

Carlos Alberto de Moraes Vieira

Miniparafusos Ortodônticos Aplicados em Tratamentos de Deformidades Dentofaciais

Orthodontic Miniscrews Applied in Treatments of
Dentofacial Deformities

Tese apresentada à Faculdade
de Odontologia da Universidade
Federal de Uberlândia, para obtenção
do Título de Doutor em Odontologia na
Área de Clínica Odontológica
Integrada.

Uberlândia, 2021

Carlos Alberto de Moraes Vieira

Miniparafusos Ortodônticos Aplicados em Tratamentos de Deformidades Dentofaciais

Orthodontic Miniscrews Applied in Treatments of Dentofacial Deformities

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Doutor em Odontologia, Área de Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Darceny Zanetta Barbosa

Banca examinadora:

Prof. Dr. Darceny Zanetta Barbosa

Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Prof. Dr. Célio Jesus do Prado

Prof. Dra. Viviane Curi

Prof. Dra. Taís Alves dos Reis

Uberlândia, 2021



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia
Av. Pará, 1720, Bloco 4L, Anexo B, Sala 35 - Bairro Umarama, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
Telefone: (34) 3225-8115/8108 - www.ppgoufu.com - copod@umarama.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Odontologia				
Defesa de:	Tese Doutorado, número , PPGODONTO				
Data:	Vinte de Janeiro de Dois Mil e Vinte Um	Hora de início:	14:00	Hora de encerramento:	18:37
Matrícula do Discente:	11613ODO015				
Nome do Discente:	Carlos Alberto de Moraes Vieira				
Título do Trabalho:	Mini-parafusos ortodônticos aplicados em tratamentos de deformidades dento-faciais				
Área de concentração:	Clínica Odontológica Integrada				
Linha de pesquisa:	Biomecânica Aplicada à Odontologia				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Biomecânica Aplicada à Odontologia				

Reuniu-se em Web Conferência pela plataforma MConf - RNP, em conformidade com a PORTARIA Nº 36, DE 19 DE MARÇO DE 2020 da COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - CAPES, pela Universidade Federal de Uberlândia, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Odontologia, assim composta: Professores Doutores: Célio Jesus do Prado (UFU); Cleudmar Amaral de Araújo (UFU); Viviane Curi (FAIPE); Taís Alves dos Reis (FPM); Darceny Zanetta Barbosa (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Darceny Zanetta Barbosa, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Darceny Zanetta Barbosa, Professor(a) do Magistério Superior**, em 20/01/2021, às 18:40, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Taís Alves dos Reis, Usuário Externo**, em 20/01/2021, às 18:41, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Celio Jesus do Prado, Professor(a) do Magistério Superior**, em 20/01/2021, às 18:42, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Cleudmar Amaral de Araujo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 20/01/2021, às 18:46, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Viviane Curi, Usuário Externo**, em 20/01/2021, às 18:50, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2494799** e o código CRC **5ABC7826**.

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

V658m Vieira, Carlos Alberto de Moraes, 1965
2021 Miniparafusos ortodônticos aplicados em tratamentos de
deformidades dentofaciais = orthodontic miniscrews applied in
treatments of dentofacial deformities [recurso eletrônico] / Carlos
Alberto de Moraes Vieira. - 2021.

Orientador: Darceny Zanetta Barbosa.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa
de Pós-Graduação em Odontologia.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2021.5002>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Odontologia. I. Barbosa, Darceny Zanetta, 1962, (Orient.). II.
Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
Odontologia. III. Título.

CDU:616.314

Angela Aparecida Vicentini Tzi Tziboy – CRB-6/947

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a Deus, nosso Pai
Espiritual que nos guia pelos caminhos que
devemos traçar. À minha família – e a todos
que de forma direta ou indireta participaram
deste.

AGRADECIMENTOS

À Deus, força superior e divina.

Aos meus pais, que com o maior amor do mundo sempre me apoiaram nas minhas decisões. Minha gratidão e amor eternos. Em especial ao meu pai, Alexandre Zanotti Scardua-Alexandrino Vieira (in memoriam), exemplo de que a dedicação aos estudos nos faz sobrepor às dificuldades da vida.

À minha esposa, Renata, que pacientemente apoiou-me nessa jornada. Minha companheira para as horas boas e outras não tão boas. Minha gratidão e amor eternos.

Às minhas filhas, Larissa e Beatriz, amor maior e infinito. Obrigado. Que este meu trabalho sirva de exemplo a vocês continuarem buscando seus sonhos.

Aos meus irmãos, Jefferson e Analúcia, que também são minha referência.

À minha segunda família, aquela que o coração escolheu: meu sogro e sogra, Abdulkarim e Márcia, é um privilégio saber que posso contar com vocês.

Ao Dr. Chris Chang que foi o inspirador deste trabalho.

Aos amigos Rogério e Jaluza Borsatto pelo apoio e incentivo.

Aos demais familiares e amigos.

Ao Professor Dr. Darceny Zanetta Barbosa meus sinceros agradecimentos pelos ensinamentos constantes, e orientação. Acompanhando-me nesta jornada, aconselhando nos rumos a seguir, na motivação e no meu desempenho.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, ao Programa de Pós-Graduação, ao CPBio, em especial às secretárias Graça e Brenda, ao John, ao Professor Dr. Carlos Soares, ao amigo Prof. Dr. Marcelo Caetano Parreira e aos colegas Francielle Pires, Lucas Pimentel, Marcelo Garcia Jr, Vinicius Andrade, Marcília Guimarães, Cleiton Camilo Jr, Thiago G Cardoso, Prof. Dra. Rosângela Damis Rodrigues, Prof. Dr. Wallisen Hattori, à Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, ao Laboratório de projetos mecânicos e ao CINTESP.Br.

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo meus sinceros agradecimentos, pois desde o início embarcou comigo nesta jornada, fostes o meu norte em momentos cruciais. És de uma determinação ímpar, e um grande apoio.

