure of Mini-implants Used for Orthodontic Anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(1):100-106.
- Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg.* 1998;13(3):201-209.
- Creekmore TD, Eklund MK. The Possibility of Skeletal Anchorage. *J Clin Orthod.* 1983 Apr;17(4):266-9.
- Daimaruya T, Nagasaka H, Umemori M, Sugawara J, Mitani H. The Influences of Molar Intrusion on the Inferior Alveolar Neurovascular Bundle and Root Using the Skeletal Anchorage System in Dogs. *Angle Orthod.* 2001;71(1):60-70.
- Daimaruya T, Takahashi I, Nagasaka H, Umemori M, Sugawara J, Mitani H. Effects of Maxillary Molar Intrusion on the Nasal Floor and Tooth Root Using the Skeletal Anchorage System in Dogs. *Angle Orthod.* 2003;73(2):158-166.
- De las Casas EB. Método dos Elementos Finitos. In: Oliveira EJ. Biomecânica básica para ortodontistas. Belo Horizonte: Grupo de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais; 2000.
- Deguchi T, Yamamoto TT, Kanomi R, Hartsfield JK, Roberts WE, Garetto LP. The Use of Small Titanium Screws for Orthodontic Anchorage. *J Dent Res.* 2003;82(5): 377-381.
- Douglas JB, Killiany DM. Dental Implants used as Orthodontic Anchorage. *J Oral Implantol.* 1987;13(1):28-38.

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

- Ervedi N, Keles A, Nanda R. The Use of Skeletal Anchorage in Open Bite Treatment: A Cephalometric Evaluation. *Angle Orthod.* 2004;74(3):381-90.
- Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: Related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122(1):84-94.
- Freire JNO, Silva NRFA, Gil JN, Magini RS, Coelho PG. Histomorphologic and histomophometric evaluation of immediately and early loaded mini-implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod.* 2007; 131(6):704.e1- 704.e9.
- Fukunaga T, Kuroda S, Kurosaka H, Yamamoto TT. Skeletal Anchorage for Orthodontic Correction of Maxillary Protrusion Adult Periodontitis. *Angle Orthod.* 2006;76(1):148-155.
- Gallas MM, Abeleira MT, Fernandez JR, Burguera M. Three-dimensionl numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* 2005;27(1):12-16.
- Geron S, Shpack N, Kandos S, Davidovitch M, Vardimon AD. Anchorage Loss - A Multifactorial Response. *Angle Orthod.* 2003;73(6):730-737.
- Hayashi K, Uechi J, Murata M, Mizoguchi I. Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and retraction spring: a three-dimensional analysis based on a midpalatal orthodontic implant. *Eur J Orthod.* 2004;26(6):585-589.
- Hofmann T, Heyroth F, Meinhard H, Fränzel W, Raum K. Assessment of composition and anisotropic elastic properties of secondary osteon lamellae. *J Biomechanics.*2006;39(12):2282-2294.
- Huang LH, Shotwell JL, Wang HL. Dental implants for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthopedi.*2005 June;27(6):713-722.
- Huiskes R, Chao EYS. The First decade of Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics. *J Biomech.* 1983; 16: 385-409 apud De las Casas EB. Método dos Elementos Finitos. In: Oliveira EJ. Biomecânica básica para ortodontistas. Belo Horizonte: Grupo de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais; 2000.
- Kanomi R. Mini-Implant for Orthodontic Anchorage. *J Clin Orthod.* 1997 Nov;31(11):763-767.
- Kokich VG. Managing Complex Orthodontic Problems: The Use of Implants for Anchorage. *Seminars in Orthodontics.* 1996 June;2(2):153-160.
- Kuroda S, Katayama A, Yamamoto TT. Severe Anterior Open-Bite Case Treated Using Titanium Screw Anchorage. *Angle Orthod.* 2004;74(4):558-567.
- Kyung SH, Hong SG, Park YC. Distalization of Maxillary Molars with a Midpalatal Miniscrews. *J Clin Orthod.* 2003 Jan;37(1):22-6.
- Laboissière Jr M, Villela H, Bezerra F, Laboissière M, Diaz L. . Ancoragem absoluta utilizando microparafusos ortodônticos. Protocolo para Aplicação Clínica (Trilogia - Parte III). *Implant News.* 2005 jan-fev;2(1):37-46.
- Lee JS, Kim DH, Park YC, Kyung SH, Kim TK. The Efficient Use of Midpalatal Miniscrew Implants. *Angle Orthod.* 2004;74(5):711-714.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Junior JL. Aplicabilidade Científica do Método dos Elementos Finitos. Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2006 mar-abr;11(2):35-43.

Marassi C, Leal A, Herdy JL. Miniimplantes como Método de Ancoragem em Ortodontia. Nova Visão em Ortodontia - Ortopedia Funcional dos Maxilares. São Paulo: Santos; 2004, p.967-974.

Melsen B, Bosch C. Different approaches anchorage: A survey and an evaluation. Angle Orthod. 1997;67(1):23-30.

Melsen B, Lang NP. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. Clin Oral Impl Res. 2001;12:144-152.

Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the aarhus anchorage system. Semin Orthod Elsevier. 2005;(11):24-31.

Melsen B. Mini-Implants: Where are we? J Clin Orthod. 2005 Sept;39(9): 539-547.

Morea C, Dominguez GC, Wuo AL, Tortamano A. Surgical Guide for Optimal Positioning of Mini-Implants. J Clin Orthod. 2005;39(5):317-321.

Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant - A finite element analysis. Clin Oral Impl Res. 2005 Aug;16(4):480-5.

Ohashi E, Pecho OE, Moron M, Lagravere. Implant vs Screw Loading Protocols in Orthodontics. Angle Orthod. 2006;76(4):721-727.

Pannarale L, Braidotti P, D'Alba L, Gaudio E. Scanning Electron Microscopy of Collagen Fiber Orientation in the Bone Lamellar System in Non-Decalcified Human Samples. Acta Anat. 1994;151(1):36-42.

Park HS, Bae SM, Kyung HM, Sung JH. Micro-Implant Anchorage for Treatment of Skeletal Class I Bialveolar Protrusion. J Clin Orthod. 2001;35(7):417-422.

Park HS, Kwon TG, Sung JH. Angle Orthod. Nonextraction Treatment with Microscrew Implants. 2004;74(4):539-549.

Park HS, Kwon TG. Sliding Mechanics with Microscrew Implant Anchorage. Angle Orthod. 2004;74(5):703-710.

Park HS, Kyung HM, Sung JH. A Simple Method of Molar Uprighting with Micro-Implant Anchorage. J Clin Orthod. 2002 Oct;36(10):592-596.

Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group Distal Movement of Teeth Using Microscrew Implant Anchorage. Angle Orthod. 2005;75(4):602-609.

Park HS. An Anatomical Study using CT Images for the Implantation of Micro-implants. Korea J Orthod. 2002;32(6):435-441.

Petrtyl M, Hert J, Fialla P. Spatial Organization of the Haversian Bone in Man. J Biomechanics. 1996;29(2):161-169.

Pidaparti RMV, Burr DB. Collagen Fiber Orientation and Geometry Effects on the Mechanical Properties of Secondary Osteons. J Biomechanics. 1992;25(8):869-880.

Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseus implnts for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod.* 1989;59(4):247-256.

Rubo JH, Souza EAC. Solução de Problemas de Carregamento em Próteses sobre Implantes. *Métodos Computacionais Aplicados à Bioengenharia Rev Fac Odontol Bauru.* 2001 jul-dez;9(3-4):97-103.

Schnelle MA, Beck FM, Jaynes RM, Huja SS. *Angle Orthod.* A Radiographic Evaluation of the Availability of Bone for Placement of Miniscrews. 2004;74(6):832-837.

Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1997; Jan-Fev;10(1):19-27.

Sugawara J, Daimaruya T, Umemori M, Nagasaka H, Takahashi I, Kawamura H, Mitani H. Distal movement of mandibular molars in adult patients with skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125(2):130-138.

Trisi P, Rebaudi A. Progressive Bone Adaptation of Titanium Implants During and After Orthodontic Load in Humans. *Int J Periodontic Rest Dent.* 2002 Feb;22(1-3):31-43.

Vasquez M, Calao E, Becerra F, Ossa J, Enriquez C, Fresneda E. Initial Stress Differences Between Sliding and Sectional Mechanics with an Endosseous Implant as Anchorage: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *Angle Orthod.* 2001;71(4):247-256.

Villela H, Villela P, Bezerra F, Labiossière Jr. MA, Soares AP. Utilização de mini-implantes para ancoragem ortodôntica direta. *Innovations J.* 2004;8(1):5-12.

Yao CCJ, Lee JJ, Chen HY, Chang ZCJ, Chang HF, Chen YJ. Maxillary Molar Intrusion with Fixed Appliances and Mini-implant Anchorage Studied in Three Dimensions. *Angle Orthod.* 2005 Sept;75(5):754-760.

Yao CCJ, Wu CB, Wu HY, Kok SH, Chang HFF, Chen YJ. Intrusion of the Overeruption Upper Left First and Second Molars by Mini-implants with Partial-Fixed Orthodontic Appliance Case Report. *Angle Orthod.* 2004;74(4):550-557.

Yaszemki MJ, Payne RG, Hayes WC R, Langer R, Mikos AG. Evolution of bone transplantation: molecular, cellular, and tissue strategies to engineer human bone. *Biomaterials.* 1996;17(2):175-185.

GLOSSÁRIO

AutoCad: Software de desenho do tipo Cad (Autodesk Inc. USA).

Cad: Computer Aided Design. Nome genérico de sistemas computacionais.

Coefficiente de Poisson: é a proporção de deformações lateral e axial, dentro da faixa elástica de um material.

Discretização: subdivisão

Fotografia digital em distância ortostática: fotografia sem distorsão.

Material Anisotrópico: significa que suas propriedades mecânicas diferem nas três direções do eixo de coordenadas X, Y e Z, em um mesmo ponto do elemento estrutural.

Material Isotrópico: significa que suas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções do eixo de coordenadas X, Y e Z, em um mesmo ponto do elemento estrutural.

Material Ortotrópico: as propriedades mecânicas são as mesmas em duas direções e diferentes em uma terceira, é uma particularidade do material isotrópico.

Método dos Elementos Finitos: é uma análise matemática que consiste na discretização (subdivisão) de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo

as mesmas propriedades do meio original. Os elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelo matemático, para que sejam obtidos os resultados desejados.

Módulo de Elasticidade: representa a inclinação da porção linear do diagrama de tensão/deformação do material.

Ósteons: unidade básica da estrutura do osso compacto, compreendendo um canal de Havers e lamelas concêntricas, com média de 30 lamelas.

Patran: programa da MSC - Software Corporation Santa Ana, Ca 92707 USA). Programa voltado à modelagem de estruturas pelo Método dos Elementos Finitos.

Tensão de von Mises: média das tensões em todas as direções (X, Y e Z), permitindo a localização dos pontos de maior tensão.

Tensão: é resistência a uma força externa que age no corpo, produzindo deformação. Em Odontologia é comumente descrita em MPa (10^6 Pa).

ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



SÃO LEOPOLDO MANDIC
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Aprovado pelo CEP

Campinas, 21 de Fevereiro de 2006.

A(o)

C. D. Maria Eugênia Pincke Coutinho

Curso: Doutorado em Ortodontia

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria "ANÁLISE DE TENSÕES DOS MINI-IMPLANTES DE TITÂNIO COMO ANCORAGEM EM ORTODONTIA PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS".

Orientado pelo(a) Prof(a) Dr(a) Fabiana Mantovani Gomes França

Entregue na Secretaria de Pós-graduação do CPO - São Leopoldo Mandic, no dia 15/12/2005, com número de protocolo nº 05/472, foi APROVADO pelo Comitê de Ética e Pesquisa instituído nesta Universidade de acordo com a resolução 196 /1.996 do CNS - Ministério da Saúde, em reunião realizada no dia 20/01/2006.

Cordialmente

Prof. Dr. Thomaz Wassall
Coordenador de Pós-Graduação