



Renata Monteiro Cesnik

Análise de diferentes desenhos de miniplacas pelo método dos elementos finitos: avaliação da distribuição de tensões sobre o osso, parafusos e miniplaca.

CURITIBA
2018

Renata Monteiro Cesnik

Análise de diferentes desenhos de miniplacas pelo método dos elementos finitos: avaliação da distribuição de tensões sobre o osso, parafusos e miniplaca.

Dissertação apresentada a Faculdade Ilapeo como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu

CURITIBA
2018

Renata Monteiro Cesnik

Análise de diferentes desenhos de miniplacas pelo método dos elementos finitos:
Avaliação da distribuição de tensões sobre o osso, parafusos e miniplaca

Presidente da banca (Orientador): Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dra. Ana Cláudia Moreira Melo

Prof. Dra. Larissa Trojan

Aprovada em: 08/06/2018

Dedicatória

Dedico a conclusão deste trabalho a minha família e a minha filha, que me deram todo o apoio e o incentivo diário para concluir o curso e finalmente adquirir meu título de mestre.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus.

Ao meu pai, que me ajudou a concluir o curso, e desde sempre me incentivou a estudar, confiando no meu desempenho. Ele que é o exemplo de pessoa e profissional que sigo em minha vida.

A minha família, em especial à Cleide, que me apoiou em um momento pessoal muito difícil durante o curso de Mestrado, cuidando da minha filha para que eu pudesse finalizar o curso e dando todo apoio para isso.

Aos meus mestres, os quais se esforçaram durante todo o curso, estando sempre dispostos a ensinar, com paciência e sabedoria.

Ao meu orientador Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu que me ensinou não somente as disciplinas de ortodontia ou a conclusão do trabalho, mas foi um grande exemplo de profissionalismo e humildade.

Ao engenheiro Rafael Salatti, o qual sempre foi solícito, disposto e empenhado na execução deste estudo.

Aos meus colegas de turma, pela amizade construída, experiências compartilhadas e companheirismo em todos os momentos destes anos de estudo.

A minha amiga de turma Carolina Maria Fuck, que foi mais que uma amiga, me acolhendo como família na sua casa nos últimos meses de Mestrado. Ela me ajudou em todos os aspectos e me incentivou a concluir este trabalho.

Sumário

1.	Introdução.....	11
2.	Revisão de literatura.....	12
3.	Proposição.....	23
4.	Materiais e Métodos.....	24
5.	Artigos científicos.....	28
6.	Referências.....	52
7.	Apêndice.....	54
8.	Anexo.....	66

Lista de Figuras

- 1- Figura 1: Imagens CAD das miniplacas utilizadas no estudo.....24
- 2- Figura 2: Modelo de parafuso de fixação das miniplacas.....25
- 3- Figura 3: Denominação de parafusos e orifícios de acordo com os diferentes desenhos das miniplacas.....26
- 4- Figura 4: Escala de cores representando as tensões (MPa) do material titânio grau 2 – 275 MPa de tensão de escoamento. Variação: 18,33-275 Mpa.....27

Lista de Quadros

Quadro 1 - Relação do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais utilizados no estudo.....	25
---	----

Lista de abreviaturas

- 1- N – Newton
- 2- MEF- método dos elementos finitos
- 3- MPa- Megapascal
- 4- CAD- *computer-aided design*
- 5- mm- milímetros

Resumo

O objetivo do presente estudo foi avaliar desenhos de miniplacas ortodônticas com diferentes configurações e dimensões, observando a distribuição de tensão sobre a miniplaca, parafusos de fixação, osso adjacente ao serem submetidas a forças semelhantes às utilizadas em mecânicas ortodônticas. A análise dos resultados foi realizada por meio do método dos elementos finitos. Utilizando-se de um software compatível com o tipo de análise, um bloco de osso tridimensional foi construído, contendo osso cortical e trabecular, com o intuito de simular a fixação das miniplacas. Foi observada a distribuição de tensão sobre os materiais estudados, utilizando-se uma escala de cores que representa o nível de tensão suportado pelos materiais. Após fixadas, as miniplacas foram submetidas a cargas horizontais e diagonais de 4N. O software realizou as análises fazendo uma comparação entre os modelos iniciais e os modelos após sofrerem a carga. De maneira geral, as miniplacas demonstraram boa distribuição de tensões. Em alguns casos, foi observada maior sobrecarga ao osso e parafusos, porém todos os casos ficaram distantes do limite de escoamento do material. Pôde-se observar que as miniplacas em forma de “T” e “Y”, obtiveram melhor distribuição de tensão sobre os três parafusos quando comparadas as miniplacas em forma de “I”. Todas as miniplacas demonstraram boa distribuição de tensões ao sofrerem as cargas do estudo. Nenhum material sofreu tensão excessiva que atingisse o limite de escoamento do material. De acordo com a simulação por elementos finitos, conclui-se que os desenhos de miniplacas estudados nos oferece uma satisfatória distribuição de tensões sobre osso, parafuso e miniplaca.

Palavras-chave: ortodontia, aparelhos ortodônticos, placas ósseas, procedimentos de ancoragem ortodôntica e miniplaca.

Abstract

The purpose of this study was to evaluate orthodontic miniplates designs with different dimensions and configurations, observing tension distribution over the miniplates, fixation screws and adjacent bone, under forces similar to those used in orthodontic mechanics. Data analysis was performed by finite element method. By using a compatible software with this type of analysis, a tridimensional bone block was built, containing cortical and trabecular bone, in order to simulate miniplates fixation. Tension distribution over the studied materials was observed, using colored scale that represented the stress level supported by the materials. After fixation, the miniplates were submitted to horizontal and diagonal loads of 4N. The software performed the analysis based on a comparison between inicial models and with the models after being loaded. All the miniplates demonstrated good strain distribution. In some cases, more overhead was observed to the bone and bolts, but all cases were far from the yield strain of the material. It was observed that the miniplates "T" and "Y", obtained a better strain distribution on the three screws than the miniplates "I". No material suffered excessive strain that reached the yield strain of the material. According to the simulation by finite elements, it is concluded that the drawings of miniplates studied offers us a satisfactory distribution of tensions on bone, screw and miniplates.

Key words: orthodontics, orthodontic appliances, bone plates, orthodontic anchorage procedures.

1. Introdução

Durante o tratamento ortodôntico, o controle de ancoragem é um fator fundamental para obtenção de sucesso (Cornelis et al 2008 e De Clerck et al 2002). No entanto, muitas vezes a movimentação da unidade de ancoragem é inevitável, o que nos leva a utilizar cada vez mais a ancoragem esquelética (Cornelis et al 2008 e De Clerck et al 2002, Dalstra et al 2004).

No caso da utilização de miniplacas como ancoragem esquelética em determinadas mecânicas ortodônticas, sabe-se que elas podem fornecer maior segurança quando se necessita de forças de grande magnitude, tais como as forças ortopédicas (Cornelis et al 2008). Com o auxílio das miniplacas, alguns procedimentos se tornaram mais simples e efetivos, como: intrusão de dentes ou grupos de dentes, correção de apinhamento severo, má oclusão de Classe II severa e correção da mordida aberta (Cornelis et al 2007, De Clerck et al 2009, Chung et al 2011, Huang et al 2012). No entanto, elas devem ser instaladas por um cirurgião, devido a necessidade de elevação de retalho (Creekmore e Eklund 1983).

Na maioria dos casos, a instalação da miniplaca é feita sob anestesia local e pode causar edema pós-operatório e inflamação na região submucosa mesmo após a cicatrização, o que pode ocasionar a perda do acessório (Creekmore e Eklund 1983, Choi et al 2005, De Clerck e Swennen 2011). Além deste fator, o desenho inadequado e a distribuição não homogênea de forças ao longo do sistema de ancoragem podem causar *stress* afetando diretamente os parafusos de fixação e podendo prejudicar a estabilidade da miniplaca (Veziroglu et al 2008, Nalbantgil et al 2012). Assim sendo, estudos têm sido realizados em busca da elaboração de modelos de miniplacas mais estáveis, confortáveis e resistentes às forças aplicadas durante o tratamento ortodôntico (Creekmore e Eklund 1983, Heymann et al 2010).

O objetivo do presente estudo, é avaliar, por meio do método dos elementos finitos (MEF), desenhos de miniplacas ortodônticas, analisando a distribuição de tensões na miniplaca, no parafuso de fixação e no osso.

2. Revisão de literatura

De Clerck et al. (2002) introduziram o sistema de ancoragem zigomática, o qual foi desenvolvido para ser utilizados de forma segura, instalando-se os parafusos distantes das raízes dos dentes, na região da crista zigomática, região de osso sólido. Forças ortodônticas podem ser aplicadas imediatamente após a instalação dos dispositivos. Foram instaladas miniplacas em vinte e sete pacientes, dezesseis unilateralmente e onze bilateralmente para a retração dos caninos superiores. O procedimento cirúrgico foi bem tolerado pelos pacientes, apesar do edema ocorrido nos primeiros dias após a cirurgia e alguns casos de inflamação. Concluiu-se que o sistema de ancoragem zigomática é uma boa alternativa em relação à ancoragem extra-bucal convencional.

Sugawara e Nishimura (2005) relataram o caso clínico de um paciente com 19 anos de idade, com má oclusão de Classe III de Angle, apinhamento anterior, mordida aberta anterior e dificuldade de mastigação. Utilizaram miniplacas como mecanismo de ancoragem durante o tratamento. Tido como um caso cirúrgico, e não sendo possível realizá-la, optaram pelo tratamento que restabelecesse somente a função mastigatória, o qual consistiu na intrusão e distalização de molares superiores e inferiores. Aplicou-se 400g de força em cada segmento, ancorando nas miniplacas. Obteve-se distalização de 3,0 mm e 6,0mm dos molares superiores, esquerdo e direito, respectivamente, e 3,0mm dos molares inferiores, bilateralmente. Após um ano e nove meses, o aparelho foi removido assim como as miniplacas e estabeleceram uma oclusão favorável, com intercuspidação, suporte posterior estável e guias anteriores. Concluiu-se que o sistema de ancoragem esquelética com miniplacas é uma biomecânica efetiva para pacientes adultos, casos de retratamento e pacientes com problemas ortodônticos complexos.

Choi et al. (2005) investigaram as complicações após a implantação das miniplacas de ancoragem esquelética e avaliaram a estabilidade das mesmas quando se aplica forças durante o tratamento ortodôntico. Participaram do estudo, pacientes que necessitavam de distalização

dos molares para correção de mordida cruzada anterior ou apinhamento. Aplicou-se força de 200 a 400g para realizar a retração dos primeiros pré-molares. Houve inflamação e mobilidade de 5 miniplacas, as quais foram removidas, resultando em uma taxa de insucesso de 7%. Concluiu-se que as miniplacas tem relativa alta taxa de insucesso, principalmente quando instaladas na mandíbula. É necessário que se realizem estudos com novos desenhos de miniplacas para diminuir as complicações.

Cornelis et al. (2008) descreveram a técnica cirúrgica de instalação e remoção das miniplacas de ancoragem ortodôntica temporária e registraram a percepção do cirurgião sobre a técnica. Foram instaladas 200 miniplacas de 2 modelos diferentes (maxilar e mandibular) em um total de 97 pacientes. Os procedimentos foram realizados por 9 diferentes cirurgiões. Todas as miniplacas foram feitas de titânio. Após a instalação, os pacientes foram orientados a higienizar o acessório ao menos 3 vezes ao dia além de utilizarem bochechos de clorexidina durante 7 dias após o procedimento cirúrgico. O percentual de sucesso foi de 92,5%. Quinze miniplacas precisaram ser removidas prematuramente, sendo que onze delas, estavam instaladas em pacientes em crescimento. A maior parte das cirurgias foram realizadas sob anestesia local e em todas elas, foi prescrito antibiótico e anti-inflamatório pós-cirúrgico. Das cirurgias de instalação, 80% foram consideradas de fácil a moderada, sendo que na remoção, os cirurgiões consideraram mais fácil e rápido do que a instalação. Concluiu-se que tanto para instalação quanto para remoção, é necessário a elevação de retalho, porém são considerados procedimentos simples, sendo uma técnica segura e efetiva para um tratamento ortodôntico.

Veziroglu et al. (2008) avaliaram a distribuição de forças sobre um novo desenho de miniplaca, por meio do MEF, com o propósito de diminuir as complicações ao utiliza-las como ancoragem ortodôntica. Foi projetado um modelo tridimensional da região posterior da maxila, incluindo o zigomático. Simulou-se a instalação dos novos modelos de miniplacas, aplicando-se 200g de força. Avaliou-se biomecanicamente, o osso, a miniplaca e os parafusos de fixação.

Em todos os modelos de miniplacas, a maior tensão foi observada no osso, na região onde foram inseridos os parafusos de fixação. Mesmo alterando os modelos de miniplaca, não se observou melhora na distribuição das tensões sobre a miniplaca. É necessário que se realizem estudos com novos desenhos de miniplacas que se alterem a extremidade de ativação para se homogenize a distribuição das forças.

Kim et al. (2008) compararam a ancoragem dentosuportada com a ancoragem com miniplacas no fechamento de espaço de pré-molares extraídos em cachorros adultos da raça Beagle. Foram extraídos quatro pré-molares e realizada a retração utilizando-se, de um lado a ancoragem convencional (lado controle), e do outro lado (lado experimental) uma miniplaca em forma de L com dois parafusos de fixação. As miniplacas obtiveram altas taxas de sucesso, 93,8% durante os doze meses de tratamento ortodôntico. No grupo controle, o deslizamento dos dentes de ancoragem representaram um terço do fechamento de espaço (com perda de ancoragem de 31,1%), já no experimental, as miniplacas tiveram movimentação mínima (com perda de ancoragem de 4,5%), tendo o fechamento realizado quase que totalmente pela retração anterior. Estes resultados confirmam que as miniplacas podem fornecer ancoragem praticamente absoluta.

Cornelis et al. (2008) documentaram a percepção de pacientes e ortodontistas sobre o uso de miniplacas no tratamento ortodôntico e, avaliaram o sucesso do sistema, identificando eventos adversos e resultados associados ao uso destes acessórios na prática clínica. Questionários sobre desconforto e percepções gerais, foram apresentados a 97 pacientes e respondidos nos intervalos de um mês, seis meses e um ano após a instalação dos dispositivos. Os trinta ortodontistas que trabalharam nos casos, responderam questionários relacionados à complexidade de instalação, finalidade do dispositivo utilizado, índice de sucesso e se os dispositivos facilitaram ou complicaram o tratamento. As miniplacas receberam aplicação de força ortodôntica, em média, um mês após a instalação. No geral, os dispositivos foram bem

tolerados pelos pacientes e tiveram taxa de sucesso de 92,5%. Após um ano de tratamento, 72% dos pacientes da amostra relataram não se incomodar com as miniplacas, 17% relataram que a limitação da abertura da boca diminuiu no período de 6 meses a um ano e 15% dos pacientes sentiram dificuldade na higienização dos dispositivos. Em relação à percepção dos ortodontistas, as falhas apresentadas foram mobilidade, ulceração da bochecha, fratura, posicionamento inadequado da miniplaca e falta de colaboração do paciente. A principal reação adversa foi edema, que persistiu por até 5 dias. Os autores concluíram que as miniplacas são bem aceitas tanto pelos pacientes quanto pelos operadores e oferecem alto índice de segurança e sucesso (92,5%), com poucos efeitos colaterais. Alguns casos classificados como moderados a muito difíceis, foram tidos como fáceis após a instalação das miniplacas e os ortodontistas afirmaram que usariam as miniplacas novamente.

De Clerck et al. (2009) introduziram um tipo de tratamento da Classe III utilizando miniplacas para a protração da maxila, tendo a possibilidade de aplicar forças ortopédicas ossosuportadas entre maxila e mandíbula durante vinte e quatro horas por dia, evitando efeitos dentoalveolares. Três pacientes do sexo feminino com Classe III severa, foram tratadas exclusivamente com tração reversa da maxila, por meio da instalação de miniplacas na maxila (na crista zigomática bilateralmente) e mandíbula (entre caninos e incisivos laterais ou entre primeiros pré-molares e caninos). Aplicou-se em 100g inicialmente e 200g após dois meses em média. A mordida cruzada anterior foi corrigida em todos os casos e houve uma considerável melhora no perfil dos pacientes. Não foram observados efeitos dentoalveolares. Os autores concluíram que aplicando forças ortopédicas em uma ancoragem puramente esquelética e utilizando elásticos intermaxilares entre as miniplacas, pode-se ter o aumento da face média de pacientes em crescimento com deficiência maxilar e que novos estudos se fazem necessários para avaliar os efeitos psicossociais, entender os biomecanismos e avaliar a possibilidade da diminuição de cirurgias ortognáticas.

Tseng et al. (2010) avaliaram a percepção de dor, por meio da escala visual analógica (0-100 mm), viabilizando sugestões práticas para melhorar a comunicação com os pacientes. Foram instaladas 30 miniplacas no total. No primeiro dia após a cirurgia, a média da escala foi de 36,3 mm, aumentando para 58mm vinte e quatro horas após a inserção das miniplacas. Após três meses de tratamento, as médias da escala foram diminuindo gradualmente, para 20 mm ao comer e 15 mm ao falar, tendo um aumento para 41,33 mm, vinte e quatro horas após a remoção do dispositivo e uma diminuição para 5 milímetros três meses após a remoção. As miniplacas foram utilizadas com sucesso como ancoragem esquelética e os pacientes puderam tolerar a dor e o desconforto durante o tratamento ortodôntico.

Heymann et al. (2011) realizaram uma análise tridimensional da protração maxilar com elásticos intermaxilares e miniplacas. Foram incluídos na amostra, seis pacientes com má oclusão de Classe III com deficiência de maxila. Instalou-se quatro miniplacas em cada paciente, sendo duas superiores bilaterais (posicionadas na crista zigomática) e duas inferiores bilaterais (posicionadas entre incisivo lateral e canino). Iniciou-se o tratamento aplicando forças, por meio do uso de elásticos intermaxilares, nas direções para frente e para baixo de 150g, aumentando para 200g após um mês e 250g após dois meses. Para criar os modelos tridimensionais, foram realizadas tomografias computadorizadas *cone-beam* imediatamente após a instalação das miniplacas e após um ano de tratamento, assim determinando as alterações anatômicas ocorridas durante o tratamento. Todos os pacientes demonstraram movimento positivo da região do processo zigomático, e todos, exceto um deles, demonstraram alteração positiva na região anterior da maxila, obtendo *overjet* positivo em todos os casos após um ano de tratamento. Os autores concluíram que o uso de elásticos intermaxilares e miniplacas melhora o relacionamento maxilo-mandibular de pacientes Classe III com mínimos efeitos dentoalveolares. Os modelos tridimensionais permitem uma documentação mais completa sobre o resultado do paciente.

De Clerck e Swennen (2011) avaliaram a taxa de sucesso da miniplaca Bollard como ancoragem na protração maxilar em pacientes em crescimento. Foram inclusos vinte e cinco pacientes, os quais apresentavam hipoplasia maxilar e maloclusão de Classe III de Angle. Durante o tratamento, aplicou-se 150g de força a partir do 11º dias pós-cirurgia até completar 12 meses. Não houve infecções, apenas quatro pacientes relataram desconforto na mucosa, obtendo taxa de sucesso de 97%. Todas as falhas ocorreram na maxila e em pacientes mais jovens. O sucesso depende do bom aconselhamento pré-cirúrgico, cirurgia minimamente invasiva e bom acompanhamento ortodôntico. Concluiu-se que a miniplaca estudada foi altamente efetiva como ancoragem na protração maxilar.

Lee et al. (2011), relataram dois casos clínicos em que, por perda precoce de mini-implantes, instalaram miniplacas para dar continuidade ao tratamento. No primeiro caso, decidiram remover o mini-implante, devido à proximidade com o vestíbulo bucal, sendo substituídos por miniplacas do tipo tubo-C. No segundo caso, houve dois fatores que levaram a remoção do mini-implante, a radiolucidez ao redor do dispositivo e a pneumatização do seio maxilar, invaginando entre as raízes dos dentes, levando à instalação de miniplacas do tipo tubo-C. Em ambos os casos, os tratamentos foram concluídos com sucesso, sem aumentar o tempo de tratamento e sem alterar a biomecânica de tratamento. Concluiu-se que este tipo de miniplaca é uma excelente alternativa na substituição de mini-implantes perdidos para a continuidade de tratamentos ortodônticos.

Chung et al. (2011) avaliaram a utilização da miniplaca do tipo tubo-C (KLS Martin, Umkirch, Alemanha) nos casos em que os mini-implantes não são indicados, demonstrando os diversos princípios de aplicações clínicas. Este tipo de miniplaca foi projetada para utilizar em casos de pacientes com espaços interradiculares reduzidos, pneumatização do seio maxilar, raízes dilaceradas, ou perda óssea alveolar grave. Após anestesia local, 2 incisões horizontais paralelas foram realizadas e a miniplaca do tipo tubo-C foi deslizada sob o retalho e fixada com

miniparafusos autoperfurantes. Um pequeno tubo localizado na extremidade da haste pode atuar como um tubo ortodôntico acomodando arcos ou como um gancho posicionando elásticos ortodônticos. Apesar de utilizarem parafusos de fixação curto, em casos de pacientes com doenças sistêmicas como diabetes *miellitus* e pacientes fumantes, é recomendado o uso de parafusos mais longos para fornecer maior estabilidade. Como conclusão, afirmaram que este novo tipo de miniplaca ortodôntica pode ser uma alternativa eficaz para casos em que os mini-implantes não são empregados e, como a miniplaca é instalada no osso alveolar próximo às raízes, a utilização de parafusos curtos diminui o risco de contato com as mesmas.

Huang et al. (2012) realizaram um estudo que avaliou a tensão gerada ao osso associada a diferentes sistemas de miniplaca. Utilizou-se o método dos elementos finitos para a análise levando-se em consideração os tipos de miniplaca, meios de fixação, largura do parafuso, magnitude e direção de forças aplicadas a fim de entender as variações na ancoragem ortodôntica. Foi construído um modelo tridimensional de um bloco de osso integrado com a miniplaca, o qual possuía osso cortical e trabecular de dimensões definidas. Foram estudados três modelos de miniplaca: em forma de “L”, “T”, “Y” e “I”, utilizando de dois a três parafusos de fixação. Aplicou-se três magnitudes e duas direções de força. As análises demonstraram que o pico de tensão no osso foi concentrado abaixo do primeiro parafuso e o maior pico ocorreu na miniplaca em forma de “I”, seguido das formas de “L”, “Y” e “T”. No geral ao adicionar o terceiro parafuso de fixação no centro da placa a tensão no osso diminuiu. O aumento da magnitude de força gerou o aumento linear da tensão no osso, sendo maior na direção horizontal. Com base nas análises, concluiu-se que a tensão no osso diminuiu quando utilizadas placas com braços de alavanca menor, as em forma de “T” e “Y” e quando aumentou-se o número de parafusos de fixação. O pico de tensão aumentou de acordo com o aumento da magnitude de força aplicada e a largura do parafuso de fixação não influenciou nos resultados.

Liu et al. (2012), realizaram um estudo com mini-implantes que investigou a qualidade do osso, as condições de carregamento, o tamanho do parafuso e a profundidade de implantação dos mini-implantes, por meio do método dos elementos finitos. Um modelo tridimensional de bloco de osso integrado com um mini-implante foi construído, simulando a densidade do osso cortical e trabecular, diâmetro e profundidade de instalação do mini-implantes, magnitude e direções das forças aplicadas e seus efeitos. Os picos de tensão aumentaram de acordo com a densidade óssea e se concentraram ao redor do mini-implante no local de inserção no osso. O aumento do pico de estresse foi linearmente proporcional ao aumento da magnitude da força, assim como a direção de força de 90° foi o que gerou maior tensão. Na cortical, houve um aumento do estresse quando o diâmetro do mini-implante foi diminuído. Concluiu-se que a qualidade do osso não é o fator mais importante na estabilidade do mini-implante. Deve-se ter cuidado com o local e orientação de instalação do mini-implante, evitando componentes de força perpendicular ao acessório. Observou-se que tanto o estresse no osso quanto o deslocamento do parafuso diminuíram com o aumento do diâmetro.

Nalbantgil et al. (2012) avaliaram um novo desenho de miniplaca e compararam com o sistema de miniplacas convencional. Utilizaram três diferentes modelos de miniplaca de titânio: uma placa convencional e duas miniplacas com a nova proposta de desenho, com 4 espículas projetadas sobre a superfície voltada para o osso cortical. Uma delas apresentava orifícios para 2 parafusos de fixação e a outra, para 1 parafuso apenas. Foram aplicados 200g de força nas miniplacas e comparado o nível de *stress* no osso, na miniplaca e no parafuso, pelo método de elementos finitos. A análise de escaneamento tridimensional foi executada em modelos de cortical óssea com 1,5 mm de espessura. Os resultados mostraram redução do *stress* na cortical óssea em contato com os parafusos, quando utilizadas as placas modificadas (com espículas), comparadas às placas convencionais, assim como redução de quase a metade do *stress* no parafuso. Concluiu-se que os novos desenhos de miniplaca são altamente eficientes na

diminuição do *stress* na região da fixação dos parafusos e as tensões foram bem distribuídas.

Tozlu et al 2013, realizaram um estudo com o intuito de aumentar o contato entre o miniparafuso e o osso inserindo um anel na região da “nuca” do parafuso. Foram instalados 48 miniparafusos de titânio. O fêmur bovino foi usado como modelo ósseo. A espessura cortical dos segmentos ósseos variou de aproximadamente 0,5 mm a 2,5 mm. Os MSIs foram submetidos a uma carga de força perpendicular ao parafuso usando uma máquina de teste Instron ajustada para uma velocidade de 0,05 mm / s. O grupo teste apresentou estatisticamente maior resistência à força e valores máximos de torque de inserção do que o grupo controle. Os resultados foram encontrados para ser mais significativo nos casos em que o osso cortical era fino. Conclusões: Dentro dos limites deste estudo *in vitro*, os presentes achados sugerem que o aparato recém-projetado pode ter um efeito favorável na estabilidade de minimplantes em pacientes com osso cortical fino.

Sugawara (2014) elaborou uma síntese sobre diversos aspectos das miniplacas. Da parte estrutural, geralmente elas têm formato de T, L, Y e I (reta) sendo fixadas por dois ou três parafusos. De acordo com a literatura, possuem altas taxas de sucesso, excelentes propriedades mecânicas e grande estabilidade devido à osseointegração. Podem ser utilizadas para distalização e intrusão de molares, substituindo, muitas vezes o uso do mini-implante. Utilizada para correção de casos complexos, elas podem evitar extrações de pré-molares e na descompensação para casos cirúrgicos além de ter bons resultados quando utilizadas na protração maxilar. Recentemente, as miniplacas possuem maiores vantagens do que desvantagens, e, espera-se que as miniplacas continuem a evoluir e melhorar ao longo do tempo, e que isso resulte em benefícios ainda maiores para nossos pacientes.

Largura et al. (2014) avaliaram, por meio do MEF, a distribuição das tensões sobre o tecido ósseo adjacente ao local de instalação de miniplacas utilizadas como ancoragem. Foi projetado um modelo tridimensional de hemi-mandíbula com dentes a partir de imagens obtidas

de tomografia computadorizada. Foi fixada uma miniplaca em forma de “L” com três parafusos de fixação da marca Rahos. As forças aplicadas simularam movimentos de mesialização do segundo molar inferior com 2N, 5N e 15 N; verticalização com 11,77 N.mm (1200 gf.mm) e combinação de força (2N e 5N) e momento (1200 gf.mm). As distribuições de tensão e deformação foram analisadas, bem como suas correlações com os critérios de remodelação óssea e estabilidade das miniplacas. Os resultados mostraram que a deformação máxima ocorreu com uma força de 5 N e reabsorção óssea a uma força de 15 N. Maior tensão foi observada na região da

cortical, a qual mostra relação direta entre a espessura e a estabilidade do parafuso, sendo que a densidade do osso esponjoso apresenta menor interferência. Concluíram que os níveis de estresse são diminuídos quando momentos são inseridos; maior concentração de tensões ocorre em torno do parafuso (cortical) que no osso esponjoso; o sistema de fixação de miniplacas e parafusos pode suportar as forças ortodônticas sem afetar sua estabilidade.

Park et al. (2015) demonstraram como uma mordida aberta com plano palatino inclinado pode ser tratada com a combinação de miniplacas maxilares e mandibulares, em um relato de caso clínico. O paciente de vinte e um anos de idade, possuía mordida aberta anterior m severo apinhamento mandibular e moderado apinhamento maxilar, 7,5mm de *overjet* e 2,5mm de *overbite*. Foi recomendada as extrações dos quatro primeiros pré-molares, porém o paciente não aceitou a proposta, então decidiu-se realizar o tratamento sem extrações, utilizando as miniplacas como ancoragem. Foram instaladas miniplacas em forma de “T” na mandíbula e em forma de “Y” na crista zigomática bilateralmente, realizando intrusão com movimento de corpo dos dentes. Ao final do tratamento, observou-se Classe I de molares e caninos além de *overjet* e *overbite* satisfatórios. A cefalometria confirmou a intrusão posterior e leve extrusão anterior.

Liu et al 2016, projetaram um novo desenho de miniplaca e analisaram a distribuição de tensões sobre o osso, miniplaca e parafusos por meio do método dos elementos finitos. Foi

construído um bloco de osso e simulada a instalação de uma miniplaca em forma de Y utilizando dois parafusos de fixação. Foi aplicada uma força de 6N no sentido horizontal de vertical. O maior pico de tensão foi encontrado quando aplicada a carga com linha de ação de força horizontal, sobrecarregando um dos parafusos. Consideraram que, em comparação com os sistemas tradicionais de ancoragem, o sistema de ancoragem miniplaca avaliado pelo MEF, foi eficaz, de fácil implantação e minimamente invasivo, mesmo precisando de maior investigação da taxa de sucesso.

Lam et al 2018 realizaram um estudo retrospectivo com o intuito de comprovar a alta taxa de sucesso do uso de miniplacas para movimentos ortodônticos complexos. Foi realizada uma análise retrospectiva da instalação de 421 miniplacas colocadas em 163 pacientes, sendo elas em forma de I, Y e T, selecionadas de acordo com a região trabalhada. O sucesso foi considerado quando a miniplaca permaneceu em função até a finalização da movimentação desejada. A taxa de sucesso obtida foi de 98,6%. Não houve complicações significativas como fratura, perfuração do seio, dano do nervo, falta de estabilidade primária, alergia e/ou hemorragia significativa. A complicação mais comum foi a inflamação de tecido mole. Foi realizada prescrição de antibióticos em 15% dos casos. A taxa de sucesso do uso de miniplacas é alta e previsível para movimentos ortodônticos complexos.

3. Proposição

3.1 Objetivo Geral

Avaliar, por meio do MEF, a distribuição de tensão sobre as miniplacas ao se aplicar 4N de força nas direções horizontal e diagonal em 45°, simulando mecânicas ortodônticas.

3.2 Objetivos Específicos

- a. Analisar a distribuição de tensão sobre as miniplacas.
- b. Avaliar a distribuição de tensão sobre os parafusos de fixação.
- c. Avaliar a distribuição de tensão sobre o osso.

4. Materiais e Métodos

O presente estudo simulou a aplicação de força sobre miniplacas utilizadas em mecânicas ortodônticas, por meio do método dos elementos finitos (MEF), com o intuito de avaliar a distribuição de tensão sobre miniplacas, parafusos de fixação e osso adjacente.

Um bloco de osso tridimensional (3D) foi construído utilizando um software de modelamento CAD Autodesk Inventor. O bloco de osso foi composto de osso cortical e osso trabecular, tendo 15mm de comprimento, 15mm de largura e 15mm de altura e cortical de espessura de 0,5mm (Huang et al 2012).

4.1 Miniplacas e fixação por parafusos

Seis configurações de miniplacas (Neoortho®- Curitiba-PR) foram avaliadas: em forma de I, T e Y, as quais foram denominadas de A1 (forma de I com ganchos invertidos), A2 (forma de I com dois pinos), B1 (forma de T com ganchos invertidos), B2 (forma de T com dois pinos), C1 (forma de Y com ganchos invertidos) e C2 (forma de Y com dois pinos), sendo que as miniplacas de titânio grau 2 com comprimentos diferenciados e espessura de 0,7mm, sendo as de gancho de 22mm e as miniplacas de pino de 20mm, de acordo com a Figura 1.

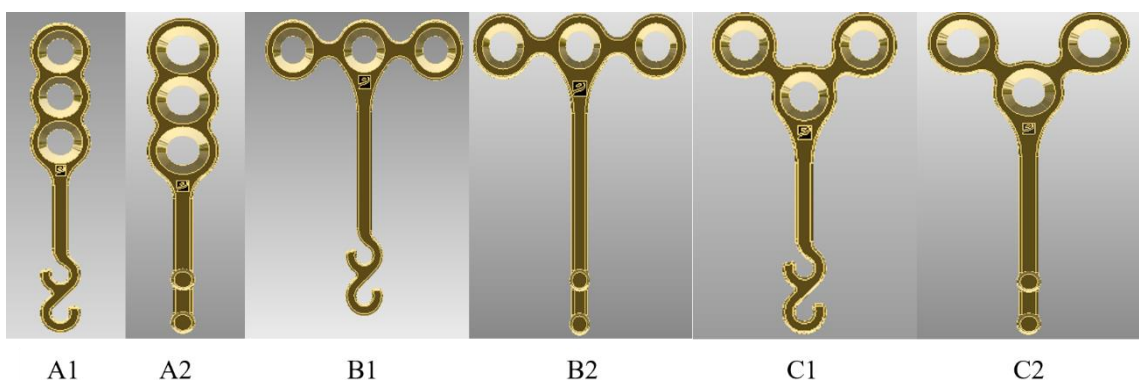


Figura 1: Imagens CAD das miniplacas utilizadas no estudo.

Baseado nos desenhos obtidos primeiramente pelo CAD, foram construídos os modelos das miniplacas e dos parafusos por meio do software Inventor ®. Todas as miniplacas foram fixadas por três parafusos de 2,0mm de diâmetro por 5,0mm (Figura 2).

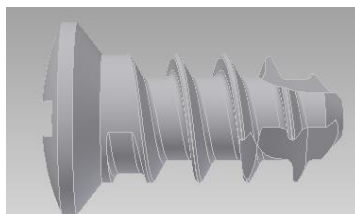


Figura 2: Modelo de parafuso de fixação das miniplacas.

4.2 Propriedades mecânicas dos materiais

Os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos. O módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais utilizados para a análise foram obtidos por meio da literatura (Veziroglu et al 2008, Huang et al 2012, Liu et al 2012, Largura et al 2014). e demonstrados no quadro 1. A escala de tensões do parafuso e do osso foram selecionadas aleatoriamente, para que se pudesse visualizar os resultados. Caso contrário, pela baixa tensão gerada, provavelmente os resultados não pudessem ser visualizados pela alteração de cor. Portanto, utilizou-se 40 Mpa para osso e 60 Mpa para parafusos.

Material	Módulo de elasticidade	Coefficiente de Poisson
Osso Cortical	15GPa	0,30
Osso Trabecular	1,5 GPa	0,30
Parafuso de fixação	114 GPa	0,34
Miniplacas	111,8 GPa	0,34

Quadro 1: Relação do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais utilizados no estudo.

4.3 Montagem dos modelos

Os modelos finais foram compostos pela miniplaca fixada ao bloco de osso por meio de três parafusos. O contato entre a miniplaca, parafuso e osso foi considerado do tipo “colado”, o que não permite movimento ou separação entre suas faces. Os parafusos que simularam a fixação das miniplacas foram denominados P1, P2 e P3 e os orifícios no osso O1, O2 e O3 de acordo com a figura 3.

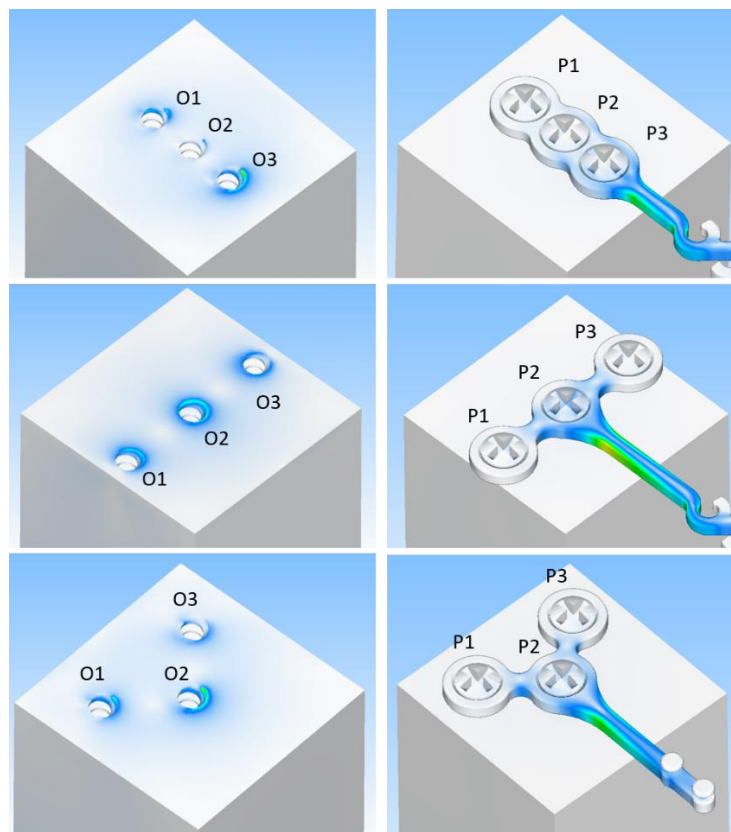


Figura 3: Denominação de parafusos e orifícios de acordo com os diferentes desenhos das miniplacas.

4.4 Aplicação de força

Foi aplicada uma força de 4N nas extremidades das miniplacas e assim realizada a análise da distribuição de tensão sobre elas, assim como sobre os parafusos de fixação e o osso

adjacente. Todos os desenhos de miniplacas foram submetidas a mesma magnitude de força, porém diferentes linhas de ação de força:

- Linha de ação de força horizontal: Miniplacas A1, A2, B1, B2, C1, C2.
- Linha de ação de força diagonal (45°): Miniplacas B1 e C1.

4.5 Utilização do método dos elementos finitos

O critério de análise dos resultados foi por von Mises. As malhas dos itens utilizados no estudo foram baseadas em elementos tetraédricos de 10 nós com base triangular. O *software* utilizado foi o FEMAP®, o qual realizou uma análise comparativa, avaliando os modelos iniciais e os modelos após sofrerem a carga. As regiões de tensão sobre as miniplacas, parafusos de fixação e osso adjacente, foram apresentadas por diferentes cores de acordo com o nível de tensão da região e interpretadas por meio da comparação com uma escala de diferentes tonalidades de cor (figura 4) a qual representa o módulo de elasticidade de cada material, definindo o grau de tensão sobre as peças estudadas.

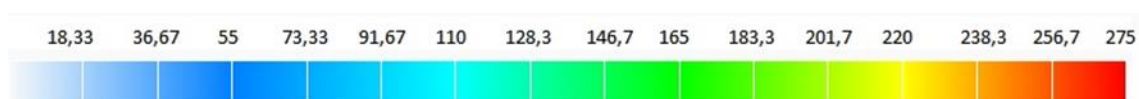


Figura 4: Escala de cores representando as tensões (MPa) do material titânio grau 2 – 275 MPa de tensão de escoamento. Variação: 18,33-275 MPa.

O presente estudo foi realizado na Faculdade ILAPEO (Curitiba, Paraná, Brasil) e a análise dos resultados pelo MEF foi efetuada no setor de engenharia da fábrica da Straumann-Neodent® (Curitiba, Paraná, Brasil).

5. Artigo Científico I

O artigo foi formatado de acordo com as normas da revista *Dental Press Journal of Orthodontics*.

Análise de diferentes desenhos de miniplacas pelo método dos elementos finitos:

Avaliação da distribuição de tensões sobre o osso, parafusos e miniplaca

Renata Monteiro Cesnik¹, Rafael Calixto Salatti², Jessica Barbar Prybysz³, Carolina Maria

Fuck⁴ Roberto Hideo Shimizu⁵,

1 Cursando Mestrado em Ortodontia – ILAPEO, Curitiba.

2 Cursando Mestrado em Engenharia mecânica- UFPR, Curitiba

3 Cursando Especialização em Ortodontia –ILAPEO, Curitiba

4 Cursando Mestrado em Ortodontia- ILAPEO, Curitiba

5 Mestre e Doutor em Ortodontia – Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

Contato para correspondência de Renata Monteiro Cesnik:

Endereço: José Cantúcio, 526 Cidade universitária - Barão Geraldo

Campinas- SP. CEP: 13083-810

E-mail: renata_cesnik@yahoo.com.br

Resumo

O objetivo do presente estudo foi avaliar desenhos de miniplacas ortodônticas com diferentes configurações e dimensões, observando a distribuição de tensão sobre a miniplaca, parafusos de fixação, osso adjacente, ao serem submetidas a forças semelhantes às utilizadas em mecânicas ortodônticas. A análise dos resultados foi realizada por meio do método dos elementos finitos. Utilizando-se de um software compatível com o tipo de análise, um bloco de osso tridimensional foi construído, contendo osso cortical e trabecular, com o intuito de simular a fixação das miniplacas. Foi observada a distribuição de tensão sobre os materiais estudados, utilizando-se uma escala de cores que representa o nível de tensão suportado pelos materiais. Após fixadas, as miniplacas foram submetidas a cargas horizontais e diagonais de 4N. O software realizou as análises fazendo uma comparação entre os modelos iniciais e os modelos após sofrerem a carga.

Palavras-chave: ortodontia, aparelhos ortodônticos, placas ósseas, procedimentos de ancoragem ortodôntica e miniplaca.

Abstract

The objective of the present study was to evaluate orthodontic miniplates with different configurations and dimensions, observing the stress distribution on the miniplate, fixation screws, and adjacent bone, when subjected to forces similar to those used in orthodontic mechanics. The analysis of the results was performed using the finite element method. Using a software compatible with the type of analysis, a block of three-dimensional bone was constructed, containing cortical and trabecular bone, in order to simulate the fixation of the miniplates. The stress distribution was observed on the studied materials, using a color scale that represents the level of tension supported by the materials. After being fixed, the miniplates were subjected to horizontal and diagonal loads of 4N. The software performed the analyzes by comparing the initial models with the models after they were loaded.

Keywords: orthodontics, orthodontic appliances, bone plates, orthodontic anchoring procedures and mini-plate.

Introdução

Durante o tratamento ortodôntico, o controle de ancoragem é um fator fundamental para obtenção de sucesso.^{1,2} No entanto, muitas vezes a movimentação da unidade de ancoragem é inevitável, o que nos leva a utilizar cada vez mais a ancoragem esquelética.^{1,2,3}

No caso da utilização de miniplacas como ancoragem esquelética em determinadas mecânicas ortodônticas, sabe-se que elas podem fornecer maior segurança quando se necessita de forças de grande magnitude, tais como as forças ortopédicas.⁴ Com o auxílio das miniplacas, alguns procedimentos se tornaram mais simples e efetivos, como: intrusão de dentes ou grupos de dentes, correção de apinhamento severo, má oclusão de Classe II severa e correção da mordida aberta.^{5, 6, 7, 8} No entanto, elas devem ser instaladas por um cirurgião, devido a necessidade de elevação de retalho.⁹

Na maioria dos casos, a instalação da miniplaca é feita sob anestesia local e pode causar inchaço pós-operatório e leve inflamação na região submucosa mesmo após a cicatrização, o que pode ocasionar a perda do acessório.^{9, 10, 11} Além deste fator, o desenho inadequado e a distribuição não homogênea de forças ao longo do sistema de ancoragem podem causar *stress* afetando diretamente os parafusos de fixação e podendo prejudicar a estabilidade da miniplaca.¹² Assim sendo, estudos têm sido realizados em busca da elaboração de modelos de miniplacas mais estáveis, confortáveis e resistentes às forças aplicadas durante o tratamento ortodôntico.^{9,13}

O objetivo do presente estudo, é avaliar, por meio do método dos elementos finitos (MEF), desenhos de miniplacas ortodônticas, analisando a distribuição de tensões nosso, parafuso de fixação e miniplaca,

Materiais e Métodos

O presente estudo simulou a aplicação de força sobre miniplacas utilizadas em mecânicas ortodônticas, por meio do método dos elementos finitos (MEF), com o intuito de avaliar a distribuição de tensão sobre miniplacas, parafusos de fixação e osso adjacente.

Um bloco de osso tridimensional (3D) foi construído utilizando um software de modelamento CAD Autodesk Inventor. O bloco de osso foi composto de osso cortical e osso trabecular, tendo 15mm de comprimento, 15mm de largura e 15mm de altura e cortical de espessura de 0,5mm (Huang et al 2012).

Miniplacas e fixação por parafusos

Seis configurações de miniplacas (Neoortho®- Curitiba-PR) foram avaliadas: em forma de I, T e Y, as quais foram denominadas de A1 (forma de I com ganchos invertidos), A2 (forma de I com dois pinos), B1 (forma de T com ganchos invertidos), B2 (forma de T com dois pinos), C1 (forma de Y com ganchos invertidos) e C2 (forma de Y com dois pinos), sendo que as miniplacas de titânio grau 2 com comprimentos diferenciados, sendo as de gancho de 22mm e as miniplacas de pino de 20mm, de acordo com a Figura 1.

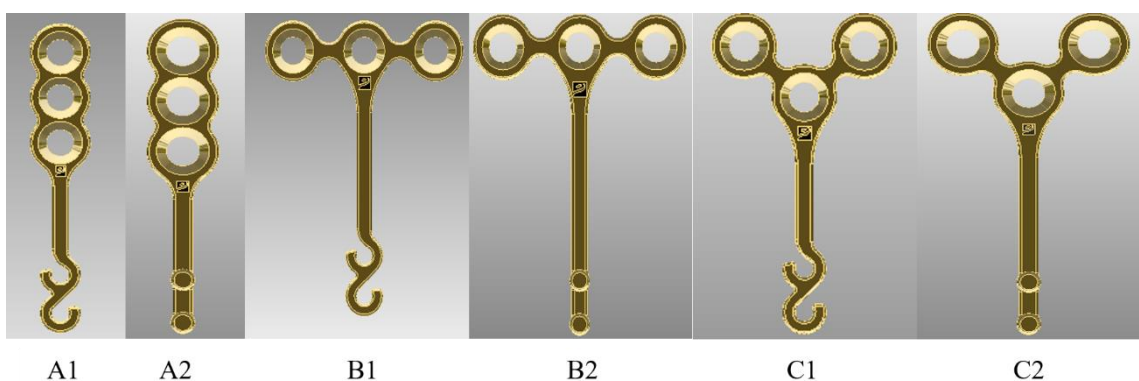


Figura 1: Imagens CAD das miniplacas utilizadas no estudo.

Baseado nos desenhos obtidos primeiramente pelo CAD, foram construídos os modelos das miniplacas e dos parafusos por meio do software Inventor ®. Todas as miniplacas foram fixadas por três parafusos de 2,0mm de diâmetro por 5,0mm(figura 2).

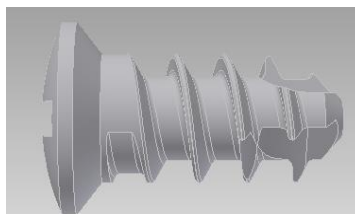


Figura 2: Modelo de parafuso de fixação das miniplacas.

Propriedades mecânicas dos materiais

Os materiais foram considerados isotrópicos e homogêneos. O módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais utilizados para a análise foram obtidos por meio da literatura (Veziroglu et al 2008, Huang et al 2012, Liu et al 2012, Largura et al 2014) e demonstrados no Quadro 1. A escala de tensões do parafuso e do osso foram selecionadas aleatoriamente para que se pudesse visualizar os resultados. Foi utilizado 40Mpa para osso e 60 Mpa para parafusos.

Material	Módulo de elasticidade	Coefficiente de Poisson
Osso Cortical	15GPa	0,30
Osso Trabecular	1,5 GPa	0,30
Parafuso de fixação	114 GPa	0,34
Miniplacas	111,8 GPa	0,34

Quadro 1: Relação do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais utilizados no estudo.

Montagem dos modelos

Os modelos finais foram compostos pela miniplaca fixada ao bloco de osso por meio de três parafusos. O contato entre a miniplaca, parafuso e osso foi considerado do tipo “colado”, o que não permite movimento ou separação entre suas faces. Os parafusos que simularam a fixação das miniplacas foram denominados P1, P2 e P3 e os orifícios no osso O1, O2 e O3 de acordo com a figura 3.

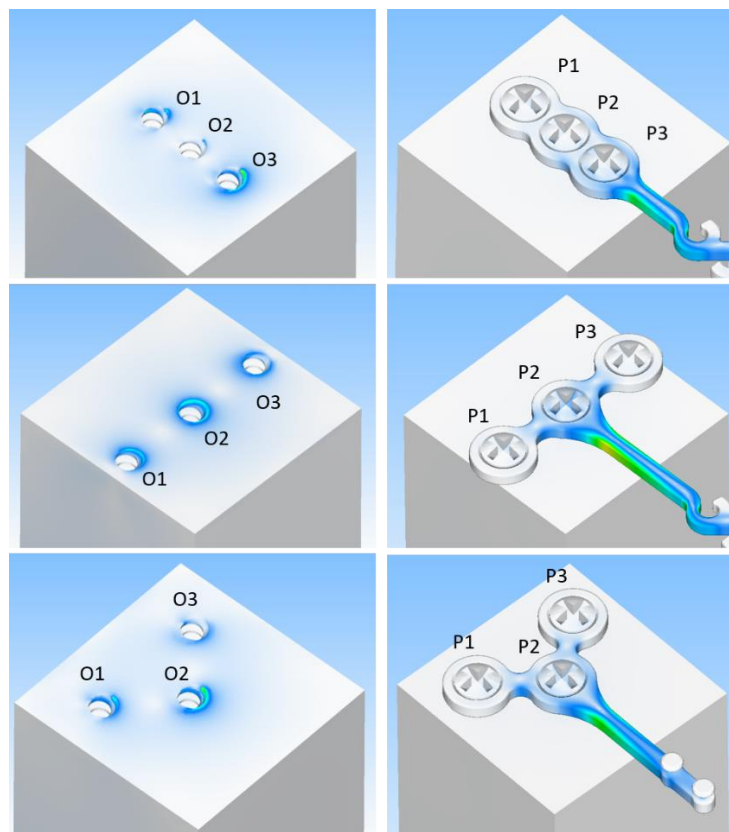


Figura 3: Denominação de parafusos e orifícios de acordo com os diferentes desenhos das miniplacas.

Aplicação de força

Foi aplicada uma força de 4N nas extremidades das miniplacas e assim realizada a análise da distribuição de tensão sobre elas, assim como sobre os parafusos de fixação e o osso

adjacente. Todos os desenhos de miniplacas foram submetidas a mesma magnitude de força, porém diferentes linhas de ação de força:

- Linha de ação de força horizontal: Miniplacas A1, A2, B1, B2, C1, C2.
- Linha de ação de força diagonal (45°): Miniplacas B1 e C1.

Utilização do método dos elementos finitos

O critério de análise dos resultados foi por von Mises. As malhas dos itens utilizados no estudo foram baseadas em elementos tetraédricos de 10 nós com base triangular. O software utilizado foi o FEMAP®, o qual realizou uma análise comparativa, avaliando os modelos iniciais e os modelos após sofrerem a carga. As regiões de tensão sobre as miniplacas, parafusos de fixação e osso adjacente, foram apresentadas por diferentes cores de acordo com o nível de tensão da região e interpretadas por meio da comparação com uma escala de diferentes tonalidades de cor (figura 4) a qual representa o módulo de elasticidade de cada material, definindo o grau de tensão sobre as peças estudadas.

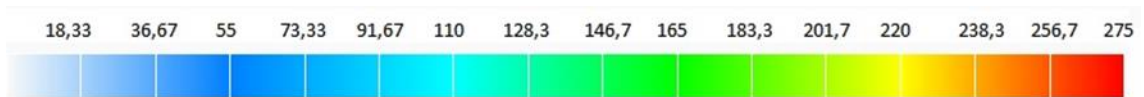


Figura 4: Escala de cores representando as tensões (MPa) do material titânio grau 2 – 275 MPa de tensão de escoamento. Variação: 18,33-275 MPa.

O presente estudo foi realizado pela Faculdade ILAPEO (Curitiba, Paraná, Brasil). A análise dos resultados pelo método dos elementos finitos foi efetuada no setor de engenharia da fábrica da Neodent® (Curitiba, Paraná, Brasil).

Resultados

O presente estudo foi realizado com o intuito de avaliar a distribuição de tensão sobre miniplacas quando submetidas a forças que simulam mecânicas ortodônticas, avaliando também a distribuição de tensão sobre os parafusos de fixação das mesmas e osso adjacente. O método utilizado para essa análise foi o MEF.

Foi realizada uma análise comparativa dos resultados obtidos por meio do *software* de FEMAP®, com uma escala de cores com variação de cor azul claro a vermelho, demonstrando a tensão de escoamento do material estudado, sendo azul claro distante da tensão de escoamento e vermelho, quando atinge a tensão de escoamento do material.

A força sempre foi aplicada no gancho ou no pino das extremidades das hastes das miniplacas, conforme a figura 5.

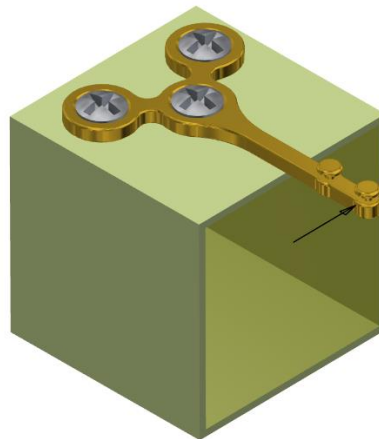


Figura 5: Imagem ilustrativa da aplicação de força horizontal sobre a miniplaca C2.

Os resultados serão demonstrados separadamente de acordo com cada tipo de miniplaca e linhas de ação de força.

Miniplacas em forma de I com gancho (A1)

Linha de ação de força horizontal

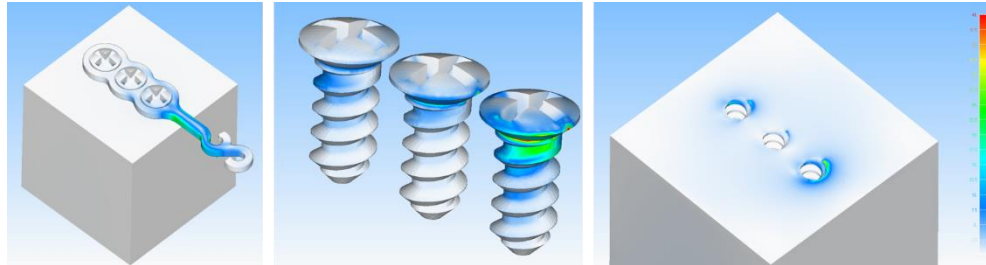


Figura 6: Resultados da distribuição de tensão sobre a miniplaca, parafusos e osso após aplicação de carga de 4N horizontal na extremidade da miniplaca A1.

Distribuição de tensão sobre a miniplaca

Ao ser aplicada a força de 4N horizontal sobre a miniplaca A1, houve distribuição de tensão na extremidade e ao longo da haste, demonstrando maior nível de tensão ao longo da haste, sendo observadas regiões superficiais da cor verde, mais próximo e ao redor do parafuso P3, ainda assim mantendo-se distante do limite de escoamento da miniplaca.

Distribuição de tensão sobre os parafusos de fixação

Pôde-se observar que os três parafusos de fixação apresentaram regiões de tensão, sendo que o parafuso P3 recebeu maior sobrecarga demonstrando um nível de tensão concentrado ao redor da cabeça do parafuso, apresentando a cor vermelha e amarela superficialmente.

Distribuição de tensão sobre o osso

Observou-se um campo de tensão no osso distribuída de forma não homogênea nos três orifícios onde foi simulada a instalação dos parafusos. Os orifícios O1 e O3 sofreram maior tensão, sendo que o O3 atingiu coloração verde e amarela. Já o parafuso central, sofreu mínima tensão.

Miniplacas em forma de I com pino (A2)

Linha de ação de força horizontal

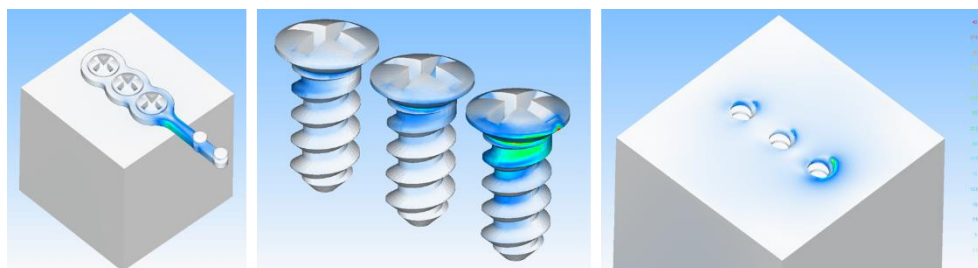


Figura 7: Resultados da distribuição de tensão sobre a miniplaca, parafusos e osso após aplicação de carga de 4N horizontal na extremidade da miniplaca A2.

Distribuição de tensão sobre a miniplaca

Ao ser aplicada uma força horizontal de 4N, a miniplaca A2 demonstrou distribuição de tensão na extremidade e ao longo da haste, com maior nível de tensão na região mais próxima ao parafuso P3, apresentando a cor verde superficialmente, no entanto permaneceu distante do limite de escoamento da miniplaca.

Distribuição de tensão sobre os parafusos de fixação

Pôde-se observar que os três parafusos de fixação apresentaram regiões de tensão, sendo que o primeiro P3 recebeu maior sobrecarga havendo nível de tensão concentrado ao redor da cabeça do mesmo, apresentando cor verde predominantemente.

Distribuição de tensão sobre o osso

Observou-se um campo de tensão no osso de forma bem distribuída, obtendo-se imagens semelhantes nos três orifícios onde foi simulada a instalação dos parafusos. Mesmo sendo bem distribuído, o orifício O3 sofreu maior nível de tensão, mesmo assim permanecendo distante do limite de escoamento.

Miniplacas em forma de T com gancho (B1)

Linha de ação de força horizontal

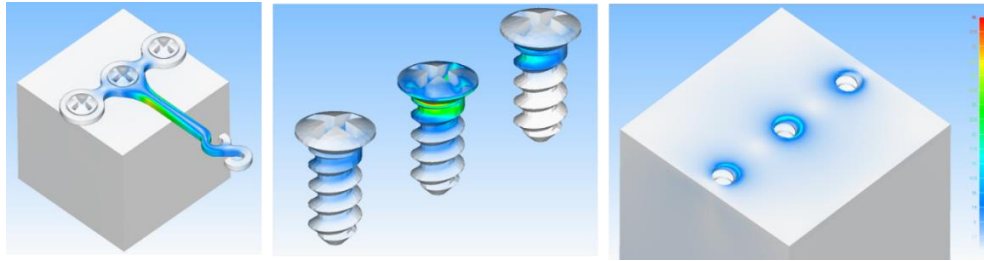


Figura 8: Resultados da distribuição de tensão sobre a miniplaca, parafusos e osso após aplicação de carga de 4N horizontal na extremidade da miniplaca B1.

Distribuição de tensão sobre a miniplaca

Ao ser aplicada a força de 4N, a miniplaca B1 demonstrou distribuição de tensão no gancho e ao longo da haste, demonstrando maior nível de tensão ao longo da haste, sendo observadas regiões superficiais da cor verde e amarela, mais próximo ao parafuso P2. Também foi possível observar a distribuição de tensão ao redor do parafuso P2. No entanto permaneceu distante do limite de escoamento da miniplaca.

Distribuição de tensão sobre os parafusos de fixação

Pôde-se observar que os três parafusos de fixação apresentaram regiões de tensão, sendo que o parafuso P2 recebeu maior sobrecarga, havendo nível de tensão concentrado ao redor da cabeça deste parafuso, aparecendo a cor vermelha superficialmente.

Distribuição de tensão sobre o osso

Observou-se um campo de tensão no osso de forma bem distribuída, obtendo-se imagens semelhantes nos três orifícios onde foi simulada a instalação dos parafusos. Mesmo sendo bem distribuído, o parafuso central sofreu maior nível de tensão no contorno completo do parafuso central, permanecendo distante do limite de escoamento.

Linha de ação de força em 45°

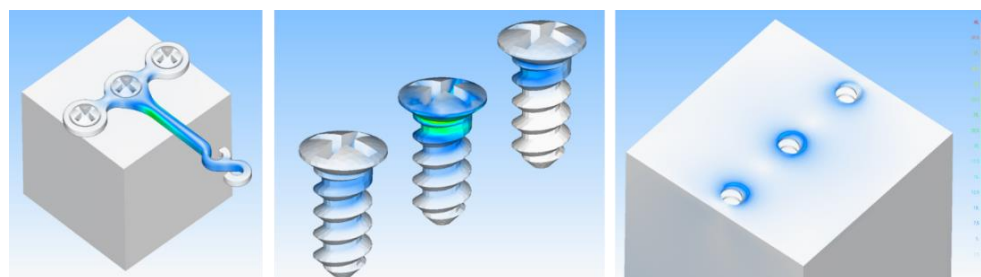


Figura 9: Resultados da distribuição de tensão sobre a miniplaca, parafusos e osso após aplicação de carga de 4N na diagonal (45°) na extremidade da miniplaca B1.

Distribuição de tensão sobre a miniplaca

Ao ser aplicada a força de 4N em 45°, a miniplaca B1 demonstrou maiores níveis de tensão ao longo da haste, sendo observadas regiões superficiais da cor verde, mais próximo ao parafuso P2. Também foi possível observar baixo nível de tensão na região ao redor do parafuso central, distante do limite de escoamento da miniplaca. Ao se comparar com a linha de ação de força horizontal, foi possível observar que na diagonal, diminuiu-se a tensão sobre a miniplaca. Resultados interpretados de acordo com a figura c.

Distribuição de tensão sobre os parafusos de fixação

Pôde-se observar que os três parafusos de fixação apresentaram regiões de tensão, sendo que o parafuso P2, recebeu maior sobrecarga havendo nível de tensão concentrado ao redor da cabeça do parafuso, atingindo a cor verde. Não se pode dizer que a tensão se aproximou do limite de escoamento do material, pois foi utilizada uma escala de cor com limite de escoamento reduzido para facilitar a visualização dos resultados.

Distribuição de tensão sobre o osso

Observou-se um campo de tensão no osso de forma bem distribuída, obtendo-se imagens semelhantes nos três orifícios onde foi simulada a instalação dos parafusos. Mesmo sendo bem distribuído, o orifício O2 sofreu maior nível de tensão no contorno completo do orifício, permanecendo distante do limite de escoamento do osso.

Miniplacas em forma de T com pino (B2)

Linha de ação de força horizontal

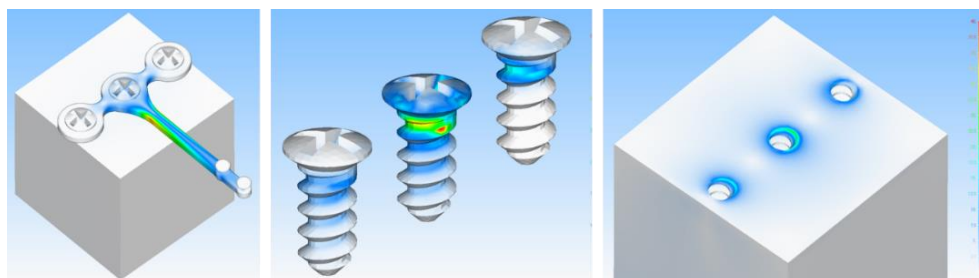


Figura 10: Distribuição de tensão sobre miniplaca, parafusos e osso após aplicada a força de 4N na horizontal sobre a miniplaca B2.

Distribuição de tensão sobre a miniplaca

Ao ser aplicada a força de 4N na horizontal, a miniplaca B2 demonstrou distribuição de tensão ao longo da haste, atingindo seu maior nível de tensão mais próximo ao parafuso P2 de forma superficial apresentando cores verde, amarelo e laranja. Ao se comparar com a miniplaca B1, notou-se que o desenho da B2, apresentou maior concentração de tensão.

Distribuição de tensão sobre os parafusos de fixação

Pôde-se observar que os três parafusos de fixação apresentaram regiões de tensão, sendo que o parafuso P2, recebeu maior sobrecarga havendo nível de tensão concentrado ao redor da cabeça do parafuso, atingindo a cor verde, amarela e vermelha superficialmente. Não se pode dizer que a tensão se aproximou do limite de escoamento do material, pois foi utilizada uma escala de cor com limite de escoamento reduzido para facilitar a visualização dos resultados.

Distribuição de tensão sobre o osso

Observou-se um campo de tensão no osso de forma bem distribuída, obtendo-se imagens semelhantes nos três orifícios onde foi simulada a instalação dos parafusos. Mesmo sendo bem distribuído, o parafuso central sofreu maior nível de tensão no contorno completo do parafuso central, permanecendo distante do limite de escoamento do osso.

Miniplacas em forma de Y com gancho (C1)

Linha de ação de força horizontal

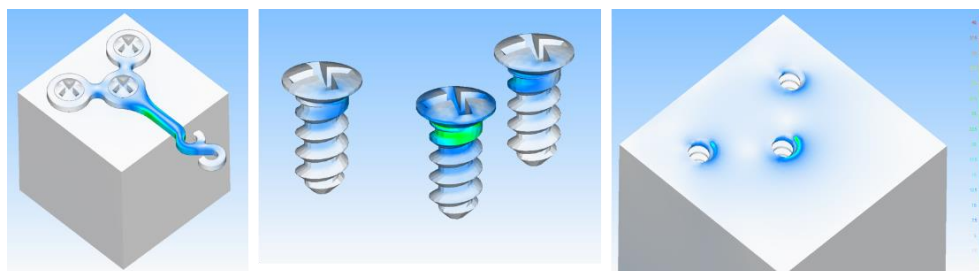


Figura 11: Distribuição de tensão sobre miniplaca, parafusos e osso após aplicada a força de 4N na horizontal sobre a miniplaca C1.

Distribuição de tensão sobre a miniplaca

Ao ser aplicada a força de 4N, a miniplaca C1 demonstrou boa distribuição de tensão ao longo da haste, sendo observadas regiões superficiais na cor verde. Também foi possível observar a distribuição de tensão na região ao redor do parafuso P2, mantendo-se distante do limite de escoamento da miniplaca.

Distribuição de tensão sobre os parafusos de fixação

Pôde-se observar que os três parafusos de fixação apresentaram regiões de tensão, sendo que o parafuso P2 recebeu maior sobrecarga havendo nível de tensão concentrado ao redor da cabeça do parafuso, chegando próximo a cor verde. Não se pode dizer que a tensão se aproximou do limite de escoamento do material, pois foi utilizada uma escala de cor com limite de escoamento reduzido para facilitar a visualização dos resultados.

Distribuição de tensão sobre o osso

Observou-se um campo de tensão no osso de forma bem distribuída, obtendo-se imagens semelhantes nos três orifícios onde foi simulada a instalação dos parafusos. Mesmo sendo bem distribuído, o orifício O2 sofreu maior nível de tensão no contorno completo, permanecendo distante do limite de escoamento.

Linha de ação de força em 45°

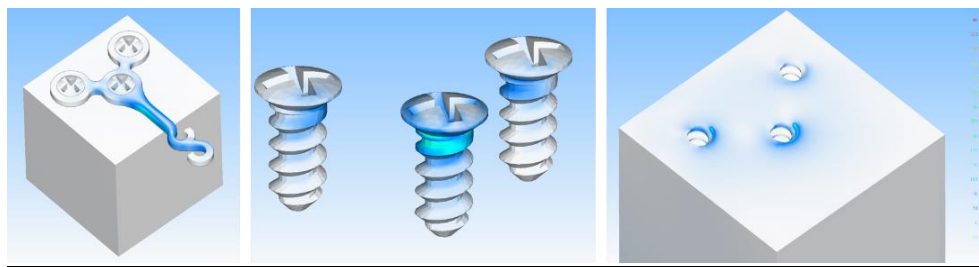


Figura 12: Distribuição de tensão sobre miniplaca, parafusos e osso após aplicada a força de 4N em 45° sobre a miniplaca C1.

Distribuição de tensão sobre a miniplaca

Ao ser aplicada a força de 4N em 45°, a miniplaca C1 demonstrou tensão ao longo da haste, aproximando-se da região do parafuso P2. Comparando-se com a escala de cores, foi observada a cor azul, permanecendo distante do limite de escoamento do material. Ao se comparar com a linha de ação de força horizontal, foi possível observar que na diagonal, diminui-se a tensão sobre a miniplaca.

Distribuição de tensão sobre os parafusos de fixação

Pôde-se observar que os três parafusos de fixação apresentaram regiões de tensão, sendo que o parafuso P2 recebeu maior sobrecarga havendo nível de tensão concentrado ao redor da cabeça do parafuso, mantendo-se na cor azul. Não se pode dizer que a tensão se aproximou do limite de escoamento do material, pois foi utilizada uma escala de cor com limite de escoamento reduzido para facilitar a visualização dos resultados.

Distribuição de tensão sobre o osso

Observou-se um campo de tensão no osso de forma bem distribuída, obtendo-se imagens semelhantes nos três orifícios onde foi simulada a instalação dos parafusos. Mesmo sendo bem distribuído, o orifício O2 sofreu maior nível de tensão, permanecendo distante do limite de escoamento do osso.

Miniplacas em forma de Y com pino (C2)

Linha de ação de força horizontal

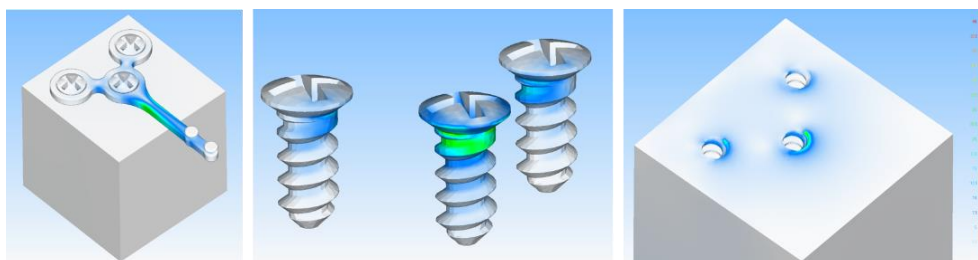


Figura 13: Distribuição de tensão sobre miniplaca, parafusos e osso após aplicada a força de 4N horizontal sobre a miniplaca C2.

Distribuição de tensão sobre a miniplaca

Ao ser aplicada uma força de 4N, a miniplaca C2 demonstrou boa distribuição de tensão ao longo da haste, sendo observadas regiões superficiais na cor verde. Também foi possível observar a distribuição de tensão na região ao redor do parafuso P2, permanecendo distante do limite de escoamento da miniplaca.

Distribuição de tensão sobre os parafusos de fixação

Pôde-se observar que os três parafusos de fixação apresentaram regiões de tensão, sendo que o parafuso P2 recebeu maior sobrecarga havendo nível de tensão concentrado ao redor da cabeça do parafuso apresentando cor verde distante do limite de escoamento do material.

Distribuição de tensão sobre o osso

Observou-se um campo de tensão no osso de forma bem distribuída, obtendo-se imagens semelhantes nos três orifícios onde foi simulada a instalação dos parafusos. Mesmo sendo bem distribuído, o orifício O2 sofreu maior nível de tensão no contorno completo do parafuso central, apresentando a cor verde, mesmo assim permanecendo distante do limite de escoamento.

Discussão

Existem diversos desenhos de miniplacas ortodônticas, as quais são selecionadas de acordo com a região a ser instalada (Chung et al 2002). A instalação pode ocasionar inchaço, dor e inflamação pós-operatória, a qual pode levar a perda do acessório em alguns casos (Cornelis et al 2008, Veziroglu et al 2008, Tseng et al 2010, Nalbantgil et al 2012, Sugawara 2014). Lam et al 2018, realizaram um estudo retrospectivo para avaliar a taxa de sucesso do uso de miniplacas, e obtiveram 98,6% de sucesso deste tipo de ancoragem, demonstrando que as miniplacas são altamente previsíveis e bem-sucedidas em movimentos ortodônticos complexos e que os casos de perdas do acessório se deram pela inflamação de tecidos moles devido à má higiene. Ainda, estudos asseguram que o *stress* pode afetar a estabilidade dos parafusos de fixação, principalmente quando o ponto de aplicação de força está próximo ao parafuso e, portanto, o sucesso das miniplacas está diretamente relacionado com a estabilidade dos parafusos de fixação (Veziroglu et al 2008, Nalbantgil et al 2012).

Estudos prévios afirmam que diminuindo o tamanho da miniplaca, principalmente na região transmucosa, pode-se ter uma diminuição das complicações pós-instalação (Huang 2012 et al). As miniplacas do presente estudo, apresentam um *design* delicado com espessura de 0,7mm afim de diminuir a inflamação de tecidos moles. No entanto, é importante que se avalie a forma de distribuição de tensões deste sistema de ancoragem. Com o intuito de avaliar a distribuição de tensão gerada às miniplacas, parafusos de fixação e osso adjacente, foi realizado o presente estudo, simulando a aplicação de forças semelhantes as aplicadas em mecânicas ortodônticas e avaliado de que forma essa tensão é distribuída sobre o sistema de ancoragem por meio do método dos elementos finitos (MEF). O método de análise por elementos finitos foi selecionado devido as vantagens que o mesmo nos oferece ao simular as estruturas orais *in vitro*, simular os sistemas de forças ortodônticas e, principalmente, analisar a tensão sobre o osso, parafusos de fixação e miniplacas de forma não invasiva (Nalbantgil et al 2012).

Estudos prévios de MEF concluíram que a espessura do osso cortical determina a distribuição de cargas do parafuso de fixação para o osso, e a densidade do osso trabecular exerce uma função menor na barreira à esta carga (Huang et al 2012). Desta forma, o aumento da espessura da cortical óssea pode aumentar a estabilidade da miniplaca (Melsen e Verna 2005), assim como pode ocorrer falhas quando se utiliza mini-implantes em pacientes com a espessura de cortical fina (Zengx 2005). No presente estudo foi selecionada a espessura de 0,5mm como simulação da cortical óssea (Huang et al 2012), possibilitando a análise dos materiais em questão, sobre uma cortical fina e possivelmente mais crítica.

Importante destacar que, para a análise da distribuição de tensões, selecionou-se, aleatoriamente, o valor de escala de 60Mpa para os parafusos de fixação, valor este, abaixo da tensão de escoamento verdadeira do material com o intuito de possibilitar a visualização da propagação de tensões por meio da comparação com a escala de cor, caso contrário, utilizando a escala real, não seria possível visualizar os resultados de tensão, já que os valores de tensão são muito baixos. O mesmo procedimento foi realizado com o osso, selecionando-se a tensão de escoamento de 40N afim de possibilitar a visualização dos resultados. Portanto, a intenção de diminuir a tensão de escoamento é para possibilitar a comparação no comportamento das tensões nos três parafusos de fixação e nos três orifícios.

Na simulação pelo MEF realizada no presente estudo, notou-se que ao se aplicar cargas sobre as miniplacas em forma de “T”, houve distribuição de tensão mais intensa na região do parafuso (P3), mais próximo à linha de ação de força, tanto horizontal quanto diagonal, ocasionando maior tensão ao osso na mesma região (O3). Este resultado corrobora com os estudos realizados por Huang 2012 et al, e Veziroglu 2008 et al, os quais observaram que o maior pico de tensão foi observado nos casos de simulação por MEF com as miniplacas em forma de “T”. No entanto, nota-se que a miniplaca recebe pouca carga, isso pode ser explicado devido ao braço mais curto da miniplaca “T”, a qual gera menor momento sobre a miniplaca e

consequente menor esforço sobre ela.⁸ Em um estudo anterior (monografia) realizado por Cesnik et al, foi observado que as forças aplicadas sobre as miniplacas em forma de “I”, distribuem menor tensão sobre elas, isso sem considerar parafusos e osso. Este resultado corrobora com o presente estudo, o qual demonstra menor tensão sobre a miniplaca em forma de “T”, porém percebe-se que a carga é distribuída pelos parafusos e osso adjacente de forma mais intensa.

Já no caso dos desenhos de miniplaca em forma de “T” e “Y”, nota-se uma distribuição de tensão mais homogênea sobre o osso e os parafusos de fixação, demonstrando leve sobrecarga sobre os três parafusos, o que mostra uma distribuição equilibrada de tensões sobre os parafusos e osso adjacente, corroborando com o estudo realizado por Huang et al 2012 em que os autores concluíram que o *stress* no osso diminuiu quando utilizadas as miniplacas em forma de T e Y. Liu et al 2016 projetaram um novo desenho de miniplaca em forma de “Y”, e observaram que as cargas foram distribuídas de forma semelhante as do presente estudo, notando maior tensão concentrada nas cabeças dos parafusos e discreta tensão no osso, além disso perceberam que, dos dois parafusos utilizados, um deles sofreu maior sobrecarga, o que diverge do presente estudo, o qual na análise das miniplacas em forma de “Y” foi obtida distribuição de tensão homogênea sobre os três parafusos. Isso pode ter ocorrido, pelo fato de utilizarmos três parafusos, distribuindo melhor as tensões geradas pelas cargas aplicadas. Por meio das análises, também foi possível observar que a linha de ação de força horizontal gerou maior sobrecarga sobre todo o sistema de ancoragem (Huang et al 2012 e Liu et al 2012).

Ao se comparar as miniplacas em forma de “T” (B1 e B2), nota-se que a miniplaca de gancho (B1) distribui melhor as tensões que a B2, isso pode ser explicado provavelmente pelo diferente desenho da extremidade, ou seja, os ganchos por apresentarem menor espessura que a haste onde estão os pinos, se deformam mais e, conseqüentemente, dissipam melhor a força.

Verifica-se ainda que nas miniplacas T, o mesmo ocorre quando se compara as miniplacas em forma de “Y” (C1 e C2). No caso da C2, verifica-se maior sobrecarga na miniplaca, parafusos e osso do que na C1. Verifica-se ainda que nas miniplacas T o parafuso P2 sofre maior sobrecarga. Isso se deve ao momento de força ocasionado na região. No entanto, há discreta tensão sobre os parafusos P1 e P3, o que indica que eles auxiliam na distribuição de tensões e estabilização das miniplacas, assim como o estudo realizado por Huang 2012 et al no qual demonstraram que o uso do terceiro parafuso reduz o nível de tensão distribuído.

Na análise das miniplacas em forma de “Y”, pela disposição dos parafusos, a haste fica mais curta e, portanto, sofre menos tensão. O parafuso P2 e o orifício O2 recebem maior nível de tensão. O os parafusos P1 e P3 auxiliam na estabilização da miniplaca e na distribuição das tensões assim como Huang et al 2012 já haviam afirmado. O parafuso mais próximo do ponto de aplicação de força é, em todos os casos, o parafuso que sofre maior sobrecarga, assim como o osso adjacente. Este resultado corrobora com os estudos de Veziroglu et al 2008 e Huang et al 2012, e se deve ao efeito do momento ou da força aplicada. Quando se compara as miniplacas C1 (ganchos) e a C2 (pinos), verifica-se praticamente o mesmo comportamento entre as duas.

Tozlu et al 2013 afirmaram que a estabilidade de parafusos, depende da espessura da cortical, do desenho do parafuso, do procedimento de instalação e da magnitude de força aplicada. No presente estudo, as análises foram realizadas utilizando a magnitude de força de 4N e obtendo sucesso nas avaliações, já que a distribuição de tensão foi homogênea, tendo baixa sobrecarga sobre parafusos e osso adjacente a miniplaca e permanecendo distante do limite de escoamento dos materiais.

As magnitudes de forças e direções da linha de ação de força aplicadas no presente estudo foram definidas com o intuito de representar mecânicas ortodônticas. Dessa forma, a direção diagonal simula por exemplo a tração reversa da maxila (Heymann et al 2010) e a horizontal simula a retração e a distalização (Huang et al 2012). As magnitudes de força foram

definidas a partir da literatura que demonstraram que a maioria das mecânicas ortodônticas, necessitam de magnitudes que variam de 150g a 400g (Choi et al 2005, De Clerck et al 2009, Heymann 2010, De Clerk e Swennen 2011). Sendo assim, selecionamos a magnitude de 4N que se aproxima mais de 400g para realizar os testes, afim de avaliar a distribuição de tensões em uma situação de maior carga.

Já que as miniplacas em forma de T e Y de gancho são muito utilizadas em mecânicas ortodônticas já estudadas (Huang et al 2012, Nalbantgil et al 2012, Park et al 2015, Liu 2016, Lam 2018) e demonstraram melhor desempenho na distribuição de tensões, decidimos avaliar estas duas miniplacas com a linha de ação de força diagonal, afim de simular a mecânica de protração de maxila preconizada por De Clerck et al 2002. Os resultados evidenciaram uma boa distribuição de tensão sobre todo o sistema de ancoragem, sendo que a miniplaca em forma de “Y” apresentou melhor distribuição de tensão do que a miniplaca em forma de T. Podendo-se dizer que estes modelos são os que causam menor sobrecarga sobre o osso e parafusos durante o tratamento ortodôntico de acordo com a simulação pelo MEF. Este resultado corrobora com o estudo realizado por Liu et al 2016, os quais obtiveram boa distribuição de tensões com miniplacas em forma de Y.

Considerando-se que todos os resultados de tensão se mantiveram distantes do limite de escoamento dos materiais estudados, é possível afirmar que os desenhos de miniplacas do presente estudo obtiveram sucesso na simulação pelo MEF, quando se trata de distribuição de tensão equilibrada e baixa sobrecarga sobre o osso a ser instalado. No entanto, estudos clínicos prospectivos e randomizados, ainda são necessários para se confirmar a efetividade das miniplacas estudadas.

Conclusão

Todas as miniplacas demonstraram boa distribuição de tensões ao sofrerem as cargas aplicadas nas análises. Nenhum material sofreu tensão excessiva que atingisse o limite de escoamento do material. Sendo assim, de acordo com a simulação por elementos finitos, conclui-se que os desenhos de miniplacas estudados nos oferece uma boa distribuição de tensões sobre osso, parafuso e miniplaca.

Referencias

- 1- Cornelis MA, Scheffler NR, Nyssen-Behets C, De Clerck HJ, Tulloch JF. Patients and orthodontists perceptions of miniplates used for temporary skeletal anchorage: a prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133(1):18-24.
- 2- De Clerck HJ, Geerinckx V, Siciliano S. The Zygoma Anchorage System. *J Clin Orthod.* 2002 Aug;36:455-9.
- 3- Dalstra M, Cattaneo P, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics* 2004;1: 53-62.
- 4- Cornelis MA, Scheffler N, Mahy P, Siciliano S, Clerk H, Tulloch C. Modified miniplates for skeletal anchorage in orthodontics: placement and removal surgeries. *J Oral Maxillofacial Surg.* 2008; 66:1439-1445.
- 5- Cornelis MA e De Clerck HJ. Maxillary molar distalization with miniplates assessed on digital models: A prospective clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 132:373-7.
- 6- De Clerck HJ, Cornelis MA, Cevidanes LH, Heymann GC, Tulloch CJF. Orthopedic Traction on the Maxilla with Miniplates: A New Perspective for Treatment of Midface Deficiency. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:2123-29.
- 7- Chung KR, Kim SH, Kang YG, Nelson G. Orthodontic miniplate with tube as an efficient tool for borderline cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139:551-62.

- 8- Huang YW, Chang CH, Wong TH e Liuc JH. Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: Finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142:466-72.
- 9- Creekmore TD, Eklund MK. The possibility os skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 1983;17:266-9.
- 10- Choi BH, Zhu JS, Kim HY. A clinncial evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128:382-384.
- 11- De Clerck EEB e Swennen GRJ. Success rate of miniplate Anchorage for boné anchored maxillary protraction. *Angle Orthod.* 2011;81:1010-1013.
- 12- Veziroglu F, Uckan S, Ozden UA. A Stability of Zygomatic Plate-Screw Orthodontic Anchorage System. *AngleOrthod.* 2008;78:902-907.
- 13- Nalbantgil D, Tozlu M, Ozdemir F, Oguz M, Tulin O. FEM analysis of a new miniplate: stressdistribution on the plate, screws and the bone. *Eur J Dent.* 2012;6:9-15.
- 14- Heymann GC, Cevidanes L, Cornelis M, De Clerck HJ, Tulloch C. Three-dimensional analysis of maxillary protraction with intermaxillary elastics to miniplates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137(2): 274–284.
- 15- Liu TC, Chang HC, Wong TY e Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 141:468-76.
- 16- Largura LZ, Argenta MA, Sakima MT, Camargo ES, Guariza-filho O, Tanaka OM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;146:198-206.
- 17- Chung K, Kim Y, Linto JL, Lee Y. The miniplate with tube for skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 2002;36:407-412.
- 18- Tseng YC, Chen CM, Wang HC, Wang CH, Lee HE, Lee KT. Pain perception during miniplate-assisted orthodontic therapy. *Kaohsiung J Med Sci.* 2010;26(11):603-8.

- 19- Lam R, Goonewardene SM, Allanc BP, Sugawara J. Success rates of a skeletal anchorage system in orthodontics: A retrospective analysis. *Angle Orthod.* 2018;88:27–34.
- 20- Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Sem Orthod,* 2005,11(1):24-3120.
- 21- Zeng X. Development, classification, and application of the skeletal anchorage system. *Zhong Hua Kou Qiang Zheng Ji Xue Za Zhi (Chinese),* 2005,12(01):44-48.
- 22- Cesnik RM. Avaliação da distribuição de tensões em diferentes desenhos de miniplacas: um estudo pelo método dos elementos finitos [monografia]. Curitiba: ILAPEO; 2016.
- 23- Liu L, Qu YY, Jiang LJ, Zhou Q, Tang TQ. Three-dimensional finite element analysis of a newly designed onplant miniplate anchorage system. *J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci.* 2016 Jun;36(3):422-7.
- 24- Tozlu M, Nalbantgil D, Ozdemir F. Effects of a newly designed apparatus on orthodontic skeletal anchorage. *Eur J Dent* 2013;7:83-8.
- 25- Park JH, Tai K, Takagi M. Open-Bite Treatment Using Maxillary and Mandibular Miniplates. *J Clin Orthod.* 2015;49:398-408.
- 26- Kim S, Herring S, Wang IC, Alcalde R, Mak V, Fu I, et al. A comparison os miniplates and teeth for orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133:189,e1-189,e9.
- 27- Sugawara J, Nishimura M. Minibone Plates: The Skeletal Anchorage System. Minibone plates: the skeletal anchorage system. *Semin. Orthod.* 2005;11(1):47-56.
- 28- Lee JH, Choo HR, Kim SH, Chung KR, Giannuzzi LA, Ngan P. Replacing a failed mini-implant with a miniplate to prevent interruption during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139:849-57.
- 29- Sugawara J. Temporary skeletal anchorage devices: the case for miniplates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(5):559-65.

6. Referências

- 1- Cornelis MA, Scheffler NR, Nyssen-Behets C, De Clerck HJ, Tulloch JF. Patients and orthodontists' perceptions of miniplates used for temporary skeletal anchorage: a prospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133(1):18-24.
- 2- De Clerck HJ, Geerinckx V, Siciliano S. The Zygoma Anchorage System. *J Clin Orthod.* 2002 Aug;36(8):455-9.
- 3- Dalstra M, Cattaneo P, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics* 2004;1: 53-62.
- 4- Cornelis MA, Scheffler N, Mahy P, Siciliano S, Clerk H, Tulloch C. Modified miniplates for skeletal anchorage in orthodontics: placement and removal surgeries. *J Oral Maxillofacial Surg.* 2008; 66:1439-45.
- 5- Cornelis MA e De Clerck HJ. Maxillary molar distalization with miniplates assessed on digital models: A prospective clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007; 132:373-7.
- 6- De Clerck HJ, Cornelis MA, Cevidanes LH, Heymann GC, Tulloch CJF. Orthopedic traction of the maxilla with miniplates: a new perspective for treatment of midface deficiency. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:2123-29.
- 7- Chung KR, Kim SH, Kang YG, Nelson G. Orthodontic miniplate with tube as an efficient tool for borderline cases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139:551-62.
- 8- Huang YW, Chang CH, Wong TH e Liuc JH. Bone stress when miniplates are used for orthodontic anchorage: Finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;142:466-72.
- 9- Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 1983;17:266-9.
- 10- Choi BH, Zhu JS, Kim HY. A clinical evaluation of titanium miniplates as anchors for orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128:382-4.
- 11- De Clerck EEB e Swennen GRJ. Success rate of miniplate Anchorage for bone anchored maxillary protraction. *Angle Orthod.* 2011;81:1010-3.
- 12- Veziroglu F, Uckan S, Ozden UA. A Stability of Zygomatic Plate-Screw Orthodontic Anchorage System. *Angle Orthod.* 2008;78:902-7.
- 13- Nalbantgil D, Tozlu M, Ozdemir F, Oguz M, Tulin O. FEM analysis of a new miniplate: stress distribution on the plate, screws and the bone. *Eur J Dent.* 2012;6:9-15.
- 14- Heymann GC, Cevidanes L, Cornelis M, De Clerck HJ, Tulloch C. Three-dimensional analysis of maxillary protraction with intermaxillary elastics to miniplates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 137(2): 274-84.

- 15- Liu TC, Chang HC, Wong TY e Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 141:468-76.
- 16- Largura LZ, Argenta MA, Sakima MT, Camargo ES, Guariza-filho O, Tanaka OM. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;146:198-206.
- 17- Chung K, Kim Y, Linto JL, Lee Y. The miniplate with tube for skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 2002;36:407-12.
- 18- Tseng YC, Chen CM, Wang HC, Wang CH, Lee HE, Lee KT. Pain perception during miniplate-assisted orthodontic therapy. *Kaohsiung J Med Sci.* 2010;26(11):603-8.
- 19- Lam R, Goonewardene SM, Allanc BP, Sugawara J. Success rates of a skeletal anchorage system in orthodontics: A retrospective analysis. *Angle Orthod.* 2018;88:27–34.
- 20- Melsen B, Verna C. Miniscrew implants: the Aarhus anchorage system. *Sem Orthod.* 2005;11(1):24-3120.
- 21- Zeng X. Development, classification, and application of the skeletal anchorage system. *Zhong Hua Kou Qiang Zheng Ji Xue Za Zhi (Chinese).* 2005;12(1):44-8.
- 22- Cesnik RM. Avaliação da distribuição de tensões em diferentes desenhos de miniplacas: um estudo pelo método dos elementos finitos [monografia]. Curitiba: ILAPEO; 2016.
- 23- Liu L, Qu YY, Jiang LJ, Zhou Q, Tang TQ. Three-dimensional finite element analysis of a newly designed onplant miniplate anchorage system. *J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci.* 2016 Jun;36(3):422-7.
- 24- Tozlu M, Nalbantgil D, Ozdemir F. Effects of a newly designed apparatus on orthodontic skeletal anchorage. *Eur J Dent* 2013;7:83-8.
- 25- Park JH, Tai K, Takagi M. Open-Bite Treatment Using Maxillary and Mandibular Miniplates. *J Clin Orthod.* 2015;49:398-408.
- 26- Kim S, Herring S, Wang IC, Alcalde R, Mak V, Fu I, et al. A comparison os miniplates and teeth for orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133:189,e1-189,e9.
- 27- Sugawara J, Nishimura M. Minibone Plates: The Skeletal Anchorage System. Minibone plates: the skeletal anchorage system. *Semin. Orthod.* 2005;11(1):47-56.
- 28- Lee JH, Choo HR, Kim SH, Chung KR, Giannuzzi LA, Ngan P. Replacing a failed mini-implant with a miniplate to prevent interruption during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139:849-57.
- 29- Sugawara J. Temporary skeletal anchorage devices: the case for miniplates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014;145(5):559-65.

7. Apêndice

7.1 Artigo Científico II

O artigo foi formatado de acordo com as normas da revista *Dental Press Journal of Orthodontics*.

Transposição de canino superior: relato de caso clínico

Renata Monteiro Cesnik¹, Carolina Maria Fuck² Roberto Hideo Shimizu³,

1 Cursando Mestrado em Ortodontia – ILAPEO, Curitiba.

2 Cursando Mestrado em Ortodontia- ILAPEO, Curitiba

3 Mestre e Doutor em Ortodontia – Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

Contato para correspondência de Renata Monteiro Cesnik:

Endereço: José Cantúcio, 526 Cidade universitária - Barão Geraldo

Campinas- SP. CEP: 13083-810

E-mail: renata_cesnik@yahoo.com.br

Resumo

Objetiva-se com esse caso clínico, demonstrar os procedimentos de ancoragem e mecânicos para a correção da transposição do dente 23. A transposição dentária é uma anomalia, onde o dente se encontra em posição totalmente trocada e suas raízes são paralelas aos demais dentes, os caninos superiores com os primeiros pré-molares são os dentes mais envolvidos na transposição. Dente impactado pode ser definido como um estado anormal em que o dente está distante do local e tempo que devia ser erupcionado na cavidade bucal, ele pode estar parcialmente ou completamente coberto por mucoperiosteio e osso. A falta de espaço nas arcadas dentárias, agenesias de incisivos, anquilose, dilaceração, hereditariedade, traumatismo, fissuras alveolares e laterais são fatores que levam a impactação. Os caninos superiores são os dentes mais afetados após o terceiro molar, com uma incidência que varia de 0,9% a 2,2%, sendo que as mulheres são duas vezes mais afetadas que os homens. É de fundamental importância a realização do diagnóstico precoce, para que a condução do tratamento seja de forma adequada e em época favorável, aumentando a possibilidade de resultados positivos, além da facilidade na abordagem terapêutica. A transposição e o tracionamento do canino superior foram realizados de forma controlada e precisa, tanto no controle da ancoragem quanto nos procedimentos mecânicos, apesar do prognóstico totalmente desfavorável.

Palavras Chaves: dente canino, dente impactado, dente não erupcionado, tomografia computadorizada de feixe cônico.

Abstrat

The objective of this clinical case is to demonstrate the anchoring and mechanical procedures for the correction of tooth transposition. 23 The dental transposition is an anomaly, where the tooth is in a totally changed position and its roots are parallel to the other teeth. superior canines with the first premolars are the most involved teeth in transposition. Impacted tooth can be defined as an abnormal state in which the tooth is distant from the site and time that should be erupted in the oral cavity, it may be partially or completely covered by mucoperiosteum and bone. Lack of space in the dental arches, agenesis of incisors, ankylosis, dilaceration, heredity, trauma, alveolar and lateral fissures are factors that lead to impaction. The maxillary canines are the most affected teeth after the third molar, with an incidence ranging from 0.9% to 2.2%, and women are twice as affected as man. It is of fundamental importance to perform the early diagnosis, so that the treatment is conducted adequately and in a favorable time, increasing the possibility of positive results, besides the ease in the therapeutic approach. Transposition and upper canine traction were performed in a controlled and precise way, both in anchorage control and in mechanical procedures, despite the totally unfavorable prognosis.

Keywords: canine tooth, impacted tooth, unerupted tooth, conical beam computed tomography.

Introdução

A harmonia facial e do sorriso, está diretamente relacionada à presença dos dentes caninos no arco dentário, os quais são fundamentais para a obtenção de uma oclusão ideal. Nos casos em que se observa impactação desses elementos, nota-se um desequilíbrio estético e funcional (Nakandakari et al 2016). A falta de espaço nas arcadas dentárias, agenesias de incisivos, anquilose, dilaceração, hereditariedade, traumatismo, fissuras alveolares e laterais são fatores que podem levar impactação de dentes. Os caninos superiores são os dentes mais afetados após os terceiros molares, com uma incidência que varia de 0,9% a 2,2%, sendo que as mulheres são duas vezes mais afetadas que os homens (Alqerban et al 2016).

Outra situação de desarmonia é a transposição dentária, na qual dois dentes permanentes trocam de posição na arcada dentária. Os dentes envolvidos com mais frequência na transposição dentária são os caninos superiores e primeiros pré-molares. Quando os dentes se encontram em posição totalmente deslocada e suas raízes paralelas aos dentes adjacentes, são classificados como real ou completa e quando as raízes não estão totalmente deslocadas, considera-se uma transposição incompleta (Shimizu et al 2010). É de fundamental importância a realização do diagnóstico precoce, para que o tratamento seja conduzido de forma adequada e em época favorável para a solução do caso (Maia et al 2010). Ainda, durante a anamnese é importante observar a idade do paciente e seus antecedentes familiares de agenesias ou retenções dentárias e realizar um exame clínico minucioso. O exame adequado inclui observar se há retenção prolongada do canino decíduo após os 14 anos, migração distal do incisivo lateral superior, com ou sem desvio de linha média (Manzi et al 2011), assim possibilitando o diagnóstico.

A tomografia computadorizada é um excelente método de diagnóstico por imagem tridimensional para dentes caninos maxilares, pois fornece a exata localização dos dentes

inclusos nos três planos do espaço, principalmente quando há possibilidade de raízes anquilosadas ou reabsorções radiculares dos dentes adjacentes (Manzi et al 2011). Se o diagnóstico adequado não for realizado, podem ocorrer desenvolvimento de alterações como: assimetrias das arcadas dentárias, desvio da linha média, diastema, formação de cistos (Britto et al 2003), reabsorção radicular do dente incisivo lateral adjacente ou reabsorção da coroa do próprio canino (Manzi et al 2011).

Alguns profissionais não indicam tracionamento ortodôntico, pois acreditam que este tipo de tratamento pode ocasionar problemas clínicos trans e pós-operatórios como reabsorção radicular dos incisivos laterais e dos pré-molares, reabsorção cervical externa nos caninos tracionados, anquiose alvéolo-dentária do canino envolvido e necrose pulpar (Consolaro et al 2010). No entanto, estudos prévios demonstram sucesso no tratamento quando há intervenção precoce (Shimizu et al 2010, Consolaro et al 2010).

O caso clínico aqui apresentado, tem o intuito de demonstrar o diagnóstico e o plano de tratamento de uma paciente do gênero feminino com transposição do dente 23 que se encontrava entre as raízes dos dentes 21 e 22.

Caso clínico

Descrição do caso e diagnóstico

Paciente sexo feminino, 10 anos de idade, procurou tratamento ortodôntico em clínica privada na cidade de Curitiba-PR. No exame radiográfico, verificou-se uma Classe II esquelética ($SNA=76,5^\circ$, $SNB=71^\circ$, $ANB=5,5^\circ$ e $Wits=10\text{mm}$) simetria facial, terços faciais equilibrados, dolicofacial ($SN.GoGn=48^\circ$), perfil convexo e bom selamento labial (Figura 14).



Figura 1: Fotos extra-bucais: vista frontal (A); vista lateral (B).

Na avaliação da Tomografia Computadorizada Cone Beam (TCCB), foi possível diagnosticar a transposição do dente 23 entre os elementos 21 e 22, posicionado próximo a raiz do 22, o que ocasionou acentuada inclinação axial do dente (Figuras 15, 16, 17). Também foi observado agenesias dos dentes 18, 28, 38 e 48, presença de dentes decíduos e extensas restaurações nos dentes 16 e 26.



Figura 2: Tomografia inicial da maxila

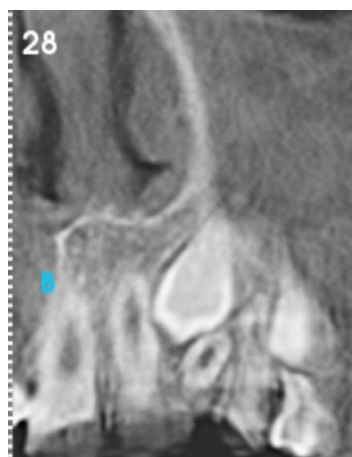
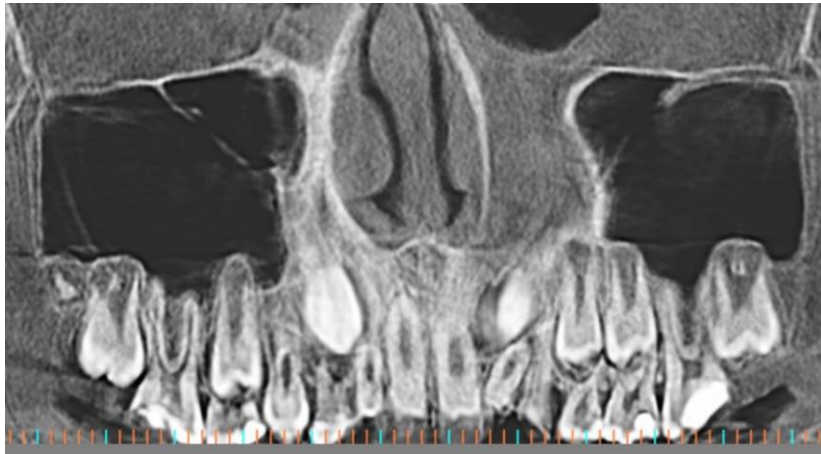


Figura 3: Tomografia inicial: maxila total (A) e detalhe da transposição do dente 23.

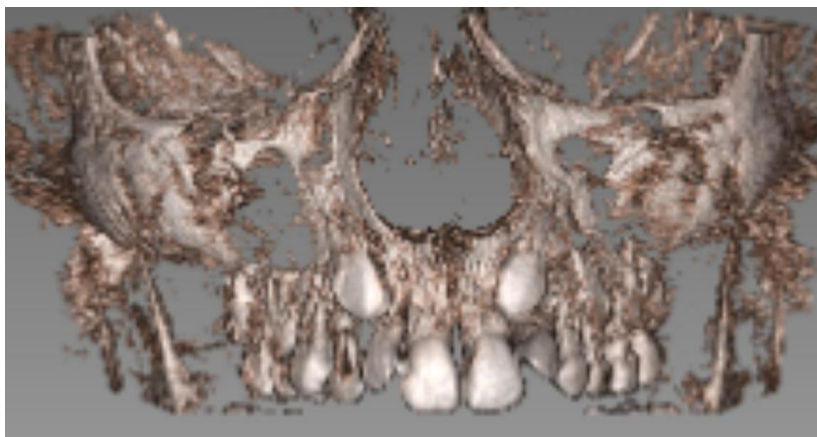


Figura 4: Reconstrução tomográfica da maxila.

Procedimentos executados

No presente caso clínico, foi realizada uma cirurgia à retalho expondo a face vestibular do dente 23. Sobre a face vestibular do dente, foi colado um botão amarrado a um fio de ligadura trançado de 0,30mm com sua extremidade descoberta pela gengiva vestibular, para possibilitar a ativação da mecânica ortodôntica. Em seguida, foi construído um cantiléver com fio beta-titânio (TMA) .017” x .025” e amarrado ao fio já preso ao botão, com ativação para tracionamento do canino para vestibular até que o mesmo se deslocasse do meio das raízes dos incisivos central e lateral.

Após a exposição da face vestibular do dente 23 na cavidade bucal, removeu-se o botão e colou-se um *bracket*. Uma barra transpalatina foi confeccionada com fio de aço inoxidável 0,7mm e elaborado um “braço” com um gancho na extremidade, com a finalidade de realizar a distalização do canino. Para tanto, foi amarrado uma ligadura elástica presa ao gancho e ao *bracket* do canino (Figura 18). Assim, atingindo o objetivo de transpor o canino pela vestibular da raiz do incisivo lateral em direção ao espaço destinado ao 23 no arco dental.



Figura 5: Distalização do canino: vista frontal (A); vista lateral (B).

Para a correção do torque e da inclinação axial do dente 23, utilizou-se uma alça retangular construída com fio beta-titânio (TMA) .017" x .025" (figura 19).



Figura 6: Correção do torque e da inclinação axial do canino com a utilização da alça retangular: alça pré-ativada (A); alça ativada e amarrada no *bracket* (B).

Foi solicitada uma nova documentação ortodôntica completa (Figura 8) para o planejamento da sequência do tratamento com ortodontia corretiva.



Figura 7: Fotografias intrabuciais após a correção da transposição do dente 23: vista frontal (A); vista lateral (B) e vista oclusal superior (C).

Discussão

Os caninos superiores são os dentes mais frequentemente impactados após o terceiro molar, ocorre 85% por palatina e 15% por vestibular, sendo duas vezes mais comuns em mulheres do que em homens. A falta de espaço durante a erupção é uma das causas mais frequentes da impactação dos caninos (Nakandakari et al 2016, D'Oleo-Aracena et al 2017, Manzi et al 2011, Britto et al 2003). O tratamento para caninos impactados depende de fatores que contribuem para o sucesso, como a localização adequada do canino no arco dentário, a distância do plano oclusal, angulações dos caninos, sobreposições e relação com dentes adjacentes (Alqerban et al 2016). A transposição entre caninos e primeiros pré-molares é o mais comum dos tipos de transposições (58 a 70%), onde o dente permanente troca de posição na arcada dentária (Shimizu et al 2010).

Para um diagnóstico eficaz e elaboração do plano de tratamento adequado, necessita de um exame clínico detalhado, associado ao uso de exames radiográficos. O uso da TCCB ainda gera contestação devido a exposição à altos níveis de radiação. Assim sendo, a radiografia panorâmica é de grande valia para o diagnóstico, mesmo com as sobreposições de imagem. A TCCB possui diversos planos de cortes os quais nos possibilita localizar quase todos os ângulos do canino incluso e/ou impactado, e a proximidade da coroa do mesmo com as raízes dos incisivos. Isso permite que o cirurgião-dentista tenha um plano de tratamento detalhado e preciso, diminuindo os riscos (Consolaro et al 2010, Alqerban et al 2016). Neste caso clínico, utilizou-se a TCCB para o preciso diagnóstico, bem como para realizar o planejamento de como seria o tracionamento.

O tratamento convencional de um canino impactado é expor a coroa do canino cirurgicamente, colar um acessório na superfície da coroa e ligar com uma corrente elástica ao arco do aparelho corretivo. No entanto, este tratamento, pode trazer algumas

complicações, como infecção por existir comunicação com o ambiente oral, irritação dos lábios, recessão óssea, migração apical da ligação epitelial, dificuldade de higiene e dificuldade de ajustar e mudar a direção da força (Li et al 2008). Para evitar esses efeitos, mas principalmente para não utilizar os dentes adjacentes como ancoragem, no presente tratamento realizou-se o tracionamento utilizando a técnica do arco segmentado, para depois instalar a ortodontia corretiva, minimizando dessa forma quaisquer efeitos colaterais.

Atualmente para o tracionamento de caninos impactados que são associados a uma etapa cirúrgica e ortodôntica, é feito em três tempos: verticalização, posicionamento e extrusão, evitando que a ancoragem seja exercida sobre os incisivos na primeira fase, utilizando-se a ancoragem palatina, que normalmente é baseada em uma BTP com fio de aço mais espesso formando unidades rígidas, que são utilizados no bloco de ancoragem para distribuir a força entre os dentes de ancoragem (Almeida et al 2001, Maia et al 2010, Vieira et al 2014). O presente tracionamento, baseou-se nesses conceitos de ancoragem.

Autores afirmaram que deve ser feita a extração do canino decíduo correspondente ao canino incluso em questão, afim de ganhar espaço no arco superior. Ainda, que a combinação da extração de caninos decíduos e expansão da maxila na dentição mista tardia, estimularia a erupção dos caninos em 80% dos pacientes (Armia et al 2011, Alqerban et al 2016). Vieira et al 2014, afirmaram que ao se obter o espaço adequado no arco dentário para acomodar o canino impactado, a arcada está preparada para a realização do tracionamento. Os demais dentes devem estar alinhados, nivelados e unidos por vestibular com um fio rígido ancorados pela BTP, para evitar efeitos colaterais produzidos pela força de tração. Entretanto, Consolaro 2010, afirmou que alguns profissionais não indicam tracionamento ortodôntico, principalmente dos caninos superiores, por causarem reabsorção radicular lateral nos incisivos laterais e nos pré-molares, reabsorção cervical externa nos caninos tracionado, anquilose alveolodentária do canino envolvido, metamorfose cálcica da polpa e necrose

pulpar asséptica. Mas que podem ser evitadas se determinados cuidados técnicos forem adotados. Para Vieira et al 2014, as consequências podem se tornar mais graves caso o canino impactado não seja tracionado, pois estará em local inapropriado. No entanto, afirmaram que o dente impactado pode passar sem efeitos colaterais durante toda a vida do paciente (Armia et al 2011). No presente caso clínico, não poderíamos deixar o canino em sua posição inicial, pois o mesmo poderia provocar reabsorção parcial dos incisivos. Portanto, havia duas opções: 1. extrair o canino impactado e utilizar o primeiro pré-molar como canino, mesializando o primeiro molar permanente ou manter o espaço para futuro implante do elemento 23 (paciente realizaria com aproximadamente 19 a 20 anos de idade); 2. Tentar realizar a transposição do canino e tracioná-lo para seu devido lugar. Executou-se a segunda opção.

Considerações finais

De acordo com a literatura, conclui-se que quando o diagnóstico da impactação do canino é estabelecido precocemente, aumenta-se a possibilidade de resultados satisfatórios e facilita a abordagem terapêutica.

A exposição cirúrgica dos caninos deve ser a mais conservadora possível. A ancoragem e os dispositivos ortodônticos para movimentação dentária devem ser detalhadamente planejados, para tornar a mecânica controlada e eficaz.

Referências

1. Nakandakari C, Gonçalves JR, Cassano DS, Raveli TB, Bianchi J, Raveli DB. Orthodontic traction of impacted canine using cantilever. *Case Rep. Dent.* 2016;2016:4386464:2-6.
2. D'Oleo-Aracena MF, Arriola-Guillén LE, Cárdenas YAR, Ruíz-Mora GA. Skeletal and dentoalveolar bilateral dimensions in unilateral palatally impacted canine using cone beam computed tomography. *Prog. Orthod.* 2017;18(7):2-8.
3. Alqerban A, Storms S, Voet M, Fieuws S, Willems G. Early prediction of maxillary canine impaction. *Dentomaxillofac. Radiol.* 2016;45:2-8.
4. Shimizu RH, Junior GRG, Trojan LC, Shimizu IA, Melo ACM. Transposição dentária: um relato de caso. *Orthod. Scien. Pract.* 2010;3(12):364-373.
5. Maia LGM, Maia MLM, Machado AW, Monini AC, Gandini Júnior LG. Otimização do tracionamento de canino impactado pela técnica do arco segmentado: relato de caso clínico. *Rev. Clín. Ortod. Dent. Press.* 2010;9(1):61-68.
6. Manzi FR, Ferreira EF, Rosa TZS, Valerio CS, Peyneau PD. Uso da Tomografia Computadorizada para Diagnóstico de Caninos Inclusos. *Rev. Odont. Bras. Central.* 2011;20(53):103-107.
7. Consolaro A, Consolaro RB, Francischon LA. Tracionamento ortodôntico: Possíveis consequências nos caninos superiores e dentes adjacentes Parte 3: anquilose alveolodentária, reabsorção dentária por substituição, metamorfose cálcica da polpa e necrose pulpar asséptica. *Dent. Press. J Orthod.* 2010;15(6):18-24.
8. Britto AM, Fraga CFF, Goursand D, Costa EN, Grossi E, Rocha Júnior JFR. Impactação de caninos superiores e suas consequências: relato de caso clínico. *J Bras Ortodon Ortop Facial.* 2003;8(48):453-9.

9. Consolaro A. Tracionamento ortodôntico: possíveis consequências nos caninos superiores e dentes adjacentes Parte 2: reabsorção cervical externa nos caninos tracionados. *Dental Press J Orthod.* 2010;15(5):23-30.
10. Li LCF, Wong RWK, King NM. Orthodontic traction of impacted canine using magnet. *Cases J.* 2008;1:2-4.
11. Vieira FM, Sobreiro MA, Araujo EX, Molina OF. Caninos impactados por palatal: correção com cantilever. *Rev. Amazônia Scien & Health.* 2014; 2(2):09-14.
12. Almeida RR, Fuziy A, Almeida MR, Almeida-Pedrin RR, Henriques JFC, Insabralde CMB. Abordagem da Impactação e/ou Irrupção Ectópica dos Caninos Permanentes: Considerações Gerais, Diagnóstico e Terapêutica. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2001;6(1):93-116.
13. Armia P, Cozzab P, Baccettic T. Effect of RME and headgear treatment on the eruption of palatally displaced canines. *Angle Orthod.* 2011;81(3):370-4.

8. Anexo

Link para as normas dos artigos científicos:

Artigo I e II: <http://www.scielo.br/revistas/dpjo/pinstruc.htm>