EPÍGRAFE

*“Aqueles que estão apaixonados
pela prática sem a ciência são iguais ao piloto que
navega sem leme ou bússola e nunca tem a certeza
para onde vai. A prática deve estar sempre baseada
em um perfeito conhecimento da teoria.”*

Leonardo da Vinci

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

CAPÍTULO 1 – ARTIGO 1

CAPÍTULO 2 – ARTIGO 2

CAPÍTULO 3 – ARTIGO 3

CAPÍTULO 4 – ARTIGO 4

CAPÍTULO 5 – ARTIGO 5

CONSIDERAÇÕES FINAIS

REFERÊNCIAS

ANEXOS

RESUMO

Em um tratamento ortodôntico, vários são os fatores que podem influenciar em seu prognóstico, dentre os quais destaca-se a ancoragem, que, em geral, é um desafio para os ortodontistas. Miniparafusos compreendem uma das principais inovações e avanço tecnológico na prática clínica ortodôntica, pois possuem a capacidade de realizar uma ancoragem absoluta. Existe, atualmente, disponível no mercado nacional e internacional uma série de miniparafusos, com diferentes formas e tamanhos, feitos de liga de titânio, e de aço. Atualmente, alguns tipos de deformidades podem ser tratados por meio de ancoragens esqueléticas utilizando miniparafusos ortodônticos em estruturas ósseas corticais mais espessas e em posições extra-alveolares. Muitas vezes, representam uma boa alternativa às miniplacas. No entanto, este tipo de ancoragem exige a aplicação de forças relativamente altas, comparativamente, a outros tipos de tratamentos ortodônticos, associado a torques de inserção em diferentes angulações. Estas associações, em geral, podem levar a falha do miniparafuso. Portanto, o entendimento da biomecânica deste tipo de fixação extra-alveolar pode definir o projeto de miniparafusos otimizados para um efetivo tratamento de deformidades por meio de ancoragens esqueléticas. O objetivo deste trabalho é projetar um miniparafuso ortodôntico otimizado, avaliando e comparando a biomecânica de inserção por meio de miniparafusos de aço e titânio, normalmente utilizados para ancoragem extra-alveolar, observando a real capacidade de suportar as forças e torques gerados na inserção óssea extra-alveolar para a terapêutica da retração total do complexo dento-alveolar inferior e superior, uma vez que, miniparafusos de titânio não são projetados e fabricados para tal, não suportando bem a estas inserções. Foram realizados: 1) Ensaio “In Vitro” em mandíbulas de porco comparando a inserção de miniparafusos de aço inoxidável (padrão ouro) e titânio (2,0 x 12 mm), avaliando também miniparafusos com diâmetro e comprimento menores; 2) Análise da resistência de miniparafusos de aço inoxidável e titânio por meio da inserção em diferentes angulações em osso cortical de alta densidade (blocos sintéticos); 3) Modelagem numérica por elementos finitos visando avaliar a resistência de miniparafusos de aço e titânio convencionais (Modelo

Dr. Chang) e processo de otimização com diferentes modelos de miniparafusos propostos para fixação extra-alveolar; 4) Aplicabilidade de miniparafusos de aço inoxidável (padrão ouro) em posição extra-alveolar em tratamentos de classe II - Retração total da maxila; 5) Aplicabilidade de miniparafusos de aço inoxidável (padrão ouro) em posição extra-alveolar em tratamentos de classe III - Retração total da mandíbula. O desenvolvimento de um novo modelo de miniparafuso visa reduzir as falhas estruturais, reduzindo custos com maior conforto e reabilitação em um menor tempo para tratamentos de deformidades com o uso de inserção extra-alveolar.

Palavras-chaves: Inserção Extra-Alveolar, Ortodontia, Miniparafusos ortodônticos, Deformidades Dentofaciais

ABSTRACT

In an orthodontic treatment, there are several factors that can influence your prognosis, among which anchorage, which in general is a challenge for orthodontists, stands out. Miniscrews comprise one of the main innovations and technological advances in orthodontic clinical practice because they have the ability to perform absolute anchorage. There are currently available in the national and international market a series of miniscrews, with different shapes and sizes, made of titanium alloy, and steel. Currently, some types of deformities can be treated by skeletal anchorage using orthodontic miniscrews on thicker cortical bone structures and in extra-alveolar positions. Often, they represent a good alternative to miniplates. However, this type of anchorage requires the application of relatively high forces compared to other types of orthodontic treatment, associated with insertion torques at different angulations. These associations, in general, can lead to miniscrew failure. Therefore, an understanding of the biomechanics of this type of extra-alveolar fixation can define the design of miniscrews optimized for an effective treatment of deformities by means of skeletal anchorage. The aim of this work is to evaluate and compare steel and titanium miniscrews, normally used for extra-alveolar anchorage, observing the real capacity to support the forces and torques generated in the extra-alveolar bone insertion for the therapy of total retraction of the inferior and superior dento-alveolar complex, since titanium miniscrews are not designed and manufactured for this purpose, not supporting well these insertions, as well as to design an optimized orthodontic miniscrew. The following tests were performed: 1) "In Vitro" tests on pig mandibles comparing the insertion of stainless steel (gold standard) and titanium (2.0 x 12 mm) mini screws, also evaluating miniscrews with smaller diameter and length; 2) Strength analysis of stainless steel and titanium miniscrews by means of insertion in different angles in high density cortical bone (synthetic blocks); 3) Numerical modeling by finite elements aiming to evaluate the resistance of conventional steel and titanium miniscrews (Dr. Chang model) and optimization process with different miniscrew models proposed for extra-alveolar fixation; 4) Applicability of stainless steel miniscrews (gold standard) in extra-alveolar position in class II treatments - Total maxillary retraction; 5) Applicability of stainless steel miniscrews (gold standard) in extra-alveolar position in class III treatments - Total mandible retraction. The development of a new miniscrew model aims to reduce structural failures, reducing costs with greater comfort and rehabilitation in a shorter time for treatments of deformities with the use of extra-alveolar insertion.

Keywords: Extra-Alveolar Insertion, Orthodontics, Orthodontic Miniscrews, Dentofacial Deformities.

INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

Em um tratamento ortodôntico, vários são os fatores que podem influenciar o prognóstico, dentre os quais destaca-se a ancoragem, que, em geral, é um desafio para os ortodontistas (Laboissière, 2005).

A ancoragem consiste em uma das limitações apresentadas pela terapêutica ortodôntica, exigindo-se a necessidade de uma fixação intra ou extra-oral, para obter uma eficiente ancoragem no decorrer do tratamento (Araújo, 2006).

De acordo com a terceira lei de Newton, a toda ação existe uma reação de mesma intensidade, porém, em sentido contrário. E, nos movimentos ortodônticos, o movimento dentário único ou de um grupo de dentes causa movimentos, às vezes indesejáveis, dos dentes utilizados como ancoragem, sendo necessário utilizar artifícios para minimizar tal reação (Nascimento, 2006).

Uma ancoragem eficiente depende de um planejamento criterioso, sendo um dos fatores de sucesso de muitos tratamentos ortodônticos. As diversas formas de ancoragem atuais, apesar de serem eficientes, permitem a movimentação da unidade de ancoragem e, normalmente, dependem da colaboração dos pacientes (Nascimento, 2006).

Com a utilização dos implantes dentários na reabilitação oral, surgiu um novo conceito de ancoragem na ortodontia, chamada de ancoragem esquelética ou absoluta (Kanomi, 1997). Este tipo de fixação não permite a movimentação da unidade de reação que é obtida graças à incapacidade de movimentação da unidade frente à mecânica ortodôntica (Nascimento, 2006; Marigo, 2012).

As cargas ortodônticas de natureza contínua, unidirecional e de baixa magnitude não são capazes de gerar atividade osteolítica na interface óssea do implante, sendo que a ausência de movimentação nestes aparatos permite maior previsibilidade de tratamentos complexos, independente da cooperação do paciente (Chung, 2004).

Um sistema de ancoragem absoluta, para ser considerado ideal, deve possuir algumas características, tais como: ser de fácil instalação, ser resistente às forças ortodônticas, de simples remoção, de tamanho reduzido e pronto para ativação precoce para minimizar o tempo e a eficiência do tratamento (Carano, 2005; Wiechmann, 2007).

Segundo Yamaguchi, 2012, dentre as formas de se obter a ancoragem absoluta a que tem demonstrado maior aplicabilidade clínica é a técnica utilizando miniparafusos ortodônticos, comparados com outros sistemas de ancoragem absoluta, como os implantes ósseo-integráveis ou as miniplacas.

Os implantes ósseo-integráveis limitam em muito a variabilidade dos tratamentos ortodônticos, sendo utilizados somente em casos específicos, onde nos pacientes que já os possuem, eles podem assim ser incorporados na terapêutica ortodôntica.

Miniplacas são recursos de ancoragem que têm demonstrado ser uma técnica com resultados eficazes, sendo indicadas quando miniparafusos são ineficientes, devido à falta de osso e ausência dentária com extensão do seio maxilar. Porém, sua utilização necessita de um kit cirúrgico específico e depende de outro profissional, geralmente, um cirurgião bucomaxilo facial, devido à complexidade da cirurgia e leva os pacientes a terem um inchaço facial por aproximadamente uma semana. Há dificuldade de higienização, que pode levar a infecções recorrentes, principalmente, no arco superior devido à comunicação buco-sinusal (Consolaro, 2015; Melsen, 2005). Além de poderem ao final do tratamento se osteointegrarem, dificultando a remoção.

Miniparafusos compreendem uma das principais inovações e avanço tecnológico na prática clínica ortodôntica. Estes podem ser usados de maneira eficaz para o controle da ancoragem, simplificando a mecânica ortodôntica, uma vez que, eliminam, em grande parte, a necessidade de cooperação do paciente, exceto pela boa higiene; além de demonstrarem capacidade de se promover a ancoragem absoluta que é uma das grandes soluções para a ortodontia.

Existe, atualmente, disponível no mercado nacional e internacional uma série de miniparafusos, com diferentes formas e tamanhos, a maioria feita de liga de titânio, sendo que a liga mais utilizada em miniparafusos ortodônticos é a de grau V, titânio-6alumínio-4vanádio (Ti-6Al-4V). A norma ASTM F136 especifica a composição química e as propriedades mecânicas desta liga (Dalvi-2014).

Segundo Marassi, 2005, miniparafusos de titânio podem sofrer fratura durante a cirurgia de instalação, ou durante a sua remoção. Esta fratura está relacionada ao excesso de pressão aplicada à chave longa de inserção manual ou à utilização de contra-ângulo com torque alto. Outro fator fundamental para minimizar o risco de fratura é a realização de movimentos de posicionamentos cêntricos para inserção ou remoção do mini parafuso ortodôntico, evitando-se torções ou momentos de força indesejáveis que gerariam uma concentração excessiva de forças em zonas específicas e poderiam levar a fratura do mini parafuso. O processo cirúrgico na mandíbula necessita de utilização prévia de motor e brocas (Araujo, 2006). Embora muito pequena, a osseointegração, é outro fator recorrente aos miniparafusos de titânio, que aumentam os cuidados quanto à fratura na remoção.

Estes dispositivos geralmente são instalados pelo implantodontista, e precisam de cuidados quanto à posição eleita, necessitando de radiografias periapicais que direcionam e sinalizam o local da instalação, ou ainda o uso de guias, pois os mesmos geralmente são instalados entre as raízes dos dentes (Janson, 2006).

Outro tipo de miniparafuso utilizado como ancoragem absoluta são os de aço inoxidável, que atendem as normas ASTM F138 e classificados como Austeníticos. Apresentam boa biocompatibilidade, demonstram maior resistência mecânica e maior módulo de elasticidade do que miniparafusos de titânio. Além disso, apresentam boa ductilidade, alta resistência à corrosão, baixo custo e facilidade de fabricação. Por isso, apresentam-se como uma boa alternativa aos miniparafusos de titânio, pois, em geral não fraturam durante a instalação e remoção, suportando as pressões aplicadas na chave de inserção,

resistindo aos movimentos de inclinação e torção e, em geral não se osseointegram, sendo de fácil colocação, com boa resistência às forças ortodônticas, boa capacidade de receber carga imediata, e fácil remoção (Dalvi, 2014; Galeotti, 2013; Safiya, 2013).

Na literatura existem poucos estudos sobre miniparafusos de aço. No Brasil, bem como no mundo, a maioria dos estudos científicos estão voltados para o uso de miniparafusos de titânio e ou miniplacas, o que tornou estes dispositivos mais difundidos e assim solidificaram-se suas aplicabilidades pelos profissionais da área. Entretanto, têm-se observado nas comunidades científicas e ortodônticas, o início de estudos no aprimoramento, na descoberta de novas ligas, na utilização de novas técnicas e de novos materiais, tais como os miniparafusos de aço, que venham desempenhar funções semelhantes ou mesmo melhores do que os existentes.

Miniparafusos de aço são inéditos para a comunidade ortodôntica brasileira, porém, na Ásia, miniparafusos de aço já vêm sendo muito utilizados, e há pouco tempo, tem sido difundido para a comunidade ortodôntica mundial pelo Dr. Chris Chang (Taiwan), que junto com o Dr. John Jin-Jong Lin (Taiwan), desenvolveram uma técnica diferente de inserção dos mesmos em relação aos miniparafusos de titânio. Nesta técnica, a instalação de miniparafusos é feita fora das raízes (extra-alveolar), com inclinação durante a inserção de 60° graus, observa-se uma ancoragem absoluta de fácil instalação que substitui métodos mais complexos. Na maxila, estes são instalados na crista infra-zigomática (IZC) (Lin, 2017) e na mandíbula no “shelf” mandibular (linha oblíqua externa), os mesmos sítios de instalação de miniplacas, podendo, com isso, retrair todo complexo dento-alveolar maxilar ou mandibular visando correções totais de classe II e de classe III.

Liaw & Roberts, 2012, demonstraram mudança de paradigmas na correção de classe III utilizando miniparafusos. Estas más oclusões foram tratadas com sucesso sem extrações e sem compensações dentárias, e atingindo um perfil mais agradável depois da correção da mordida cruzada anterior. Utilizou-se miniparafuso de aço extra-alveolar na mandíbula para o

tratamento de classe III com distalização de toda dentição inferior sem uso de extração. A posição extra-alveolar (fora das raízes) de miniparafusos foi fundamental para o sucesso desta abordagem de tratamento na distalização de toda a dentição. Em termos efetivos de tratamento, os miniparafusos de aço foram tão eficazes quanto às miniplacas para a distalização de toda dentição.

Chang & Roberts, 2013 fizeram um estudo retrospectivo da colocação extra-alveolar de miniparafusos de aço na mandíbula. Observaram que a área de prateleira bucal é adequada para a colocação de miniparafusos, e estes miniparafusos inseridos na prateleira bucal mandibular servem de ancoragem ortodôntica ideal para mover a dentição inferior total em massa. Fatores que influenciaram o sucesso clínico dos miniparafusos em prateleiras bucais mandibulares foram a idade dos pacientes, a qualidade óssea, e as habilidades dos operadores.

Dalvi, 2014 avaliou as propriedades mecânicas, a biocompatibilidade e a corrosão do aço inoxidável F138; e a viabilidade de sua aplicação como dispositivo de ancoragem temporária na forma de miniparafusos ortodônticos, comparando-os com miniparafusos de titânio. Observou-se que a estabilidade primária e a estabilidade após regeneração óssea de miniparafusos de aço e titânio, em testes in vivo, é satisfatória. Os valores médios dos torques de inserção e remoção em tibia de coelhos foram semelhantes aos encontrados na literatura. Os torques de inserção e remoção de miniparafusos de titânio em cortical mais espessa são ligeiramente maiores do que de miniparafusos de aço F138. Há o aumento dos torques com o aumento da espessura da cortical óssea. A resistência à fratura, medida pelo torque máximo de fratura, foi maior no miniparafuso de aço F138 do que no miniparafuso de titânio. Os parafusos de aço F138 apresentaram maiores torques de fratura e menores torques de inserção, indicando que há maior segurança durante a inserção do que os miniparafusos de titânio. Segundo os autores, a substituição do Titânio pelo aço F138 foi viável.

Pobanz, 2015 analisou uma combinação com mini parafusos de aço inoxidável e simulações com CBCT (Cone Beam computer Tomography). A

utilização de ancoragem esquelética para movimentos em massa das arcadas dentárias é um desenvolvimento interessante na clínica ortodôntica. A fim de distalizar a dentição mandibular em massa, um miniparafuso pode ser colocado na prateleira vestibular da mandíbula. A prateleira horizontal do osso que se origina no primeiro molar torna-se progressivamente mais ampla e horizontal lateral ao segundo molar, almofada retromolar e, em seguida, se conecta com o ramo ascendente da mandíbula. Este local de inserção geralmente oferece suficiente área de superfície horizontal de inserção vertical do aço inoxidável miniparafuso 2x12 mm. O parafuso pode ser inserido sem um orifício piloto, devido à sua ponta de aço inoxidável ser autoperfurante. As propriedades do aço inoxidável para permitir resistência à fratura é o triplo dos miniparafusos de liga de titânio. A densidade do osso nesse local requer esses recursos para colocação bem sucedida e previsível sem fratura e sem o procedimento adicional de perfuração com furos piloto. Segundo o autor, utilizar miniparafusos de titânio pode parecer ser equivalente, porém, as experiências enfrentadas com os desafios de fratura do miniparafuso, associando com a necessidade de fazer furos piloto antes da inserção dos miniparafusos de titânio impossibilitaram o seu uso. Através de imagens 3D é possível visualizar a estrutura da raiz e da localização de feixes neurovasculares com facilidade. Ao implementar a primeira colocação do miniparafuso na prateleira bucal mandibular, na prática, é muito útil para realizar uma simulação de inserção antes do procedimento clínico. O ângulo da superfície da raiz bucal em relação à superfície facial visível da oclusal do segundo molar à altura do contorno é de cerca de 60°. Devido à grande densidade óssea da área, a inserção aumenta drasticamente o risco de fratura do miniparafuso de titânio comparativamente a um miniparafuso de aço. Movimentos em massa dos arcos dentários com miniparafuso de fixação devem ser considerados no planejamento do tratamento ortodôntico moderno. Miniparafusos de aço inoxidável oferecem vantagens sobre os miniparafusos de liga de titânio quando a prateleira vestibular da mandíbula é o local de inserção.

Fernandes, 2015 et al estudaram a influência do comprimento de mini parafusos com densidade óssea na estabilidade temporária. Observaram que

os torques de inserção aumentam de acordo com o aumento da densidade óssea para diferentes comprimentos de miniparafusos. Com isso, quanto maior o miniparafuso, maior será o torque de inserção, e um aumento destes torques podem induzir fissuras e necroses ósseas, bem como, fraturas nos mini parafusos. Então em espessuras corticais maiores a tensão transmitida deve ser considerada para prevenir fraturas, tanto na cortical óssea quanto nos mini parafusos. A redução do comprimento foi aconselhável, já que a estabilidade proporcionada pela cortical com espessura reduzida é suficiente para as necessidades clínicas.

Miniparafusos de titânio podem ser utilizados como ancoragem esquelética extra-alveolar, porém os riscos são enormes e os mesmos não foram projetados, nem fabricados para tal, pois tem suas dimensões fabricadas para uma ancoragem esquelética inter-radicular, com diâmetros e comprimentos menores, para serem instalados em espessuras ósseas reduzidas e instalados sem movimentos fora da cêntrica, obtendo assim, boa estabilidade, diminuição nos torques de inserção e remoção, diminuindo o risco de perfuração e contato com as raízes. Para fixação extra-alveolar, mini parafusos de titânio correm um alto risco de fratura ou de deformação, pois estas instalações são em locais de maior densidade óssea, sendo necessários maiores torques de inserção, e há movimentos fora da cêntrica para tirá-los das raízes, que por ser um material pouco ductil comparativamente ao aço inoxidável, apresentam pequena capacidade de deformar antes da fratura (Ballard, 2007; Cho, 2013; Fabre, 2014).

Miniparafusos de aço são mais “seguros”, para fixações extra-alveolar e, em geral, possuem maiores dimensões podendo ser instalados em maior densidade óssea (Crista infra zigomática e Linha Obliqua externa) com maiores torques de inserção. Outro fator relevante é a ductilidade conferida ao aço, que dá a estes miniparafusos uma maior taxa de deformação necessária nas instalações em movimentos fora da cêntrica como a conferida aos posicionamentos extra-alveolar (Dalvi, 2014; Francioli, 2010; CCJ-Yao, 2014).

A principal inovação deste estudo é a proposição de um miniparafuso nacional, otimizado, em que será avaliado para o tratamento de: Determinados casos de classe II; No tratamento de determinados casos de classe III; Como alternativa à cirurgia ortognática, dando aos pacientes condições de tratamento, que por questões financeiras, demora nas filas de espera para realização das cirurgias ortognáticas nas universidades e instituições, e até mesmo por receio ao tratamento cirúrgico não a faz. O estudo fornecerá condições de avaliar a real capacidade dos miniparafusos de suportar as cargas limites durante as retrações dento-alveolares totais, bem como avaliar sua capacidade de suportar as torções de inserção, e assim confrontar com a prática clínica diária em relação à miniparafusos de titânio e as miniplacas, as quais apresentam um alto custo e uma cirurgia de instalação e remoção muito invasiva, podendo ser seu substituto.

Diante disto, o objetivo geral deste trabalho é projetar um miniparafuso otimizado avaliando a aplicação em uma ancoragem ortodôntica, em casos de retração total alveolar maxilar e mandibular.

Os objetivos específicos são:

1 – Comparação de miniparafusos de aço e titânio em mandíbula de porco. Será avaliada a resistência dos miniparafusos à inserção em osso cortical de alta densidade.

2 – Comparação de miniparafusos de aço e titânio em corticais sintéticas. Será avaliada a resistência dos miniparafusos à angulação de inserção em osso cortical de alta densidade.

3 – Modelagem numérica. Avaliar por modelagem numérica por elementos finitos a resistência de miniparafusos de aço e titânio, propondo modelos otimizados de miniparafusos.

4 – Aplicabilidade dos miniparafusos de aço inoxidável em posição extra-alveolar em tratamentos de classe II- Retração total da maxila.

5 – Aplicabilidade dos miniparafusos de aço inoxidável em posição extra-alveolar em tratamentos de classe III- Retração total da mandíbula.

CAPÍTULO 1 – ARTIGO 1

STRUCTURAL RESISTANCE OF ORTHODONTIC MINISCREWS INSERTED FOR EXTRA-ALVEOLAR ANCHORAGE

Carlos A. M. Vieira¹, Francielle Pires¹, Wallisen T. Hattori², Cleudmar A. de Araújo³, Marcelo A. Garcia-Junior¹, Darcey Zanetta-Barbosa¹

--Acta Odontológica Latino Americana- Artigo Aceito.

¹ Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia.

Campus Umuarama

Rua República do Piratini, 1230

Uberlândia, Minas Gerais, BR

38405-266

² Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Uberlândia.

Campus Umuarama

Av Pará, 1720 BI U SL 8

Uberlândia- Minas Gerais, BR

Av. Pará, 1720

38405-320

³ Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia.

Universidade Federal de Uberlândia

Av João Naves de Ávila, 2121 BI 1M

Uberlândia-Minas Gerais, BR

38400-902

ABSTRACT

The risk of fracture or strains in miniscrews increases if there is a wrong choice of the diameter, length, type of alloy, and insertion angle. The aim of this study was to test the structural resistance of two types of orthodontic miniscrews manufactured of stainless steel and titanium, and to evaluate the capacity of two other titanium miniscrews during an extra-alveolar anchorage procedure. Two types of stainless steel and titanium miniscrews (Bomei) were analyzed, and two other titanium miniscrews were evaluated (Morelli, Neodent). The experimental tests were done using pig mandibles to simulate the process of extra-alveolar anchorage. Two insertion processes (Direct at 30°; Starting at 60° and ending at 30° with gradual and continuous movement) were used. The strains were evaluated through optical microscopy and Scanning Electron Microscopy. The data were evaluated through the non-parametric statistical analysis by Kruskal-Wallis and post hoc Tamhane. Significant statistical differences were observed in the strains comparing the analyzed miniscrews in the extra-alveolar insertions, both direct at 30°, and indirect movement starting at 60° and ending at 30°. In the tests, for indirect insertion, both stainless steel and titanium miniscrews suffered deformation, showing that the inclination can be a preponderant factor in the failure rates of the miniscrews. The change in angle during the insertion movement has increased the deformation rates independent of the alloy type, increasing the risk of failure. This study supports orthodontists in the choice of miniscrews for extra-alveolar anchorage, which can be performed with direct or indirect insertion. In vivo studies should be performed to prove the findings in this study.

Keywords: Miniscrews, Extra-Alveolar anchorage, Orthodontics, Skeletal anchorage.

RESISTÊNCIA ESTRUTURAL DE MINIPARAFUSOS ORTODÔNTICOS INSERIDOS EM ANCORAGEM EXTRA-ALVEOLAR

RESUMO

O risco de fratura ou deformação em miniparafusos aumenta se houver a escolha errada do diâmetro, comprimento, tipo de liga, e ângulo de inserção. O objetivo deste estudo foi testar a resistência estrutural de dois tipos de miniparafusos fabricados em aço inoxidável e titânio, e avaliar a capacidade de dois outros miniparafusos de titânio durante um procedimento de ancoragem extra-alveolar. Miniparafusos de aço inoxidável e titânio (Bomei) foram comparados; e dois outros miniparafusos de titânio foram avaliados (Morelli, Neodent). Os testes foram feitos utilizando mandíbulas de porco para simular o processo de ancoragem extra-alveolar. Foram utilizados dois processos de inserção (Direto em 30°; começando a 60° e terminando a 30° com movimento gradual e contínuo). As deformidades foram avaliadas através de microscopia óptica e

Microscopia Eletrônica de Varredura. Os dados foram avaliados através da análise estatística não paramétrica por Kruskal-Wallis e Tamhane post hoc. Foram observadas diferenças estatísticas significativas comparando os miniparafusos analisados em ambos os movimentos diretos. Nos testes, para inserção indireta, tanto os miniparafusos de aço inoxidável como de titânio sofreram deformação. A mudança de ângulo durante o movimento de inserção aumentou as taxas de deformação independentemente do tipo de liga, aumentando o risco de falha. Estudos in vivo devem ser realizados para provar os resultados deste estudo.

Palavras-chaves: Miniparafusos, Ancoragem Extra-alveolar, Ortodontia, Ancoragem esquelética.

INTRODUCTION

Skeletal anchorage has been widely used in orthodontics because this fixation does not allow the movement of the reaction unit enabling satisfactory results for the anchorage control with less discomfort to the patient¹.

To be considered ideal, a skeletal anchorage system must have some characteristics, such as easy installation, resistance to orthodontic forces, simple removal, small size, and be ready for early activation to minimize treatment time and efficiency².

According to the literature, among the ways to get skeletal anchorage, the orthodontic miniscrews technique is one that has showed most significant clinical applicability compared to other skeletal anchorage systems, such as integrated bone implants or miniplates³.

The orthodontic miniscrews have distinct shapes and sizes, most manufactured in titanium alloy grade V (Ti-6Al-4V) specified by ASTM F136 standard⁴. Additionally, the skeletal anchorage can also be achieved using AISI 316L Austenitic stainless steel⁵.

Skeletal anchorage can be interradicular or extra-alveolar. In interradicular anchorage, the insertion of the miniscrews requires positioning guides with local radiographs, correct root inclination, movements with direct insertion, performed without the production of inclination movements associated with insertion sites with lower bone thicknesses⁶.

In extra-alveolar anchorage, the insertions are in greater bone thickness and with inclination movements and torsions associated during the insertion process, performed to deviate from the roots of the teeth. The extra-alveolar anchorage has been widely used, as it is efficient in the treatment of certain deformities, especially for retractions of the entire upper or lower dentoalveolar complex⁷. However, it is necessary to adequately the miniscrews, considering the loads involved and the mechanical behavior of them through their

mechanical properties, structural resistance⁸. Therefore, it is essential to know the magnitude of the torques involved and the care taken with gingival tissue, bone density and local anatomical structures that may hinder the installation of anchorage⁹. In extra-alveolar anchorage, the professional's experience is of great importance at the time of selecting and showing the use of miniscrews, especially to minimize losses of them and injuries to the patient, causing iatrogenic injury because of poor sign. Dental surgeons still have several doubts about which miniscrew system to use, due to the high use of titanium, mainly in extra-alveolar anchorage that require a significant level of torque and angulation to deviate from the roots of the teeth.

The aim of this study was to test the structural strength (ability of mini screws to with stand the insertion and remotion torques without suffering deformation or fracture) of two orthodontic miniscrews made of stainless steel (gold standard) and titanium with similar dimensions (Bomei 2.0x12mm) during the extra-alveolar insertion procedure on the external oblique line, using "in vitro" tests. We also tested the capacity of two titanium miniscrews with smaller dimensions (Morelli 1.5x10mm) (Neodent 1.6x11mm) in these insertions, so that we can evaluate their uses as an alternative to the gold standard mini screw. The experimental apparatus was planned to simulate the insertion of miniscrews in pig mandibles. The torques were applied similarly to the orthodontic clinical procedure and were controlled by a professional in the area. The structural strength was analyzed considering the levels of localized strain through scanning electron microscopy. Analyses and comparisons were carried out by statistical analysis using the Kruskal-Wallis test combined with the Post hoc Tamhane test. A detailed discussion is made considering the tests performed. The results will provide a basis to the orthodontics professionals, the importance of a correct sign for the miniscrew to be selected in extra-alveolar anchorage procedures.

MATERIALS AND METHODS

In the present study, 40 orthodontic miniscrews with similar diameters and lengths were used, 20 made of stainless steel OBS Bomei/Taiwan (2.0 x 12 mm) and 20 of titanium OBS Bomei/Taiwan (2.0 x 12 mm) to test the mechanical performance and its structural strengths. Other 40 titanium mini screws of two popular Brazilian brands, being 20 Morelli/Brazil (1.5 x 10 mm) and 20 Neodent/Brazil (1.6 x 11 mm) in their largest diameters and lengths found, but with smaller diameter and lengths than gold standard (Bomei-OBS 2.0x12mm), to evaluate their capabilities in extra-alveolar inserts, since these are designed and manufactured for use in inter root inserts. Figure 1 shows the geometry of the tested miniscrew, and Table 1 shows the main characteristics used in extra-alveolar insertion tests.

Experimental Setup for the Extra-Alveolar Anchorage Tests

The present study tested the structural strength of different orthodontic miniscrews simulating an extra-alveolar anchorage in the region of the buccal shelf and with great bone thickness in pig mandibles. The density and bone metabolism of pig mandible are like the human bones¹⁰ and, therefore, are compatible for the in vitro analysis. 80 semi arches of fresh mandibles were selected from adult pigs, with approximate weights and size for slaughter in a slaughterhouse (Frigorífico São Pedro-Uberlândia/MG-Brasil). After the testes, and at the same time, all the mandibles were stored in a refrigerator with a temperature ranging from 6° to 10°C.

A reference system (positioners made of 0.17" x 0.25" stainless steel wires) was used for positioning the angles (30° and 60°) during the insertion procedure (Figure 2a, 2b, 2c). They were fixed between the desired molars in the pig mandibles giving the approximate positioning of the desired inclinations to start the process. This procedure was used to approach clinical practice with a minimum of reference.

The pig mandibles were fixed in a vice supported on a bench; the mini screws were inserted into the mucogingival junction in the posterior region between 1st and 2nd molars, in the external oblique line (buccal shelf), by a single and experienced surgeon, using the respective insertion keys provided by each manufacturer. The insertions were performed in the following ways:

- Direct insertion at 30°: The miniscrews have been positioned at 30° relation to the long tooth axis inserted in this position until the end of the threads or beginning of the transmucous profile (Figure 3a). Ten direct insertion procedures were performed at 30° for each type of screw tested;
- Indirect insertion at 60° positioning ending to the 30°: This insertion procedure begins with the positioning of the miniscrews initially at 60° in relation to the long tooth axis (Figure 3b). After insertion of approximately 2 mm, the mini screws are gradually inclined to the 30° position, at the same time as the insertion is applied until the end of threads or beginning of the transmucous profile, according to the extra-alveolar technique recommended by Chang (7). Here, there is a gradual bending effect on the miniscrew during the insertion process. Ten indirect insertion procedures were performed at 60° for each type of screw tested.

The miniscrews were removed of the mandibles through the same tooling used for the insertions and by the same surgeon, after completing all the insertions. Next, the Optical Microscopy and Scanning Electron Microscopy (SEM) were used to assess strains in the miniscrews. Data were collected and statistically analyzed using the Kruskal-Wallis test and the Post hoc Tamhane test ($p < 0.05$).

Optical microscopy and Scanning Electronic Microscopy (SEM)

The strain of the miniscrews was performed using a CLS 100 leica optical microscope increasing of 1.0, 1.6, 2.5 and 4.0 times. The miniscrews analysis was done in your head, transmucosal profile, threads, and tips portions.

The strain was more accurately analyzed using photomicrographs of the samples mounted on aluminum bases with double-sided carbon tape and taken to the scanning electron microscope. The equipment used was the EVO model MA 10 (Zeiss, Germany) in the high vacuum range. Photomicrographs increased of 28x of the head, transmucous portion and threadable portion of the miniscrews were obtained.

Statistical analysis

The strains were evaluated without taking into account the respective values, since any level of strain that occurred could compromise the quality of the extra-alveolar anchorage. The miniscrews were compared with the respective miniscrews without strain considering the regions analyzed. The mini screws that deformed and undeformed were counted showing the level of structural resistance considering the in vitro tests.

The data were ordered, assigning scores for the use of statistical analysis, being 0 (zero) for the miniscrews that remained intact, and 1 (one) for that suffered some strain or fracture. This procedure was done, since that, from the structural point of view, any level of strain could lead to early failure of the miniscrew or change the stabilization conditions exerted by the miniscrew, which is predicted in an extra-alveolar anchorage process. The comparisons were made between the stainless steel miniscrews, 2.0 x12 mm, gold standard, the same recommended in the Chang technique (7), with another miniscrew of the same diameter and length from the same manufacturer (Bomei-Taiwan), but manufactured in titanium alloy. Two other miniscrews manufactured in titanium by Morelli (1.5x10mm) and Neodent (1.6x11mm) but with smaller diameter and length to observe their extra-alveolar insertion capabilities were also evaluated.

The analyses were performed for the extra-alveolar anchorage inserted directly at 30° and indirectly, starting at 60° and gradually ending at 30°. The indirect insertion procedure is an alternative performed.

Initially, the Kruskal-Wallis test was applied, which is a non-parametric test based on classification that determines if there are statistically significant differences ($p < 0.05$). The interpretations of the results were made in terms of differences in medians. After confirming statistical differences, the Tamhane post hoc test was used to reduce statistical errors and to determine in which pairs there were significant statistical differences ($p < 0.05$).

RESULTS

Strains were assessed through analysis by optical microscopy considering the two types of insertion in the mandible. For a more detailed analysis of the strain, for example, occurred in small regions of the fillets, it was decided to use an SEM analysis. Figure 4 shows examples of how miniscrews strains were evaluated before and after the indirect insertion under SEM analysis. Figure 5 shows the miniscrews tested by optical microscopy after direct insertion. These analyses were performed to confirm the strain and indirectly test the structural resistance of the miniscrews.

It should be noted that for the direct insertion process at 30°, the steel miniscrews did not suffer deformations showing their greater resistance in this type of fixation. Figure 5 shows the strain in the miniscrews evaluated by optical and SEM microscopy considering the insertion methods, direct (Figure 6a) and indirect (Figure 6b).

According to Figure 6, it was observed that both in the direct and indirect insertions; the miniscrews suffered greater strains than they remained intact, and in the indirect insertions, these strains were even greater.

Tables 2 and 3 shows the results of the statistical analyses performed for the Kruskal-Wallis test and the Post hoc Tamhane test, in which the strain levels for the various miniscrews tested were compared with each other.

It was found that there is a statistically significant difference ($p < 0.05$) in the medians between the miniscrews analyzed, but for the other comparisons to pairs, no significant values were observed ($p > 0.05$). The results show a better structural condition for the stainless steel miniscrews compared to that titanium, with the same diameter and length, considering the levels of strain generated in the direct insertion condition.

The indirect insertion did not show a statistically significant difference ($p > 0.05$) between the stainless steel and titanium miniscrews (2.0 x 12 mm). In both there were deformations, demonstrating a similar structural condition.

In the evaluation of the tests with the miniscrews with smaller diameters and lengths (1.5 x 10 mm and 1.6 x 11 mm), both in direct and indirect insertions, showed a worse structural condition when used in extra-alveolar insertions, staying below expectations if compared to those with larger diameters and lengths (2.0 x 12 mm).

DISCUSSION

The experimental project of this study aims to evaluate the performance of Morelli/Brazil miniscrews (Ti 1.5x10mm) and Neodent/Brazil miniscrews (Ti 1.6x11mm) in extra-alveolar insertion and to test and compare the structural

resistance of two selected OBS Bomei/Taiwan miniscrews (Ti and SS 2.0x12mm) that manufacture these, recommended by Chris Chang (7), a precursor of the extra-alveolar insertion technique.

In this work, the structural strengths were compared, considering an extra-alveolar skeletal anchorage in the external oblique line in pig mandibles. Within the limitations that pig mandibles may have, they can be considered compatible for this study, since they have similar bone density and metabolism to humans¹⁰.

The proposal is to evaluate the phenomenon of direct and indirect insertion to indicate the miniscrews for this procedure of clinical practice and reduce the risks of early failure. Therefore, if in orthodontic planning, extra-alveolar anchorage is present in the treatment, several factors should be considered for the choice of device, such as the bone thickness of the insertion site, the alloy, the diameter and length and the angle of insertion¹¹⁻¹⁴, direct or indirect process.

Thickness-Bone density

In extra-alveolar anchorage, the insertion sites are in thicker cortical bone, requiring higher torques for insertion and removal¹⁵. Bone density and thickness are the critical indicators for the success of the miniscrews¹⁶⁻¹⁸ resulting in greater stability¹⁹⁻²¹ and higher torques²¹.

The maximum torque for insertion and removal of orthodontic mini screws are related to the cortical bone thickness^{23,24}. Insertion torque showed progressive values with increased cortical thickness showing that for more excellent stability, areas with greater bone thickness should be selected. In the removal's evaluation torque, the values were equally progressive with an increase in bone thickness, but with values lower than those of the insertion torque. The stability achieved by miniscrews is directly related to the insertion and removal torque²⁵. However, this force should not be excessive, since, for higher levels of torque applied, damage can be generated in bone tissue and necrosis, fractures or strains can occur, thus compromising stability.

In this study, torque levels were not evaluated, since the objective was to perform a direct and indirect insertion procedure, performed by a professional, to test the resistance of the miniscrews. It was observed that when comparing the 2 miniscrews with identical diameter and length 35% of all miniscrews suffered some deformation in their structure or fractured, and 65% did not suffer any change. In the evaluation of the performance of the miniscrews with smaller diameter and lengths we observed a rate of 80% of deformation or fracture and 20% of intact. Therefore, it is necessary to be aware of the insertion site, since bone density and thickness are essential factors for instability and increase of torques, being a factor for the choice of the best device to be used.

Type of alloy and insertion angle

It is the responsibility of the orthodontist to understand the materials and structural limitations of these devices and the principles of application to minimize the risks of failure. The mechanical properties of materials are essential for greater safety against failure of miniscrews^{26,27}. The chosen material must have sufficient mechanical strength to resist stresses due to the effect of torsion and bending on the threads during placement and clinical removal, without permanent strain^{28,5}.

Most orthodontic miniscrews for anchorage are manufactured from titanium alloys and stainless steel because they meet the biomechanical requirements for anchorage²⁹. Histological answers showed that titanium and stainless steel miniscrews have mechanical properties that contribute to their use as skeletal anchorage; however, stainless steel miniscrews proved to be more resistant to failure than titanium^{30,31}.

In a comparison in thicker cortices, it is observed that for titanium mini screws, the insertion and removal torque are larger than the torques for stainless steel miniscrews. Regarding the fracture resistance, measured by the maximum fracture torque, this was higher in the stainless steel miniscrews and lower in the titanium miniscrews, showing that there is greater safety during the insertion process with the use of stainless steel miniscrews⁴. Here, the stainless steel exhibits better mechanical properties considering the effects of bending, because of its greater ductility. The torsional resistance of stainless steel allows the professional to have a greater sensitivity during insertion, thus minimizing the risk of fracture. Titanium miniscrews do not tactile respond when inserting; therefore, it is difficult for professionals to notice when the rupture is about to occur²⁹. Therefore, ductility is a property of great importance for orthodontists because, in extra-alveolar anchorage, the miniscrews will almost always require tilt adjustments, even when the insertions are made directly at 30°, as shown in this study. Bending moments occur in this inclination.

In this study, when comparing miniscrews of the same diameter and length, it was observed that the miniscrews made of stainless steel alloy showed better performance than the miniscrews made of titanium alloy for the inserts tested at 30° direct. In the indirect insertion, from 60° to 30°, deformations were observed in both alloys, demonstrating that the angular changes interfere in the structure of the titanium and stainless steel mini screws. In the evaluation of the performance of miniscrews with smaller diameters and lengths in both insertions the deformations were large being larger in the insertions 60° to 30°, also demonstrating that changes of angulation should be avoided if possible and thus improve the performance of the miniscrews and decrease their failure rates.

Diameter and length of the mini screws

The diameter and length are factors to be considered when showing the best device to be used, because these two factors influence the extra-alveolar anchorage, mainly because they are in places with higher bone density and, higher insertion torques. Both diameter and length, affect the stability of the miniscrews, the greater the measurements of the miniscrews, the greater the insertion and pulling forces^{32,33}. Greater lengths offer greater resistance to the pullout test, it presupposes greater primary stability³⁴. Larger diameters influence the Insertion Torque³⁵.

If a miniscrew is wrongly chosen, a fracture may occur, and the leading cause of this fragility is related to the chosen diameter³⁶. Thus, in a peak torque evaluation, the miniscrews with the largest diameter show greater strength^{37,38}. Therefore, an increase of diameter can efficiently reinforce the initial stability, and the insertion torque increases with the increasing diameter and length of the orthodontic miniscrews^{39,40}.

In this study, the results are in accordance with the literature, because it was observed that among the miniscrews with three different diameters (1.5; 1.6; 2.0 mm) and lengths (10; 11; 12 mm), they presented progressive results in terms of structural resistance, where for the miniscrews with smaller diameter and shorter length, a lower performance was obtained. Therefore, the understanding of these factors, which act on the miniscrews, is essential to clarify the structural resistance to professionals in the area, to indicate and use the best device for the process of extra-alveolar insertion.

CONCLUSION

Considering the factors evaluated in this study and the proposal for an indication to professionals in the area, on the appropriate choice of orthodontic miniscrews in skeletal anchorage, with direct and indirect insertions, we can conclude that:

- 1- In thicker cortical bone sites, the mechanical strength of stainless steel miniscrews was higher than that of titanium;
- 2- The greater the diameter and length of the miniscrews, the higher the mechanical strength, and the steel miniscrews Bomei (2.0x12mm) were superior to the other titanium Bomei (2.0x12mm), Neodent (1.6x11mm) and Morelli (1.5x10mm).
- 3- In the analysis of the alloy type, the steel miniscrews had a better structural performance as for the strain levels than the titanium.
- 4- In the insertions, whether direct at 30° or indirect from 60° to 30°, the structural performance of the steel miniscrews was superior to the titanium. However, in the indirect 60° to 30° insertions there were more

significant failures between the miniscrews, independently of the type of alloy.

- 5- In the performance evaluation of the smaller diameter and length miniscrews observed in this work, the deformations were very high in both direct and indirect insertions, discouraging their use in extra-alveolar anchorage.

It is advisable to use miniscrews for extra-alveolar anchorage, but we must pay attention to the thickness of the bone, the diameter and length of the mini screws, the type of alloy and its ability to flex and especially to changes in the angle during insertions, so that we can reduce failure rates and get the best choice.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank the Taiwanese manufacturer BOMEI Co. Ltd, in particular Steven Pan, who kindly provided the miniscrews. CPBIO Laboratory of the School of Dentistry of the Federal University of Uberlândia and to the Multiuser Laboratory of Scanning Electronic Microscopy of the Faculty of Chemical Engineering of the Federal University of Uberlândia for SEM analyses. The authors would like to thank the Mechanical Projects Lab and CINTESP.br. C. A. M. Vieira and D. Zanetta-Barbosa designed the study. C. A. M. Vieira and F Pires acquired the data. W. T. Hattori analyzed the data. W.T. hattori and C. A. