



Carolina Maria Fuck

Avaliação da distribuição de tensão no mini-implante de titânio e no osso com diferentes espessuras corticais pelo método dos elementos finitos.

CURITIBA
2018

Carolina Maria Fuck

Avaliação da distribuição de tensão no mini-implante de titânio e no osso com diferentes espessuras corticais pelo método dos elementos finitos.

Dissertação apresentada à Faculdade ILAPEO, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia com ênfase em Ortodontia.

Orientador: Roberto Hideo Shimizu

CURITIBA
2018

Carolina Maria Fuck

Avaliação da distribuição de tensão no mini-implante de titânio e no osso com diferentes espessuras corticais pelo método dos elementos finitos.

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

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Odilon Guariza Filho
Prof. Dr. Ricarda Duarte da Silva

Aprovada em: 28/05/2018

Dedicatória

Dedico este trabalho à Deus e toda minha família.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente à Deus. Gratidão pela minha vida, minha profissão e pelas oportunidades vividas!

Meus pais, Cassiano e Andréa, meus irmãos e meu marido Eduardo, que além de serem meus maiores incentivadores, me ajudaram nos momentos mais intensos e difíceis dessa jornada. Essa conquista é nossa!

À todos os professores do ILAPEO, que são exemplos de humildade e profissionais exemplares sempre prontos para nos ajudar. Em especial ao meu orientador Roberto Shimizu e Augusto Andrighetto que me ajudaram muito neste trabalho.

Agradeço a Tânia e Andrea, e ao querido Vitor, que faz muita falta, e que desde a especialização acompanham e nos auxiliam em todas as situações. E a toda equipe do ILAPEO. Foi realmente um prazer passar todo esse tempo nessa instituição maravilhosa!

E por fim, a turma do mestrado, tanto da Ortodontia quanto do Implante, que enriqueceu desde o início toda nossa caminhada. Foi um prazer dividir esses dois anos com todos vocês! Obrigada por tudo!

Sumário

1. Introdução.....	9
2. Revisão de Literatura	11
3. Proposição.....	23
4. Materiais e Métodos.....	24
5. Artigo Científico 1	27
6. Referências	43
7. Apêndice.....	45
8. Anexo	58

Listas de Figuras

Figura 1: Blocos tridimensionais de osso com diferentes espessuras de corticais: A - 1mm; B – 2mm; C – 3mm e D – 4mm.....	24
Figura 2: Modelo tridimensional simulando a mecânica ortodôntica de retração com a aplicação de uma força horizontal com 4N.....	25
Figura 3: Escala de cores variando de 0 a 25Mpa.....	24

Resumo

O objetivo do estudo foi avaliar se a espessura da cortical óssea influencia na distribuição de tensão sobre o mini-implante e sobre os ossos cortical e trabecular, e se o mini-implante de titânio com 11mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro suporta cargas horizontais de 4N quando utilizado com finalidade de mini-implante extra-radicular. Para realização do estudo, foram utilizados mini-implantes da marca Neodent® de 11 mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro e quatro blocos de ossos tridimensionais com diferentes espessuras corticais. Os mini-implantes foram submetidos a cargas de 4N no sentido horizontal e a tensão gerada no mini-implante e nas diferentes espessuras de corticais ósseas foram avaliadas a partir do método dos elementos finitos. Os resultados demonstraram que quanto mais espessa a cortical, menor foi a tensão gerada ao longo do mini-implante e que em todas as espessuras de corticais estudadas, as tensões praticamente se dissiparam nas corticais. Concluiu-se que a espessura da cortical óssea influenciou na distribuição da tensão no mini-implante; a cortical óssea de 1 mm de espessura apresentou maior concentração de tensão na cortical e em nenhuma das quatro espessuras de corticais estudadas, observou-se concentração de tensão no osso trabecular e, finalmente, o mini-implante de titânio com 11mm de comprimento e 1.6 mm de diâmetro suporta cargas de 4N com linha de ação de força horizontal.

Palavras chaves: Procedimentos de ancoragem ortodôntica; Ortodontia; Mini-implante.

Abstract

The aim of the study was to evaluate if the thickness of the cortical bone influences the distribution of tension on the mini-implant and on the cortical and trabecular bones, and if the miniscrews of titanium with 11mm of length and 1.6mm of diameter supports loads horizontal of 4N. For the study, miniscrews of the brand Neodent® 11 mm in length and 1,6 mm in diameter and four blocks of three-dimensional bones with different cortical thicknesses were used. The miniscrews were submitted to loads of 4N in the horizontal direction and the tension generated in the miniscrews and in the different thicknesses of bone cortical were evaluated from the finite element method. The results showed that the thicker the cortical, the lower the tension generated along the miniscrews and that in all the thicknesses of cortical studied, the tensions practically dissipated in the cortical bones. It was concluded that the thickness of the cortical bone influenced the distribution of the tension in the miniscrew; the 1-mm-thick cortical bone presented a higher concentration of tension in the cortical and in none of the four thicknesses of cortical studied, it was observed a concentration of tension in the trabecular bone and, finally, the miniscrew of titanium with 11mm of length and 1.6 mm diameter supports loads of 4N with horizontal force line of action.

Key words: Orthodontic Anchorage Procedures, Orthodontics; Miniscrews

1. Introdução

A ancoragem esquelética teve início com a utilização de implantes com finalidade protética, que apesar de serem eficientes, apresentavam diversas dificuldades como o tempo de espera para aplicação de carga, tamanho, custo e complexidade cirúrgica para inserção e remoção. As mini-placas surgiram para possibilitar movimentos mais complexos que demandavam maior ancoragem. Porém, apesar de serem um excelente recurso de ancoragem absoluta, possuem algumas limitações quanto aos locais de fixação, além de apresentarem maior morbidade cirúrgica devido à necessidade de realização de dois procedimentos operatórios (instalação e remoção), e elevado custo devido à complexidade técnica (ARAÚJO et al 2006).

Os mini-implantes apresentam inúmeras vantagens, tais como: baixo custo; facilidade e menor trauma durante a inserção e remoção; possibilidade de carga imediata e promoção de ancoragem suficiente (REYNDERS et al 2009, SUZUKI et al 2011, LIU et al 2012). A taxa de sucesso varia de acordo com o local de inserção, idade do paciente, nível e direção da força aplicada e tempo de uso (MOON 2008 et al). Pelo fato dos mini-implantes não osseointegrarem totalmente, sua estabilidade depende da superfície de contato em que ele se relaciona com o osso. Desta maneira, sugere-se que quanto mais espessa é a cortical e quanto maior o diâmetro do mini-implante, maior é a estabilidade do parafuso (REYNDERS et al 2009, JANSON, MARQUEZAN et al 2014, LIU et al 2012).

Os dispositivos extra-radulares apresentam benefícios frente aos inter-radulares. Menor risco de dano à raiz do dente, osso mais abundante no local da instalação, possibilitando a inserção de parafusos com diâmetros maiores, menor taxa de falha e a necessidade de menos dispositivos instalados para alcançar a correção de má oclusões mais severas (HSU et al 2017). É uma maneira confiável para retrair toda a arcada de forma

conservadora, corrigir más oclusões esqueléticas e dentárias severas, sem extrações ou cirurgia ortognática (HUANG et al 2016).

A relação entre a carga ortodôntica e a distribuição de tensão no mini-implante deve ser investigada para que se estabeleça um parafuso ideal com um tamanho mínimo e que possa resistir à cargas ortodônticas (LIU et al 2012). A análise pelo método dos elementos finitos (MEF) é eficaz para investigar estresse nos tecidos ao redor de um mini-implante, pois permite ao investigador modelar um sistema composto de diferentes tecidos/estruturas, atribuindo propriedades aos componentes no sistema e estudando o comportamento do sistema sob cargas e condições definidas (GERAMY 2009). Com base em sua origem numérica, os parâmetros investigados podem ser controlados com maior precisão e muitos índices podem ser examinados em qualquer local no modelo para refletir a lógica de uma resposta mecânica (LIU et al 2012). Portanto, objetiva-se com esse estudo, analisar a distribuição de tensão gerada pela aplicação de força horizontal nos mini-implantes e no osso por meio do MEF, a partir de diferentes espessuras de osso cortical.

2. Revisão de Literatura

Chen et al., 2007, realizaram uma pesquisa para avaliar retrospectivamente três tipos de ancoragem esquelética para ortodontia e analisaram os fatores que influenciam as taxas de falhas em ancoragem ortodôntica. No total, 359 foram instalados em 129 pacientes, incluindo 25 homens e 104 mulheres. As idades variaram de 12 a 55 anos, com média de 24,5 anos. As variáveis examinadas, foram, sexo, idade, tipo de má oclusão, modalidade de tratamento, finalidade da inserção dos dispositivos, número por paciente, a localização, a duração de aplicação de força ortodôntica, e o tipo, bem como o comprimento dos dispositivos. Dos 359 dispositivos, 86 eram miniplacas, 201 eram mini-implantes e 72 eram parafusos. Entre esses três tipos diferentes de ancoragem esquelética, houve uma significativa diferença entre as taxas de insucesso. Não houve diferenças significativas nas taxas de insucesso entre os mini-implantes para as seguintes variáveis: sexo, tipo de má oclusão, tratamento local ou de arcada completa, seja no lado vestibular ou lingual, o padrão de carga ou a duração da fase de cicatrização. Maiores riscos de falha foram encontrados em pacientes mais jovens, quando um implante foi colocado para retração/protração. Mini-implantes inseridos em pacientes mais jovens ou inseridos no arco mandibular apresentam maior risco de falha. O sistema de miniplacas tem maior estabilidade em comparação aos mini-implantes. No entanto, requer cirurgia de retalho para inserção e remoção, que geralmente causa desconforto. Portanto, a seleção do tipo adequado de ancoragem esquelética deve basear-se nas necessidades específicas de tratamento de cada indivíduo.

Moon et al., 2008, realizaram um estudo com o objetivo de determinar o sucesso de mini-implantes ortodônticos e determinar quais os fatores que foram relacionados à taxa de sucesso. Uma amostra de 209 pacientes recebeu pelo menos um mini-implante nas regiões posteriores superiores e inferiores, totalizando 480 mini-implantes. Foi aplicada uma força inferior à 200 gramas nas primeiras 2-3 semanas, o mini-implante que não apresentasse

mobilidade após os 8 primeiros meses seria considerado como sucesso. A taxa de sucesso foi de 83,8%. Sexo, idade, manejo de tecidos moles e o lado de instalação não demonstraram relação com a taxa de sucesso. Concluiu-se portanto que, o local de inserção foi considerado um dos mais importantes fatores para se obter estabilidade do mini-implante, principalmente na mandíbula de pacientes adultos. E o mini-implante que suportar força ortodôntica aplicada por 4 meses, pode ser considerado estável e sucesso.

Geramy, 2009, realizou um estudo afim de investigar a hipótese de que um mini-implante sob carga gera tensões em tecidos circundantes que variam de acordo com o posição e angulação do mini-implante. Foram utilizados cinco modelos 3-D contendo os primeiros e segundos molares inferiores, com ligamentos periodontais e osso trabecular e cortical. O mini-implante foi inserido entre os primeiros e segundos molares inferiores com diferentes angulações de instalação e foi avaliado a partir de uma força de tração de 2N. Quando o mini-implante foi inserido em ângulo reto com o osso e entre os molares, o estresse na área de crista foi de 0,093 MPa. Esse estresse aumentou proporcionalmente quando o mini-implante foi inserido na região de primeiro molar e declinou na região de segundo molar. Constatou-se que os mini-implantes são fontes confiáveis e seguras de ancoragem intraoral. O estresse de von Mises enfatiza que os tecidos adjacentes aos mini-implantes são influenciados pela proximidade e angulação dos mini-implantes em relação aos dentes.

Motoyoshi et al., 2009, a partir de tomografias computadorizadas avaliaram o efeito da espessura do osso cortical na estabilidade de mini-implantes ortodônticos. 65 pacientes com média de idade de 24,8, 52 mulheres e 13 homens compuseram o estudo. Todos os pacientes sofreram instalação de mini-implantes (209) de 8mm de comprimento por 1,6 de diâmetro, colocados na região posterior do osso alveolar entre segundo pré molar e primeiro molar, com finalidade de ancoragem ortodôntica. A força de tração aplicada foi de 2N, e os resultados foram avaliados pelo método dos elementos finitos. A taxa de sucesso do mini-implante foi

significativamente maior em locais com cortical de 1,0 mm. A espessura da cortical influenciou as tensões no osso trabecular, mas não conseguiu influenciar diretamente as tensões no osso cortical. Valores maiores de espessura cortical foram associados a maiores taxas de sucesso de mini-implante.

Reynders et al., 2009, realizaram uma revisão com o propósito de registrar o sucesso e possíveis efeitos negativos do mini-implante e analisar quais variáveis influenciam no sucesso. Um total de 3364 resumos foram encontrados pelos métodos de pesquisa inicial. Apenas 52 resumos atenderam aos critérios de inclusão ou foram recuperados porque o resumo não fornecia informações suficientes para justificar a exclusão. Ao final, 19 estudos obedeceram todos os critérios exigidos. A maioria dos artigos relatou taxas de sucesso superiores a 80% considerando os mini-implantes móveis e deslocados como bem sucedidos. Os efeitos adversos dos mini-implantes incluíram danos biológicos, inflamação e dor e desconforto. Apenas alguns artigos relataram resultados negativos. Concluiu-se após avaliar todos os estudos que os mini-implantes podem ser usados como dispositivos temporários de ancoragem, mas ainda são necessários estudos nessa área. Interpretação dos resultados foi condicionada pela falta de clareza e metodologia pobre da maioria dos estudos.

Suzuki et al., 2011, analisaram a distribuição de tensão principalmente no osso cortical ao redor do mini-implante, com várias angulações, formas e direções de força usando análise de elementos finitos. Três tipos de mini-implantes foram projetados, cilíndrico, de rosca helicoidal e o terceiro, de rosca não-helicoidal. Modelos de ossos com osso trabecular e cortical foram construídos através dos elementos finitos. Os mini-implantes foram instalados com inclinações de 30, 40, 45, 50, 60, 80 e 90 graus e sofreram 2N de carga em três direções. Menor nível de estresse máximo foi observado no osso trabecular quando em comparação com o osso cortical. Alterando angulação do mini-implante, as variações da distribuição máxima de tensão no osso de suporte foram de 9,46 a 14,8 MPa no cilíndrico e 17,8 a 75,2

MPa no tipo de rosca helicoidal. Alterando o ângulo de rotação no tipo de rosca helicoidal, as distribuições máximas de tensão foram de 25,4 a 125 MPa no osso e 149 a 426 MPa no elemento de titânio. Além disso, a tensão máxima variava em cada ângulo de acordo com a direção da carga aplicada. A angulação da instalação do mini-implante, o tipo de parafuso e a direção da força afeta significativamente a área de distribuição e a quantidade de estresse. A partir dos resultados do estudo, pode-se concluir que não haverá danos para o osso cortical e o mini-implante, quando utilizado em ancoragem ortodôntica.

Jasmine et al., 2012, realizaram um estudo afim de gerar modelos tridimensionais da maxila, da mandíbula e do mini-implante, para simular carga ortodôntica para retração em massa e avaliar os padrões de estresse no osso e no mini-implante imediatamente após o carregamento com diferentes angulações de inserção. Para realizar a análise tridimensional de elementos finitos, os modelos tridimensionais dos mini-implantes de 1,3mm de diâmetro e 7 e 8 mm de comprimento, maxila e mandíbula com osso cortical e trabecular foram gerados. Os mini-implantes foram inseridos a 30, 45, 60 e 90 graus a superfície do osso. Uma força ortodôntica horizontal simulada de 200 g foi aplicada ao centro da cabeça do parafuso, e a distribuição de tensão e sua magnitude foram analisados. Os resultados demonstraram que o valor de maior estresse obtido foi com os mini-implantes instalados com angulação de 30 graus e diminuiu progressivamente a medida que a angulação aumentava. A análise da distribuição das tensões nos ossos corticais e esponjosos mostrou que o estresse foi absorvido principalmente no osso cortical, e pouco foi transmitido para o osso esponjoso. Concluiu-se que a instalação de mini-implantes a 90 graus de angulação no osso reduz a concentração de tensão, aumentando assim a probabilidade de estabilização do implante.

Liu et al., 2012, investigaram qual o papel da qualidade óssea, cargas, tamanho do parafuso e profundidade implantada dos mini-implantes ortodônticos usando análise de elementos finitos. Um modelo tridimensional de osso com um mini-implante instalado foi

construído para simular espessuras diferentes de cortical, densidades ósseas, magnitudes e direções de força, diâmetros dos mini-implantes e comprimentos e profundidades de instalação. Os resultados demonstraram que tanto o estresse quanto o deslocamento aumentaram com a diminuição espessura da cortical, enquanto a densidade do osso trabecular desempenhou um papel menor na resposta mecânica e que um mini-implante de maior diâmetro proporcionou vantagens mecânicas superiores. Três tópicos podem ser concluídos a partir deste estudo: (1) a qualidade do osso trabecular não é crucial na estabilidade do mini-implante, desde que a espessura mínima do cortical seja de 1,2 mm; (2) deve-se reduzir o risco biomecânico em aplicações de mini-implantes, para minimizar o efeito de curvatura ou fratura do parafuso; e (3) o diâmetro do mini-implante foi o fator determinante na estabilidade.

Meher et al., 2012, o estudo teve como propósito quantificar a distribuição máxima de tensões e a deflexão máxima associada a mini-implantes instalados em dois tipos de corticais diferentes com a aplicação de força em magnitude e direções diversas. Quatro modelos de osso com mini-implantes inseridos a 90° de angulação foram desenvolvidos através dos elementos finitos. Dois tipos de corticais foram avaliados, 1,5mm e 2mm, e os modelos de corticais testados em cargas de 200 e 300 gramas e posteriormente os resultados foram avaliados. Em todos os modelos, o máximo de tensão equivalente e a deflexão máxima do mini-implante diminuíram quando a angulação do carregamento aumentou de 70 para 130. Foram observadas diferenças no MES e MD quando se avaliou a espessura da cortical. Quando foi avaliada a diferença de carga, ocorreu diferença significativa somente na deflexão máxima. O uso de uma carga para um mini-implante coloca 110 a 130, em vez de 70 a 90 minimiza o estresse e deflexão, aumentando potencialmente a estabilidade.

Lin et al., 2013, integraram uma abordagem de elementos finitos e uma análise fatorial, para investigar as variáveis que afetam o estresse ao osso alveolar adjacente ao mini-implante. Para o estudo foram utilizados mini-implantes de aço inoxidável com diâmetro de 2

mm e 3 comprimentos de 8, 10 e 12 mm. Modelos tridimensionais da mandíbula e dos mini-implantes foram obtidos. Uma força de 2N foi aplicada em todos os mini-implantes, simulando um movimento de retração máxima. Os fatores que afetam o estresse ósseo que foram investigados foram, o ângulo da força ortodôntica, direção de inserção, e o comprimento de exposição do mini-implante. Os resultados da simulação mostraram que a exposição do mini-implante teve influência estatisticamente significativa no estresse ósseo, com contribuição de 82,35%. O aumento do comprimento da exposição resultou em maior estresse no osso adjacente ao mini-implante. Os valores de estresse nos ossos esponjosos foram menores que os do osso cortical. Obteve-se como conclusão que, o comprimento dos mini-implantes influenciou significativamente no estresse ósseo; a angulação de inserção do mini-implante (6,03%) também foi estatisticamente significativa mas muito menos do que o comprimento de exposição (82,35%). A direção da força ortodôntica não teve efeito significativo sobre o estresse do osso cortical. Portanto, para melhorar a estabilidade dos mini-implantes na prática clínica, é recomendado diminuir a exposição do parafuso.

Marquezan et al., 2014, através de uma revisão sistemática e meta-análise avaliaram a relação entre a espessura cortical e a estabilidade primária dos mini-implantes. A pesquisa utilizou artigos publicados até 2013 incluindo estudos observacionais em pacientes que receberam mini-implantes monocorticais para ancoragem esquelética e estudos experimentais in vivo ou ex vivo. Doze estudos foram incluídos após busca por se adequarem aos critérios de inclusão do estudo. Uma correlação positiva foi encontrada entre a estabilidade primária do mini-implante e a qualidade do osso cortical. Concluiu desta maneira que, osso cortical mais fino pode gerar menor estabilidade primária do mini-implante. No entanto, outros fatores como densidade óssea, características do mini-implante e técnica de inserção podem influenciar na estabilidade.

Perillo et al., 2015, o objetivo deste estudo foi avaliar a partir do método dos elementos finitos, a estabilidade dos mini-implantes quando alterada a angulação de instalação, nas direções de força de 0 e 30 graus. Modelos tridimensionais foram criados para representar ângulos de posicionamento do parafuso de 30, 60, 90, 120 e 150 graus. O osso cortical mediu 1 mm de espessura e recebeu um módulo de elasticidade de 14GPa, e o trabecular mediu 10 mm com um módulo de 3 GPa. A carga padronizada foi de 2N avaliadas em duas direções de tração, 0 e 30 graus paralelos a superfície do osso. A análise de elementos finitos mostrou que o esforço ósseo nas direções de força de 0 e 30 graus foi maior para mini-implantes colocados em ângulos de 120 e 60 graus e menos para aqueles instalados a 90 graus ângulo. Em um modelo de elementos finitos, o estresse no ósseo cortical e trabecular criado por mini-implantes colocados em um ângulo de 90 graus foi menor do que a tensão óssea criada pela inserção de mini-implantes a 30, 60, 120 ou 150 graus. Assim, com base nos resultados deste estudo, colocando mini-implantes em ângulos diferentes de 90, não se obtém vantagens de estabilidade e ancoragem.

Chang et al., 2015, compararam a taxa de falha inicial para mini-implantes na região da linha oblíqua colocados em gengiva inserida e mucosa. Foram instalados 1680 mini-implantes em aço inoxidável em 840 pacientes. Os mini-implantes foram instalados lateralmente ao processo alveolar entre o primeiro e segundo molar inferior e as cargas utilizadas para o movimento de retração foram de 397-405grs por pelo menos 4 meses. 1286 estavam instalados em mucosa e 394 em gengiva inserida. Após a instalação, a cabeça do mini-implante ficou pelo menos 5 mm acima do nível do tecido mole. Todos receberam cargas imediatas. 121 falharam dentro de 3,3 meses, 94 do grupo instalado em mucosa e 27 no de gengiva inserida, desta maneira, não apresentando diferença significativa entre eles. O maior índice de falhas ocorreu em pacientes com idade abaixo da média do estudo, sugerindo assim, que as falhas se devem ao osso cortical ser menos denso em pacientes mais jovens.

Concluiu-se que para proporcionar uma ancoragem ideal para retração do arco mandibular, os mini-implantes devem ser posicionados precisamente em relação às raízes dos dentes, tecidos moles e osso disponível, e quando inseridos em mucosa, deve-se tomar o cuidado de manter a cabeça 5 mm acima do tecido mole, melhorando a higienização e evitando perdas futuras.

Holmes et al., 2015, objetivaram fornecer um mapa da espessura óssea cortical vestibular da superfície proximal de dois dentes em áreas onde os mini-implantes são principalmente instalados. 100 quadrantes foram estudados, 50 na maxila e 50 na mandíbula. A espessura do osso cortical foi medida no ponto máximo mesial, o ponto médio, e o ponto mais distal em áreas interradiculares do canino ao primeiro molar em ambos os arcos a 4 mm e 6 mm da crista alveolar. A espessura do osso cortical variou entre 0,71 mm e 2,29 mm nos locais estudados. O osso cortical foi significativamente mais espesso na mandíbula (média de 1,34 mm) em relação à maxila (média 1,26 mm). O osso cortical vestibular era significativamente mais fino em um ponto que dividia dois dentes do que o osso adjacente aos dentes. Concluiu-se desta maneira que a espessura do osso cortical é significativamente mais fina no centro entre dois dentes do que as áreas adjacentes as raízes. E de todos os locais de mandíbula estudados, a média mais fina de osso cortical estava entre o canino mandibular e o primeiro pré-molar, enquanto a cortical mais espessa foi medida distal ao ponto médio do segundo pré-molar e primeiro molar.

Almeida et al., 2016 demonstraram a aplicabilidade da ancoragem esquelética extra-alveolar para a retração dos dentes inferiores, durante o tratamento compensatório de um paciente Classe III esquelética. O tratamento proposto teve como objetivos, a manutenção da posição dos incisivos e molares superiores, retração dos incisivos e molares inferiores na base óssea, fechamento da mordida aberta anterior e estabelecimento da oclusão Classe I dentária. A mecânica realizada incluiu a extração dos terceiros molares inferiores e a colocação de mini-implantes bilaterais na região entre primeiros e segundos molares inferiores. A força

utilizada para retração foi de 200-400grs. O tempo de tratamento foi de 17 meses, e com os resultados obtidos pode-se concluir que o uso de mini-implantes longos (10mm) adaptados na região inferior mandibular extra-alveolarmente (buccalshelf), como recurso de ancoragem durante a retração da dentição inferior é eficaz na camuflagem da má oclusão de Classe III. A retração da dentição com a força sendo direcionada sobre o centro de resistência de todos os dentes inferiores permite o controle da lingualização excessiva dos incisivos, além de beneficiar o controle da inclinação dos incisivos superiores para vestibular. Desse modo, essa técnica requer pouca colaboração e é particularmente útil para correção de pacientes Classe III com prognatismo mandibular moderado e pouco apinhamento, sendo uma excelente alternativa ao uso de miniplacas.

Huang et al., 2016, o objetivo do estudo foi usar medidas de tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) para quantificar a anatomia esquelética da região da linha oblíqua em 12 pacientes Classe III. O estudo quantificou o mini-implante em relação a inclinação, espessura do osso cortical medida perpendicularmente à superfície, e a quantidade de envolvimento do osso cortical em uma interface quando o mini-implante foi instalado lateral às raízes molares, e aproximadamente perpendicular ao plano oclusal. 12 pacientes compuseram a amostra. Os planos selecionados para medição óssea foram, mesial, meio da coroa através da área de furca e distal do primeiro molar, osso inter-radicular entre o molares, plano mesial do segundo molar, meio do segundo molar e distal do segundo molar. Resultados comprovaram que houve um aumento gradual dos plano anterior para o posterior significativo para a espessura do osso cortical em um ângulo de 30 ° de inserção, comparado a uma medição perpendicular. A “buccalshelf” é uma região bastante efetiva para instalação de mini-implantes extra-alveolares. Eles também exercem ancoragem adequada para retrair toda a arcada inferior para tratamentos conservadores de má oclusão de Classe III. A posição ideal

é lateral ao contato do primeiro e segundos molares, aproximadamente 5-7 mm abaixo da crista alveolar, e inserido em uma orientação de cerca de 30 ° em relação à superfície óssea.

Hong et al., 2016, revisaram sistematicamente estudos que avaliaram fatores que afetam o sucesso dos mini-implantes inseridos em região vestibular. Uma busca de estudos clínicos de 2003 a 2015 foi realizada com os seguintes critérios de inclusão, estudos sobre a estabilidade de mini-implantes e implantes quando ambos os itens foram utilizados para ancoragem ortodôntica; 2) estudos clínicos humanos; 3) estudos prospectivos e retrospectivos; 4) estudos sobre MIs inseridos na região bucal posterior; e 5) estudos que relataram as taxas de sucesso de MIs. A busca inicial resultou em 2707 artigos relevantes. Após análises, 17 artigos obedeceram todos os critérios de inclusão. Os resultados demonstraram taxas de sucesso significativamente mais altas para mini-implantes instalados em maxila, com diâmetro e comprimento maiores e em pacientes adultos (20 anos ou mais). Conclui-se desta maneira que quando um plano de tratamento é realizado, deve-se levar em consideração alguns fatores de risco, como, local de inserção, idade, comprimento e diâmetro do mini-implante. E que o sexo não é um fator crítico para o sucesso dos parafusos.

Park et al., 2017, analisaram a biomecânica da distalização de molares inferiores através do método de elementos finitos utilizando diferentes forças ortodônticas. A mandíbula foi escaneada e modelada para análise de elementos finitos. A força de distalização foi de 200grs e aplicada no canino inferior a nível do braquete e da junção cimento-esmalte e os resultados foram expressos em 3 eixos, X, Y e Z, transversal, ântero-posterior e vertical, respectivamente. Os resultados foram diferentes dependendo da aplicação da direção de força. Aplicando forças ortodônticas ao nível da junção cimento-esmalte resultou em um movimento de corpo maior na distalização dos molares mandibulares em comparação com as forças aplicadas ao nível do braquete. Aplicando forças ortodônticas na junção cimento-esmalte também resultou em extrusão indesejada maior em comparação com o braquete.

Concluiu-se desta maneira que aplicando forças ortodônticas apropriadas, com a direção desejada e uma boa ancoragem, podem levar a uma distalização mais efetiva dos dentes.

Nucera et al., 2017 analisaram a espessura do osso bucal, profundidade óssea e a cortical óssea da linha oblíqua para determinar o melhor local para inserção do mini-implante. Foram avaliadas 30 tomografias computadorizadas de feixe cônico sorteadas de modo randomizado. Três linhas de referência foram consideradas, sagital, axial e coronal. Parâmetros específicos de avaliação da quantidade e qualidade do osso foram realizadas sempre por um mesmo operador. A avaliação da profundidade total do osso apico-coronal e a profundidade cortical do osso coronal foram medidas em duas linhas de referência verticais localizadas em 4mm e 6 mm da junção cimento-esmalte. A raiz mesial do segundo molar inferior a 4 e 6mm mostrou profundidades médias de 18,51mm e 14,14mm respectivamente, já a raiz distal mostrou 19,91mm e 16,5mm. Todos os locais avaliados mostraram espessura de osso cortical superior a 2mm. Concluíram que a melhor região da linha oblíqua que oferece qualidade e quantidade óssea suficiente para inserção do mini-implante é a lateral a raiz distal do segundo molar inferior, porém, se houver necessidade biomecânica específica, pode ser inserido lateral à raiz mesial. Por fim, considerando a espessura óssea cortical ideal, a pré-perfuração é sempre recomendada para que se evite torque de inserção elevado.

Hsu et al., em 2017, compararam as taxas de falhas de mini-implantes inseridos na região da crista infrazigomática em mucosa móvel e gengiva inserida. 386 pacientes receberam mini-implantes bilaterais totalizando 772, dentre eles de aço inoxidável e de titânio liga. Todos eles foram instalados pelo mesmo ortodontista e sofreram carga imediata de 227-397g. A carga era reativada a cada 4 semanas em um total de 6 meses, e a estabilidade do mini-implante era testada a cada reativação. A incidência de falhas foi de 6,35% no total, e não foi demonstrado diferença significativa entre os mini-implantes instalados em mucosa móvel e gengiva inserida. O tempo médio de falha foi de 3,3 meses. Concluiu-se desta

maneira que, os mini-implantes infrazigomáticos foram altamente bem sucedidos, sem haver diferença significativa na posição em que foram instalados ou qualquer outra variável testada, seja ela, idade, lado, assimetria e carga inicial aplicada.

Elshebiny et al., 2018, realizaram um estudo afim de avaliar a espessura do osso cortical e largura óssea da linha oblíqua em diferentes locais de inserção e avaliar a relação entre os mini-implantes e o nervo alveolar inferior. A amostra consistiu em 30 exames CBCT de pacientes brancos que não passaram por tratamento ortodôntico anterior (18 meninas, 12 meninos) com idade média de $14,5 \pm 2$. A espessura do osso cortical foi definida como a dimensão a partir do ponto médio da borda óssea vestibular à região mandibular do primeiro e segundo molares, paralelos ao contorno das superfícies radiculares vestibulares do primeiro ou segundo molar. Todas as medidas foram tomadas ao lado do cúspide distal do primeiro molar, e as cúspides mesiovestibulares e distal do segundo molar. A profundidade óssea foi medida em dois níveis de altura, 4 e 8 mm da junção amelocementária. O nervo alveolar inferior foi rastreado digitalmente. Mini-implantes (1,6 x 10 mm) foram instalados virtualmente, e suas profundidades de inserção e relações com o nervo foram avaliadas. A avaliação da espessura cortical sendo o menor valor encontrado $2.0 \pm 0,71$, e o maior $3,96 \pm 0,57$ na distal do segundo molar. Constatou-se que a região da linha oblíqua é um local adequado para instalação de mini-implantes e o local mais favorável para instalação se mostrou a região distal do segundo molar.

3. Proposição.

Objetivo Geral

Avaliar, pelo método dos elementos finitos, a distribuição de tensão sobre o mini-implante extrarradicular e sobre o osso, quando aplicada uma força de 4N na direção horizontal, simulando a instalação na região infra-zigomática e na região da linha oblíqua.

Objetivos Específicos

1. Avaliar se a espessura da cortical óssea alterou a tensão gerada no mini-implante;
2. Avaliar se a espessura da cortical óssea alterou a distribuição de tensão no osso cortical e alveolar;
3. Avaliar se o mini-implante de titânio extra-radicular com 11mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro suporta cargas horizontais de 4N.

4. Materiais e Métodos.

Para a realização do presente estudo, foi utilizado o mini-implante de 11mm de comprimento por 1,6mm de diâmetro, cinta média da Neodent® (Ref 109.498).

Quatro blocos tridimensionais de osso foram construídos por meio do MEF, utilizando o *software* Autodesk Inventor Professional 2013 São Rafael (Califórnia)® com as seguintes dimensões: 15mm de comprimento, 15mm de largura e 15mm de altura, com corticais ósseas variando de 1, 2, 3 e 4mm, conforme Figura 1.

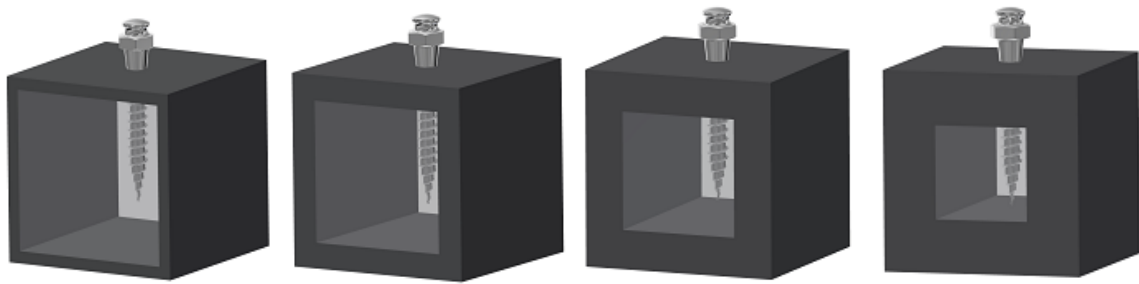


Figura 1: Blocos tridimensionais de osso com diferentes espessuras de corticais: A - 1mm; B – 2mm; C – 3mm e D – 4mm.

Os modelos dos blocos e do mini-implante foram gerados pelos CAD (*Computer Aided Design*) e, transportados para o *software* Inventor® versão 11.3.2, obtendo-se um modelo tridimensional compatível para análise pelo MEF. As malhas dos itens utilizados no estudo basearam-se em elementos tetraédricos de 10 nós com base triangular (Quadro 1).

Quadro 1: Módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais estudados.

Material	Módulo de Elasticidade	Coeficiente de Poisson
Osso Cortical	15000Mpa	0,30
Osso Trabecular	1500Mpa	0,30
Mini-implante	105000Mpa	0,36

A análise pelo MEF foi realizada simulando a instalação do mini-implante em quatro blocos de osso com diferentes espessuras de corticais mantendo-se uma distância de 5mm entre a cortical e a cinta do mini-implante. Na cabeça do mini-implante foi aplicada uma força de 4N com linha de ação de força horizontal simulando uma mecânica ortodôntica de retração (Figura 2).

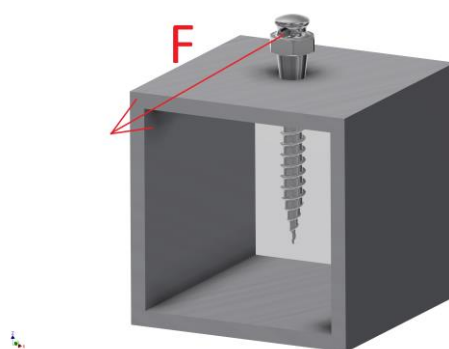


Figura 2: Modelo tridimensional simulando a mecânica ortodôntica de retração com a aplicação de uma força horizontal com 4N.

O *software* Inventor® realizou uma análise comparativa, avaliando os modelos iniciais e os modelos após sofrerem a carga. Após aplicação da força foram avaliadas as regiões de

tensão na cortical óssea e no parafuso. O critério de análise dos resultados foi por Von mises demonstrando diferentes tonalidades de cores que foram comparadas com uma escala de cores que variou de 0 a 25MPa, valor escolhido para todas as simulações tanto para o osso quanto para o parafuso, afim de comparar os grupos com uma mesma escala (Figura 3).

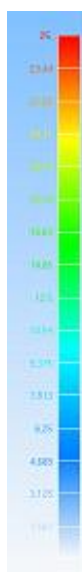


Figura 3: Escala de cores variando de 0 a 25MPa.

5. Artigo Científico 1

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

Avaliação da distribuição de tensão no mini-implante de titânio e no osso com diferentes espessuras corticais pelo método dos elementos finitos.

Carolina Maria Fuck¹, Renata Monteiro Cesnik², Rafael Calixto Salatti³, Roberto Hideo Shimizu⁴.

1- Carolina Maria Fuck

Mestranda e Especialista em Ortondia pela Faculdade ILAPEO

2- Renata Monteiro Cesnik

Mestranda e Especialista em Ortodontia pela Faculdade ILAPEO

3- Rafael Calixto Salatti

Mestrando em Engenharia Mecânica pela UFPR

4- Roberto Hideo Shimizu

Mestre e Doutor pela UNESP

Resumo

O objetivo do estudo foi avaliar se a espessura da cortical óssea influencia na distribuição de tensão sobre o mini-implante e sobre os ossos cortical e trabecular, e se o mini-implante de titânio com 11mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro suporta cargas horizontais de 4N. Para realização do estudo, foram utilizados mini-implantes da marca Neodent® de 11 mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro e quatro blocos de ossos tridimensionais com diferentes espessuras corticais. Os mini-implantes foram submetidos a cargas de 4N no sentido horizontal e a tensão gerada no mini-implante e nas diferentes espessuras de corticais ósseas foram avaliadas a partir do método dos elementos finitos. Os resultados demonstraram que quanto mais espessa a cortical, menor foi a tensão gerada ao longo do mini-implante e que em todas as espessuras de corticais estudadas, as tensões praticamente se dissiparam nas corticais.

Concluiu-se que a espessura da cortical óssea influenciou na distribuição da tensão no mini-implante; a cortical óssea de 1 mm de espessura apresentou maior concentração de tensão na cortical e em nenhuma das quatro espessuras de corticais estudadas, observou-se concentração de tensão no osso trabecular e, finalmente, o mini-implante de titânio com 11mm de comprimento e 1.6 mm de diâmetro suporta cargas de 4N com linha de ação de força horizontal.

Palavras chaves: Procedimentos de ancoragem ortodôntica; Ortodontia; Mini-implante.

Abstract

The aim of the study was to evaluate if the thickness of the cortical bone influences the distribution of tension on the mini-implant and on the cortical and trabecular bones, and if the miniscrews of titanium with 11mm of length and 1.6mm of diameter supports loads horizontal of 4N. For the study, miniscrews of the brand Neodent® 11 mm in length and 1,6 mm in diameter and four blocks of three-dimensional bones with different cortical thicknesses were used. The miniscrews were submitted to loads of 4N in the horizontal direction and the tension generated in the miniscrews and in the different thicknesses of bone cortical were evaluated from the finite element method. The results showed that the thicker the cortical, the lower the tension generated along the miniscrews and that in all the thicknesses of cortical studied, the tensions practically dissipated in the cortical bones. It was concluded that the thickness of the cortical bone influenced the distribution of the tension in the miniscrew; the 1-mm-thick cortical bone presented a higher concentration of tension in the cortical and in none of the four thicknesses of cortical studied, it was observed a concentration of tension in the trabecular bone and, finally, the miniscrew of titanium with 11mm of length and 1.6 mm diameter supports loads of 4N with horizontal force line of action.

Key words: Orthodontic Anchorage Procedures, Orthodontics; Miniscrews

Introdução

A ancoragem desempenha um papel crucial no tratamento ortodôntico. O advento da ancoragem esquelética proporcionou à Ortodontia a possibilidade de movimentações dentárias que antes eram impraticáveis¹. Teve início com a utilização de implantes com finalidade protética, que apesar de serem eficientes, apresentavam diversas dificuldades. As miniplacas surgiram para possibilitar movimentos mais complexos que demandavam maior ancoragem. Porém, apesar de serem um excelente recurso de ancoragem absoluta, possuem limitações quanto aos locais de fixação, realização de dois procedimentos operatórios (instalação e remoção), e elevado custo².

Os mini-implantes apresentam inúmeras vantagens, tais como: baixo custo; facilidade e menor trauma durante a inserção e remoção; possibilidade de carga imediata e promoção de ancoragem suficiente^{1,3,4}. A taxa de sucesso varia de acordo com o local de inserção, idade do paciente, nível e direção da força aplicada e tempo de uso⁵. Pelo fato dos mini-implantes não osseointegrarem totalmente, sua estabilidade depende da superfície de contato em que ele se relaciona com o osso. Desta maneira, sugere-se que quanto mais espessa é a cortical e quanto maior o diâmetro do mini-implante, maior é a sua estabilidade^{3,4,6}.

Os dispositivos extrarradiculares apresentam benefícios frente aos intrarradiculares. Menor risco de dano à raiz do dente, osso mais abundante no local da instalação, possibilitando a inserção de mini-implantes com diâmetros maiores, menor taxa de falha e a necessidade de menos dispositivos instalados para alcançar a correção de má oclusões mais severas⁷. É uma maneira confiável para retrair toda a arcada de forma conservadora, corrigir más oclusões esqueléticas e dentárias severas, sem extrações ou cirurgia ortognática⁸.

A relação entre a carga ortodôntica e a distribuição de tensão no mini-implante deve ser investigada para que se estabeleça um parafuso ideal com um tamanho mínimo e que

possa resistir à cargas ortodônticas⁴. A análise pelo método dos elementos finitos (MEF) é eficaz para investigar estresse nos tecidos ao redor de um mini-implante, pois permite ao investigador modelar um sistema composto de diferentes tecidos/estruturas, atribuindo propriedades aos componentes no sistema e estudando o comportamento do sistema sob cargas e condições definidas⁹. O aumento da tensão no osso e no mini-implante é responsável muitas vezes pela perda da estabilidade e risco de fratura do mini-implante. Neste estudo, modelos tridimensionais de blocos compostos por osso cortical e trabecular e mini-implantes de titânio foram modelados a partir do MEF, afim de avaliar a influência da espessura da cortical óssea na tensão gerada na interface osso-mini-implante sob carga de 4N simulando uma mecânica ortodôntica de retração apoiada à mini-implantes extrarradiculares.

Objetivo Geral

Avaliar, pelo método dos elementos finitos, a distribuição de tensão sobre o mini-implante extrarradicular e sobre o osso, quando aplicada uma força de 4N na direção horizontal, simulando a instalação na região infra-zigomática e na região da linha oblíqua.

Objetivos Específicos

1. Avaliar se a espessura da cortical óssea alterou a tensão gerada no mini-implante;
2. Avaliar se a espessura da cortical óssea alterou a distribuição de tensão no osso cortical e trabecular;
3. Avaliar se o mini-implante de titânio com 11mm de comprimento e 1,6mm de diâmetro suporta cargas horizontais de 4N.

Materiais e Métodos

Para a realização do presente estudo, foi utilizado o mini-implante de 11mm de comprimento por 1,6mm de diâmetro, cinta média da Neodent® (Ref 109.498).

Quatro blocos tridimensionais de osso foram construídos por meio do MEF, utilizando o *software* Autodesk Inventor Professional 2013 [São Rafael \(Califórnia\)](#)® com as seguintes dimensões: 15mm de comprimento, 15mm de largura e 15mm de altura, com corticais ósseas variando de 1, 2, 3 e 4mm, conforme Figura 1.

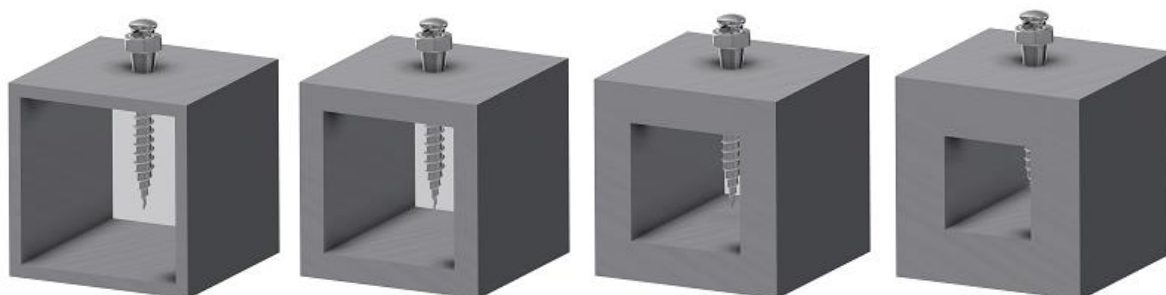


Figura 1: Blocos tridimensionais de osso com diferentes espessuras de corticais: A - 1mm; B – 2mm; C – 3mm e D – 4mm.

Os modelos dos blocos e do mini implante foram gerados pelos CAD (*Computer Aided Design*) e, transportados para o *software* Inventor® versão 11.3.2, obtendo-se um modelo tridimensional compatível para análise pelo MEF. As malhas dos itens utilizados no estudo basearam-se em elementos tetraédricos de 10 nós com base triangular (Quadro 1).

Quadro 1: Módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson dos materiais estudados.

Material	Módulo de Elasticidade	Coeficiente de Poisson
Osso Cortical	15000Mpa	0,30

Osso Trabecular	1500Mpa	0,30
Mini-implante	105000Mpa	0,36

A análise pelo MEF foi realizada simulando a instalação do mini implante em quatro blocos de osso com diferentes espessuras de corticais mantendo-se uma distância de 5mm entre a cortical e a cinta do mini implante. Na cabeça do mini implante foi aplicada uma força de 4N com linha de ação de força horizontal simulando uma mecânica ortodôntica de retração (Figura 2).

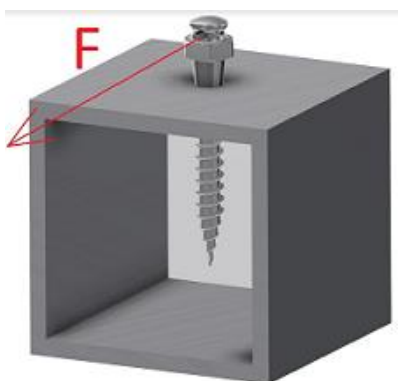


Figura 2: Modelo tridimensional simulando a mecânica ortodôntica de retração com a aplicação de uma força horizontal com 4N.

O *software* Inventor® realizou uma análise comparativa, avaliando os modelos iniciais e os modelos após sofrerem a carga. Após aplicação da força foram avaliadas as regiões de tensão na cortical óssea e no parafuso. O critério de análise dos resultados foi por Von mises demonstrando diferentes tonalidades de cores que foram comparadas com uma escala de cores que variou de 0 a 25MPa, valor escolhido para todas as simulações tanto para o osso quanto para o parafuso, afim de comparar os grupos com uma mesma escala (Figura 3).



Figura 3: Escala de cores variando de 0 a 25MPa.

Resultados

A finalidade do estudo foi avaliar a distribuição de tensão sobre o mini-implante extrarradicular e sobre o osso cortical e medular, simulando a instalação na região infra-zigomática e na linha oblíqua, quando submetida às forças semelhantes àquelas aplicadas em mecânicas ortodônticas.

A aplicação da força foi na cabeça do mini-implante e a direção da linha de ação de força foi horizontal. Em seguida, foi realizada uma análise comparativa das regiões de tensão com uma escala de cor que variou de azul até o vermelho, de acordo com a tensão de escoamento do material em questão.

1. Distribuição de tensão sobre mini-implante:

A seguir, serão apresentadas as distribuições das tensões sobre os mini-implantes de acordo com as espessuras da corticais avaliadas: 1, 2, 3 e 4 milímetros (Figuras 4, 5, 6 e 7).

Na avaliação das tensões quando observada a cortical de 1mm, verificou-se que a região de tensão sobre o mini-implante se estendeu ao longo do parafuso, ultrapassando a cortical óssea. A região de maior tensão observada foi na região do perfil transmucoso e nas primeiras espiras do mini-implante, apresentando cores mais próximas do limite de escoamento do material. Na superfície de contato do mini-implante com a superfície da cortical, nota-se uma discreta região de tensão que atingiu o limite de escoamento—vermelho (Figura 4).

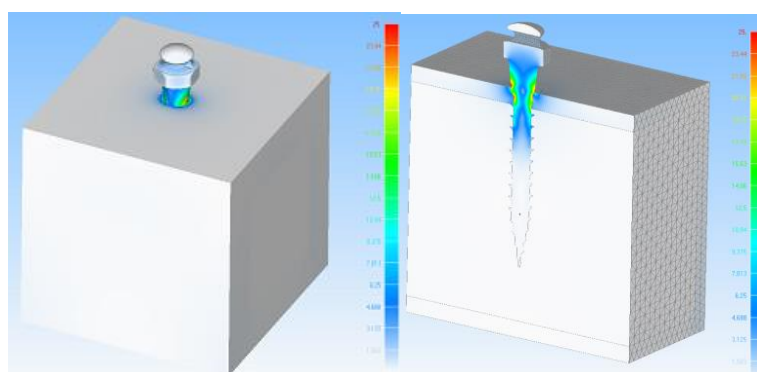


Figura 4: Blocos de osso tridimensional com cortical de 1 milímetro e escala de cores variando de 0 a 25MPa.

Na figura 5, com cortical de espessura de 2 mm, verifica-se que a região de tensão sobre o mini-implante também se estendeu ao longo do parafuso, ultrapassando a cortical óssea, porém, de modo menos significativo na região do osso trabecular quando comparado com o grupo A. A região de maior tensão ficou restrita na região do perfil transmucoso do mini-implante, apresentando cores mais próximas do limite de escoamento do material. Na superfície de contato do mini-implante com a cortical, nota-se uma discreta região de tensão que atingiu o limite de escoamento (vermelho).

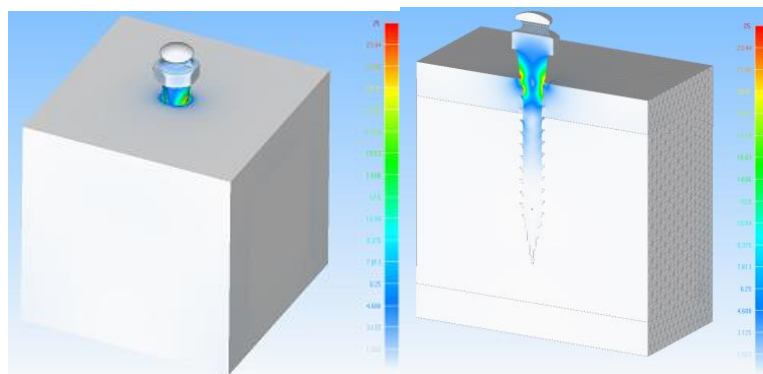


Figura 5: Blocos de osso tridimensional com cortical de 2 milímetros e escala de cores variando de 0 a 25MPa.

Os resultados para o mini-implante inserido em osso cortical de 3 milímetros, mostraram que a região de tensão se estendeu suavemente até a região do osso trabecular. Novamente a região de maior tensão observada foi na região do perfil transmucoso do parafuso, apresentando cores mais próximas do limite de escoamento do material. Na superfície de contato do mini-implante com a cortical, verifica-se uma discreta região de tensão com a cor vermelha denotando que atingiu o limite de escoamento (Figura 6).

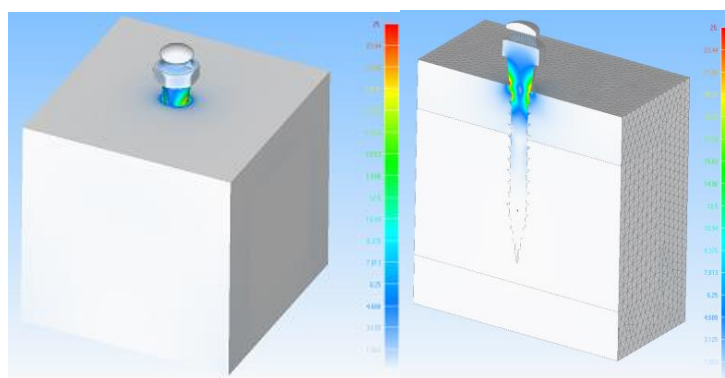


Figura 6: Blocos de osso tridimensional com cortical de 3 milímetros e escala de cores variando de 0 a 25MPa.

Como pode ser visualizado na figura 7, com o osso cortical de 4 milímetros, a região de tensão sobre o mini-implante se restringiu ao osso cortical, não apresentando tensão na região do osso trabecular. A região de maior tensão observada foi na região do perfil transmucoso do parafuso, apresentando cores mais próximas do limite de escoamento do material. Na superfície de contato do mini-implante com a cortical, nota-se uma discreta região de tensão que atingiu o limite de escoamento (vermelho). É possível observar que a região de tensão no osso trabecular diminui gradualmente com o aumento da porção cortical.

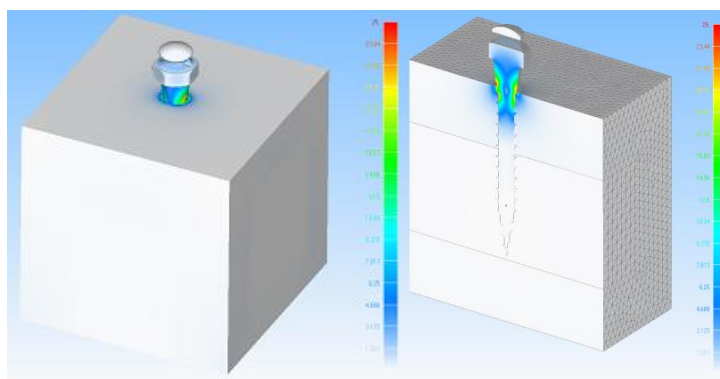


Figura 7: Blocos de osso tridimensional com cortical de 4 milímetros e escala de cores variando de 0 a 25MPa.

2. Distribuição de tensão sobre o osso

O grupo A apresentou maior concentração de tensão na cortical quando comparado ao grupo B, C e D, muito provavelmente pela menor espessura da cortical. Em todas as quatro espessuras de corticais estudadas, praticamente não foi observada concentração de tensão no osso trabecular. A inserção do mini-implante demonstrou boa e equilibrada distribuição de tensões. A espessura da cortical determina a transferência de carga total do mini-implante para o osso, e a densidade de osso trabecular desempenha um papel menor na resistência. A

tensão foi absorvida praticamente em sua totalidade no osso cortical. Foi observada uma discreta tensão na região de inserção do parafuso, mas distante do limite de escoamento do material estudado (Figura 8).

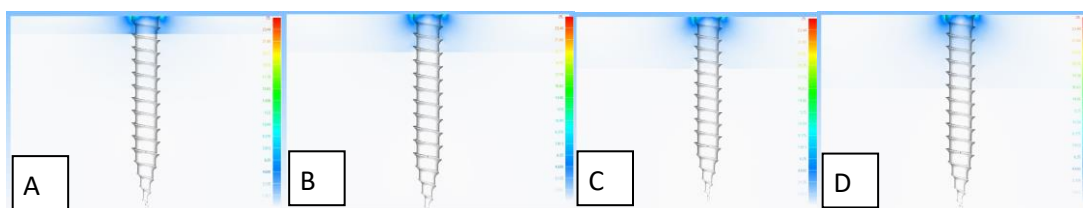


Figura 8: Distribuição de tensões nas diferentes espessuras de corticais A – 1mm; B – 2mm; C – 3mm e D – 4mm.

Discussão

O aumento da tensão no osso e no mini-implante é responsável muitas vezes pela perda da estabilidade e risco de fratura do mini-implante. Neste estudo, modelos tridimensionais de blocos compostos por osso cortical e trabecular e mini-implantes de titânio foram modelados a partir do MEF, afim de avaliar a influência da espessura da cortical óssea na tensão gerada na interface osso-mini-implante sob carga de 4N simulando uma mecânica ortodôntica de retração apoiada à mini-implantes extrarradiculares.

A análise por elementos finitos é um método que oferece abordagem flexível e gerenciável, possibilitando o controle e precisão dos objetos estudados^{4,10}. Embora as suposições incorporadas ao MEF são baseadas em condições clínicas, é bem reconhecido que eles não são idênticos e isto representa algumas limitações do nosso estudo. Primeiro, a simplificação do bloco de osso simulando a crista infrazigomática (grupo A) e diferentes

espessuras de corticais da região de linha oblíqua (*mandibular buccal shelf*) (B, C e D). Além disso, nenhum tecido mole foi simulado, o mini-implante foi implantado no bloco ósseo de forma perfeita, perpendicular à superfície óssea e a interface entre o osso e o mini-implante foi realizada sem atrito. No entanto, sabe-se que é impossível medir tensão com precisão em torno do mini-implante *in vivo*. Assim sendo, independente das limitações inerentes ao estudo, afim de refinar a pesquisa, utilizou-se o mesmo tamanho de malhas para todas as estruturas, evitando o favorecimento de resultados, empregando na simulação elementos tetraédricos de 10 nós e refinando a malha em regiões que tínhamos maior interesse para melhor avaliação das tensões estudadas. O limite de escoamento determinado para nosso teste foi abaixo do limite de escoamento do mini-implante, fornecido pelo fabricante, que é de 881MPa. No presente estudo, foi utilizado 25MPa para que fosse possível visualizar os resultados, pois pela baixa intensidade de tensão gerada, provavelmente não conseguiríamos visualizar os efeitos.

A linha oblíqua se estende bucalmente com quantidade considerável de osso, e essa extensão permite que se insiram mini-implantes em uma orientação paralela aos longos eixos das raízes dos molares^{8,11}. Este tipo de procedimento oferece vantagens clínicas evitando o contato do mini-implante com a raiz durante a inserção e/ou durante a movimentação dentária.

Segundo Chang et al em 2015, o mini-implante ideal para se instalar na região de linha oblíqua é o de aço inoxidável devido a sua alta resistência à torção e fratura, com diâmetro de 2mm e comprimento de 12mm. Afim de avaliar se um mini-implante de titânio com diâmetro de 1,6mm e comprimento de 11mm da marca Neodent® suportaria uma carga de 4N, nosso estudo representou corticais semelhantes a região de crista infrazigomática (aproximadamente 1mm) e a região *mandibular buccal shelf* apresenta de 2 até 6mm dependendo da região avaliada^{11,13,14}. A posição do mini-implante em relação ao bloco de osso no presente estudo

ocorreu perpendicular a superfície do bloco, para melhorar a estabilidade frente a um carregamento ortodôntico, como propuseram Jasmine et al 2012 e Perillo et al 2015, e foi considerado completa com a cabeça do parafuso 5 mm acima do nível do tecido mole, como recomendaram Chang et al em 2015 justificando que desta maneira diminui-se a dificuldade de higienização da região e perda do mini-implante por inflamação. A carga proposta no presente estudo se assemelha àquela utilizada por Chang et al em 2015 e Hsu et al 2017, objetivando assim, realizar um teste com uma força pesada, utilizada em algumas mecânicas ortodônticas.

Quando analisamos os resultados das tensões no mini-implante, observamos que no Grupo A e B, a tensão se estendeu ao longo do parafuso, ultrapassando a cortical óssea, o que não foi observado nos grupos C e D, aqueles que apresentavam corticais mais espessas. Em todas as avaliações a região com maior tensão observada foi a do perfil transmucoso e nas primeiras espiras do mini-implante, apresentando cores mais próximas do limite de escoamento do material. Com uma linha de ação de força horizontal aplicada na cabeça do mini-implante, nota-se que a região de tração (distal do mini-implante) concentrou maior quantidade de tensão quando comparada a região de compressão (mesial do mini-implante). Porém, todas as tensões descritas não atingiram o limite de escoamento dos materiais utilizados e, portanto, não afetaram a resistência do mini-implantes.

Para uma qualidade óssea suficiente para o estudo, os módulos de elasticidade dos ossos corticais e trabeculares foram de 15000MPa e o coeficiente de Poisson de 0,3 para ambos, esses dados se assemelham aos utilizados por Suzuki et al 2011 e Mehrer et al 2012. Marquezan et al 2014 constataram que a espessura do osso cortical poderia ser o fator de maior importância para a estabilidade do mini-implante. A literatura mostra que a espessura do osso cortical deve ser de pelo menos 1 mm para garantir a estabilidade dos mini-implantes^{13,17}. Os resultados do nosso estudo avaliando o osso, foram semelhantes aos de Lin

et al 2013, que mostraram que as maiores tensões foram apontadas no osso cortical em comparação com o osso trabecular. Além disso, os resultados indicaram que a distribuição das tensões no osso para o grupo A apresentou maior concentração quando comparado aos grupos de B, C e D. Em todas as quatro espessuras de corticais estudadas, não foi observada concentração de tensão no osso trabecular. Concordando com os resultados de Jasmine et 2012, a tensão foi absorvida principalmente no osso cortical, e não foi transmitido para o osso trabecular, podendo concluir que, nas espessuras estudadas a carga em sua totalidade foi dissipada na cortical, e o osso trabecular desempenha um papel menor na estabilização do mini-implante. Além disso, o mini-implante posicionado no bloco de osso, demonstrou boa e equilibrada distribuição de tensões.

No entanto, testes mecânicos estáticos e cíclicos, bem como estudos clínicos prospectivos e randomizados devem ser realizados para avaliar a eficiência desses mini-implantes para uso extrarradicular.

Conclusão

1. A espessura da cortical óssea influenciou na distribuição da tensão no mini-implante, quanto mais espessa a cortical, menor foi a tensão gerada ao longo do mini-implante;
2. A cortical óssea de 1 mm de espessura apresentou maior concentração de tensão na cortical. Em nenhuma das quatro espessuras de corticais estudadas, observou-se concentração de tensão no osso trabecular;
3. O mini-implante de titânio com 11mm de comprimento e 1.6 mm de diâmetro suporta cargas de 4N com linha de ação de força horizontal.

Referências

1. Suzuki A, Masuda T, Takahashi I, Deguchi T, Suzuki O, Takano-Yamamoto T. Changes in stress distribution of orthodontic miniscrews and surrounding bone evaluated by 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2011;140(6):e273–80.
2. Araújo TM, Nascimento MHA, Bezerra F, Sobral MC. Ancoragem esquelética em ortodontia com miniimplantes. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2006; 11(4):126-156.
3. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2009;135(5):564.e1-564.e19.
4. Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2012;141(4):468–76.
5. Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod*. 2008;78(1):101–6.
6. Marquezan M, Mattos CT, Sant’Anna EF, De Souza MMG, Maia LC. Does cortical thickness influence the primary stability of miniscrews?: A systematic review and meta-analysis. *Angle Orthod*. 2014;84(6):1093–103.
7. Hsu E, Lin JSY, Yeh HY, Chang C, Roberts WE. Comparison of the Failure Rate for Infra-Zygomatic Bone Screws Placed in Movable Mucosa or Attached Gingiva. *Int J Orthod Implantol*; 2017;47:96-106.
8. Huang C, Chang C, Roberts WE. 3D Cortical Bone Anatomy of the Mandibular Buccal Shelf: a CBCT study to define sites for extra-alveolar bone screws to treat Class III malocclusion. *Int J Orthod Implant*. 2016;41:74–82.
9. Geramy A. Stresses around a miniscrew. 3-D analysis with the finite element method (FEM). *Aust Orthod J*. 2009;25(2):104–9.
10. Jasmine MIF, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2012;141(1):71–80.
11. Nucera R, Giudice A Lo, Bellocchio AM, Spinuzza P, Caprioglio A, Perillo L, et al. Bone and cortical bone thickness of mandibular buccal shelf for mini-screw insertion in adults. *Angle Orthod*. 2017;87(5):745–51.
12. Chang C, Liu SSY, Roberts WE. Primary failure rate for 1680 extra-alveolar mandibular buccal shelf mini-screws placed in movable mucosa or attached gingiva. *Angle Orthod*. 2015;85(6):905–10.
13. Holmes PB, Wolf BJ, Zhou J. A CBCT atlas of buccal cortical bone thickness in interradicular spaces. *Angle Orthod*. 2015;85(6):911–9.
14. Elshebiny T, Palomo JM, Baumgaertel S. Anatomic assessment of the mandibular buccal

- shelf for miniscrew insertion in white patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2018;153(4):505–11.
15. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A, Karimi H, Cozzani M. Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. *Eur J Orthod*. 2015;37(1):56–9.
 16. Meher AH, Shrivastav SS, Vibhute PJ, Hazarey P V. Deflection and stress distribution around mini-screw implants: A finite element investigation into the effect of cortical bone thickness, force magnitude and direction. *J Orthod*; 2012;39(4):249–55.
 17. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(1):13–8.
 18. Lin TS, Tsai F De, Chen CY, Lin LW. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2013;143(2):182–9.

6. Referências

1. Suzuki A, Masuda T, Takahashi I, Deguchi T, Suzuki O, Takano-Yamamoto T. Changes in stress distribution of orthodontic miniscrews and surrounding bone evaluated by 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2011;140(6):e273–80.
2. Araújo TM, Nascimento MHA, Bezerra F, Sobral MC. Ancoragem esquelética em ortodontia com miniimplantes. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2006; 11(4):126-156.
3. Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: A systematic review of the literature. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2009;135(5):564.e1-564.e19.
4. Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2012;141(4):468–76.
5. Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod*. 2008;78(1):101–6.
6. Marquezan M, Mattos CT, Sant’Anna EF, De Souza MMG, Maia LC. Does cortical thickness influence the primary stability of miniscrews?: A systematic review and meta-analysis. *Angle Orthod*. 2014;84(6):1093–103.
7. Hsu E, Lin JSY, Yeh HY, Chang C, Roberts WE. Comparison of the Failure Rate for Infra-Zygomatic Bone Screws Placed in Movable Mucosa or Attached Gingiva. *Int J Orthod Implantol*; 2017;47:96-106.
8. Huang C, Chang C, Roberts WE. 3D Cortical Bone Anatomy of the Mandibular Buccal Shelf: a CBCT study to define sites for extra-alveolar bone screws to treat Class III malocclusion. *Int J Orthod Implant*. 2016;41:74–82.
9. Geramy A. Stresses around a miniscrew. 3-D analysis with the finite element method (FEM). *Aust Orthod J*. 2009;25(2):104–9
10. Chen YJ, Chang HH, Huang CY, Hung HC, Lai EHH, Yao CCJ. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(6):768–75.
11. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(1):13–8.
12. Jasmine MIF, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: A 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2012;141(1):71–80.
13. Meher AH, Shrivastav SS, Vibhute PJ, Hazarey P V. Deflection and stress distribution around mini-screw implants: A finite element investigation into the effect of cortical bone thickness, force magnitude and direction. *J Orthod*; 2012;39(4):249–55.

14. Lin TS, Tsai F De, Chen CY, Lin LW. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2013;143(2):182–9.
15. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A, Karimi H, Cozzani M. Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. *Eur J Orthod*. 2015;37(1):56–9.
16. Chang C, Liu SSY, Roberts WE. Primary failure rate for 1680 extra-alveolar mandibular buccal shelf mini-screws placed in movable mucosa or attached gingiva. *Angle Orthod*. 2015;85(6):905–10.
17. Holmes PB, Wolf BJ, Zhou J. A CBCT atlas of buccal cortical bone thickness in interradicular spaces. *Angle Orthod*. 2015;85(6):911–9.
18. Almeida MR, Almeida RR, Chang C. Biomecânica do tratamento compensatório da má oclusão de Classe III utilizando ancoragem esquelética extra-alveolar. *Revista Clínica de Ortodontia Dental Press*. 2016; 15(2):p74-86.
19. Hong S Bin, Kusnoto B, Kim EJ, Begole EA, Hwang HS, Lim HJ. Prognostic factors associated with the success rates of posterior orthodontic miniscrew implants: A subgroup meta-analysis. *Korean J Orthod*. 2016;46(2):111–26.
20. Park M, Na Y, Park M, Ahn J. Biomechanical analysis of distalization of mandibular molars by placing a mini-plate: A finite element study. *Korean J Orthod*. 2017;47(5):289–97.
21. Nucera R, Giudice A Lo, Bellocchio AM, Spinuzza P, Caprioglio A, Perillo L, et al. Bone and cortical bone thickness of mandibular buccal shelf for mini-screw insertion in adults. *Angle Orthod*. 2017;87(5):745–51.
22. Elshebiny T, Palomo JM, Baumgaertel S. Anatomic assessment of the mandibular buccal shelf for miniscrew insertion in white patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2018;153(4):505–11.

7. Apêndice

Artigo Científico 2

O artigo foi formatado de acordo com as normas da revista Ortodontia SPO

Desprogramação neuromuscular da mandíbula e tratamento
ortodôntico/cirúrgico do excesso vertical esquelético : Relato de Caso Clínico.

Carolina Maria Fuck¹, Afonso Monteiro², Roberto Hideo Shimizu³, Davani Latarullo Costa⁴,
Augusto Andrighetto⁵

1- Carolina Maria Fuck

Especialista em Ortodontia pela Faculdade Ilapeo/Curitiba; Mestranda em Odontologia, área de concentração Ortodontia pela Faculdade Ilapeo

2- Afonso Monteiro

Especialista em Implantodontia pela São Leopoldo Mandic/Campinas; Especialista em Ortodontia pela Universidade Tuiuti do Paraná/Curitiba; Mestrando em Odontologia, área de concentração Ortodontia pela Faculdade Ilapeo

3- Roberto Hideo Shimizu

Mestre e Doutor em Ortodontia pela Unesp/Araraquara;

4- Davani Latarullo Costa

Especialista em Cirurgia e Traumatologia BucoMaxiloFacial - UFPR

Especialista em Anatomia Cirúrgica da Face - ICB- USP

5- Augusto Andrighetto

Mestre e Doutor em Ortodontia pela USP/São Paulo;

Autor correspondente:

Augusto Andrighetto

Rua Jacarezinho 656 Mercês

80710-150 +55 41 35956000

Resumo

A Disfunção Temporomandibular (DTM) é caracterizada por um conjunto de sinais e sintomas, dentre os quais estão: dor na musculatura mastigatória, dificuldade de realizar os movimentos mandibulares, ruídos articulares e sintomas auditivos. O número de sinais e sintomas e a intensidade destes pode variar, porém sintomas isolados não são suficientes para caracterizar o paciente como portador de DTM. A dor é a razão mais comum para a busca de tratamento e muitas vezes é relatada como associada à função mandibular. No presente estudo, será relatado um caso de tratamento de classe I, com excesso vertical, por meio de cirurgia ortognática de paciente que procurou à Faculdade Ilapeo devido a dor intensa causada por DTM, sendo necessário a utilização de dispositivo intra oral para desprogramação neuromuscular mandibular.

Palavras Chaves: Síndrome da Disfunção da Articulação Temporomandibular, Cirurgia Ortognática, Ortodontia

Abstract

Temporomandibular Dysfunction (TMD) is characterized by a set of signs and symptoms, among which are: pain in the masticatory muscles, difficulty in performing mandibular movements, articular noise and auditory symptoms. The number of signs and symptoms and the intensity of these can vary, but isolated symptoms are not enough to characterize the patient as having TMD. Pain is the most common reason for seeking treatment and is often reported to be associated with mandibular function. In the present study, a case of class I treatment will be reported through orthognathic surgery of a patient who came to Ilapeo College due to severe pain caused by TMD, requiring the use of intraoral devices for mandibular neuromuscular deprogramming.

Key words: Temporomandibular Joint Dysfunction Syndrome, Orthognathic Surgery, Orthodontics

Introdução

A articulação temporomandibular, associada aos músculos mastigatórios é responsável pelos movimentos mandibulares, e é considerada a mais complexa das articulações^{1,2}.

Sendo assim, condições de desequilíbrio podem resultar em quadros de disfunção, relacionado a um conjunto clínico de sinais e sintomas envolvendo os músculos mastigatórios, a própria articulação e estruturas associadas^{3,4}.

Recentemente, muitas teorias sobre o desenvolvimento das disfunções temporomandibulares (DTMs) têm sido questionadas, entretanto, já se sabe que sua etiologia é multifatorial, podendo ser originados por desequilíbrios psicológicos (estresse e ansiedade), hábitos parafuncionais (bruxismo e apertamento dentário), desajustes oclusais (desalinhamento e desnivelamento de elementos dentários) ou deformidades no disco articular. Tais fatores podem estar associados à ocorrência de inflamações articulares, danos e dores musculares ou espasmos⁵.

Entretanto é necessário um diagnóstico diferencial da dor orofacial para uma adequada elucidação do problema, embasado em exames clínicos e complementares, pois existem transtornos dolorosos da face que simulam uma DTM. A dor pulpar aguda, por exemplo, pode ocasionar sintomas como dor na região da ATM e ouvido⁶. (6)

Autores afirmam que a oclusão dentária anormal tende a ocorrer igualmente em pessoas com e sem sintomas de DTM^{7,8}, outros assumem que a oclusão normal não melhora, necessariamente, os sinais e sintomas desta disfunção^{9,10}.

Nesse sentido, alguns estudos têm verificado o impacto do tratamento ortodôntico-cirúrgico das deformidades dentofaciais na modificação dos sinais e sintomas de DTM entre outros aspectos observaram que a mudança do posicionamento condilar leva a mudanças nas

superfícies articulares como anteriorização do côndilo e deslocamento condilar posterior^{11,12,13,14}.

Diante do exposto, o objetivo da apresentação deste caso clínico foi relatar os resultados obtidos com a desprogramação neuromuscular mandibular previamente a cirurgia ortognática em paciente adulta do sexo feminino, com excesso vertical esquelético.

Relato de Caso

Paciente do gênero feminino, 26 anos, se apresentou para avaliação ortodôntica com queixa de dor na articulação temporomandibular e abertura bucal limitada. Paciente já havia sido exposta a um tratamento ortodôntico visando a correção da má oclusão “camuflando” a deformidade esquelética.



Figura 1 Fotos Iniciais Extra e Intrabucais

A telerradiografia de perfil apresenta grandezas cefalométricas como, $SNA=82^\circ$, $SNB=83^\circ$ e $Witt's=-5^\circ$ evidenciando uma leve Classe III esquelética, os incisivos superiores encontravam-se projetados, com 34° e 11mm em relação à linha NA, enquanto que os

inferiores apresentaram-se bem posicionados em relação à linha NB, com 24° e 6mm e IMPA de 86°. Na análise vertical, a paciente se apresenta excesso vertical, evidenciados pelas medidas de SNGoGn 37 °, FMA 31 ° e AFAi de 69mm (FIGURA 2).



Figura 2 Terradiografia de perfil inicial

No exame funcional da oclusão, demonstrou resistência moderada a manipulação mandibular, sintomatologia dolorosa do lado direito e esquerdo, abertura máxima com desvio, interferências oclusais presentes nos molares direito, estalidos presentes na ATM direita e esquerda, guia anterior somente pelos dentes 11 e 41 e desocclusão lateral em grupo.

O plano de tratamento proposto foi o uso de placa para desprogramação neuromuscular e posterior tratamento orto/cirúrgico com extração dos primeiros pré-molares superiores para aumentar o movimento cirúrgico e melhorar posicionamento radicular dos incisivos superiores no osso. Na montagem em articulador após manipulação, pode-se notar um contato prematuro na região de segundo pré-molar esquerdo superior e inferior. (FIGURA 3).

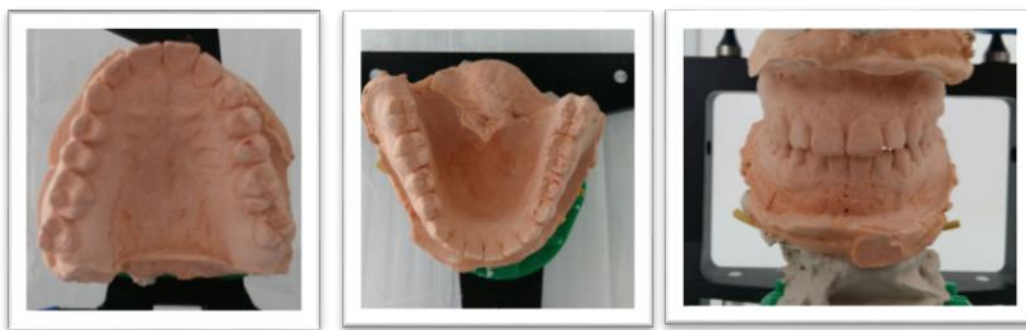


Figura 3 Montagem em articulador

A desprogramação neuromuscular se deu com o uso contínuo de placa miorrelaxante na arcada superior com ajustes mensais. Durante os ajustes, foram eliminadas todas as interferências oclusais existentes até que se obtivessem contatos equilibrados e guias de lateralidade e protrusão ideais. O protocolo de uso foi realizado por 8 meses até que a desprogramação neuromuscular e a estabilidade mandibular fossem confirmadas e clinicamente não apresentasse resistência a manipulação e estabilidade nos pontos de contato. Após o término da desprogramação, a paciente se encontrou em um quadro sem sintomatologia dolorosa, maior amplitude de abertura bucal e aumento da altura facial anterior inferior(AFAi). (FIGURA 4)





Figura 4 Fotos Extra e Intrabucais e Telerradiografia de perfil pós desprogramação

Após término da desprogramação, foi instalada aparatologia fixa com braquetes autoligáveis prescrição Roth (In-Ovation - GAC®), com slot 0,022” e início da fase de alinhamento e nivelamento. A paciente foi encaminhada para exodontia dos primeiros pré-molares superiores direito e esquerdo e com o auxílio de arco dupla chave ocorreu o fechamento de espaços afim de gerar maior amplitude no movimento cirúrgico e um melhor posicionamento dos incisivos superiores na base óssea. (FIGURA 5)





Figura 5 Fotos e Telerradiografia de perfil pré-cirúrgica

O planejamento cirúrgico realizado pelo cirurgião bucomaxilofacial foi de um avanço de 3mm de maxila mais impacção de 5mm com deslocamento de 1,5mm para a esquerda e correção YAW como descrito na figura 6.

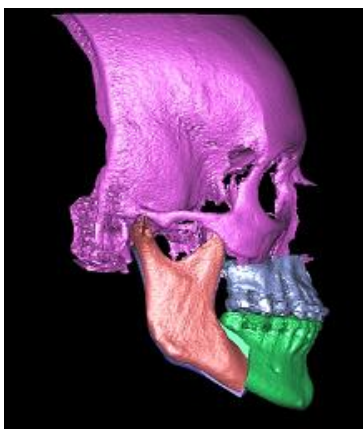


Figura 6 Planejamento cirúrgico virtual

Após cirurgia ortognática a paciente apresentou bom relacionamento entre as bases ósseas, terço inferior da face diminuído e bom engrenamento dentário com caninos em Classe I e molares em Classe II, o que já era previsto devido à exodontia dos primeiros pré-molares superiores. (FIGURA 7)



Figura 7 Fotos e telerradiografia final

Discussão

O tratamento da Classe III esquelética é realizado prioritariamente de duas maneiras, pela compensação dentária ou pelo tratamento ortodôntico-cirúrgico¹⁶. No caso clínico relatado acima, o tratamento ortodôntico-cirúrgico foi proposto devido a paciente apresentar um excesso vertical com ausência de selamento labial e exposição gengival e tendência a

Classe III. Martins em 2000, definiu que o termo Disfunção Temporomandibular (DTM) abrange uma variedade de problemas clínicos que envolvem a musculatura mastigatória e/ou a Articulação Temporomandibular (ATM), apresentando uma série de características comuns, sendo a principal a dor. Geralmente esta localizada nos músculos mastigatórios, na ATM e/ou área pré-auricular. Além da dor, os pacientes podem apresentar ruídos articulares e limitações de movimentos mandibulares, assim como nossa paciente relatada.

Atualmente, já se reconhece que os pacientes devem ser avaliados em relação cêntrica para revelar discrepâncias dentoesqueléticas reais para que se realize um correto diagnóstico e plano de tratamento¹⁷. A desprogramação neuromuscular é realizada com o objetivo de conseguir um diagnóstico ortodôntico com a mandíbula em relação cêntrica, como proposto na filosofia de Roth (1981).

No caso clínico descrito acima, a queixa principal da paciente era dor muscular e limitação na abertura bucal, além de apresentar resistência a manipulação e contatos prematuros. A desprogramação neuromuscular foi proposta para evidenciar a má oclusão da paciente em uma relação cêntrica da mandíbula, e afim de diminuir a queixa dolorosa e aumentando a amplitude de abertura bucal. Após 8 meses de tratamento com placa, a paciente apresentou melhora de todas as queixas iniciais. Desta maneira, o plano de tratamento ortodôntico cirúrgico se deu com a mandíbula em seu melhor posicionamento.

A cirurgia ortognática foi realizada após o fechamento dos espaços gerados pela exodontia dos primeiros pré-molares superiores obtendo desta maneira um melhor posicionamento dos dentes anteriores na base óssea. As movimentações cirúrgicas realizadas foram: impacção total de maxila de 5mm e avanço de 3mm, deslocamento lateral para lado esquerdo de 1.5mm, osteotomia Le Fort I, na mandíbula, avanço de 3mm acompanhado de giro sentido anti-horário osteotomia sagital oblíqua bilateral. Não houve necessidade de

mentoplastia devido ao giro mandibular no sentido anti-horário o que proporcionou melhor posicionamento ântero-posterior de mento. O giro anti-horário do complexo maxilo – mandibular proporciona estabilidade oclusal de longo prazo combinado com a harmonia facial para o caso proposto.

Paciente em acompanhamento pós operatório de 01 ano sem queixas algicas e refere boa adaptação ao perfil facial pós-cirúrgico.

Conclusão

- 1- A desprogramação neuromuscular levou a uma posição reproduzível e estável da mandíbula, evidenciando as interferências oclusais ao mesmo tempo que eliminou a dor e proporcionou maior abertura bucal para a paciente.
- 2- O tratamento ortodôntico/cirúrgico proporcionou correção do excesso vertical esquelético, melhorando os parâmetros estéticos e funcionais.

Referências

- 1- Anelli-Bastos W, Oliveira MFR. Atuação fonoaudiológica na disfunção temporomandibular. In: Lopes Filho O, editor. Tratado de fonoaudiologia. 2a ed. Ribeirão Preto: Tecmedd; 2005. p. 755-65.
- 2- Zemlin WR. Articulação. In: Zemlin WR. Princípios de anatomia e fisiologia em fonoaudiologia. 4a ed. Porto Alegre: Artmed; 2000. p. 215- 335.
- 3- Bianchini EMG. Articulação temporomandibular e fonoaudiologia. In: Ferreira LP, Befi-Lopes DM, Limongi SCO, organizadores. Tratado de fonoaudiologia. São Paulo:

- Roca; 2004. p. 315-29.
- 4- De Oliveira AS, Dias EM, Contato RG, Berzin F. Prevalence study of signs and symptoms of temporomandibular disorder in Brazilian college students. *Braz Oral Res.* 2006;20(1):3-7.
 - 5- Buescher JJ. Temporomandibular joint disorders. *Am Fam Physician.* 2007;76(10):1477-82. Review.
 - 6- Liporaci Júnior., JLJ. et al. Diagnóstico diferencial em dor orofacial. **Stoma**, Lisboa, n. 70, p. 4-8, jan./mar. 2004.
 - 7- Dworkin SF, Huggins KH, Leresche L, Von Korff M, Howard J, Truelove E, Sommers E. Epidemiology of signs and symptoms in temporomandibular disorders: clinical signs in cases and controls. *J Am Dent Assoc.* 1990;120(3):273-81.
 - 8- Mcnamara JA Jr, Seligman DA, Okeson JP. Occlusion, orthodontic treatment, and temporomandibular disorders: a review. *J Orofac Pain.* 1995;9(1):73-90.
 - 9- Al-Ani MZ, Davies SJ, Gray RJ, Sloan P, Glenny AM. Stabilisation splint therapy for temporomandibular pain dysfunction syndrome. *Cochrane Database Syst Rev.* 2004;(1):CD002778. Review.
 - 10- Koh H, Robinson PG. Occlusal adjustment for treating and preventing temporomandibular joint disorders. *J Oral Rehabil.* 2004;31(4):287-92. Review.
 - 11- Aoyama S, Kino K, Kobayashi J, Yoshimasu H, Amagasa T. Clinical evaluation of the temporomandibular joint following orthognathic surgery- -multiple logistic regression analysis. *J Med Dent Sci.* 2005;52(2):109-14.
 - 12- Pahkala RH, Kellokoski JK. Surgical-orthodontic treatment and patients' functional and psychosocial well-being. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(2):158-64.
 - 13- Panula K, Somppi M, Finne K, Oikarinen K. Effects of orthognathic surgery on temporomandibular joint dysfunction. A controlled prospective 4-year follow-up

- study. Int J Oral Maxillofac Surg. 2000;29(3):183-7.
- 14- Ellis III E.; Hinton, RJ. Histologic examination of the temporomandibular joint after mandibular advancement with and without rigid fixation: an experimental investigation in adult macaca mulatta. J Oral Maxillofac Surg, Philadelphia, v. 49, p. 1316-1327, 1991.
- 15- Martins DR. Avaliação das disfunções temporomandibulares no exame ortodôntico inicial. R. Dental Press Ortod. Ortop Facial, Maringá, v.5, p. 12-16, jan/fev 2000.
- 16- Gonçalves RC, Santos-Pinto A, Gonçalves JR, Ravelli DB. Tratamento ortodôntico cirúrgico da Classe III com deficiência maxilar. Ortodontia SPO. v.3, p. 209-215, 2007.
- 17- Janson G; Marassi C; Cruz KS; Henriques JFC; Freitas MR. Racionalização dos procedimentos para diagnóstico ortodôntico em relação cêntrica. R. Dental Press Ortod Ortop Facial, Maringá, v.8, p. 139-155, set/out 2003.

8. Anexo

Link para as normas do artigo científico 1:

<http://www.dentalpresspub.com/br/dpjo/normas>

Link para as normas do artigo científico 2:

<http://www.ortociencia.com.br/NormasDePublicacao>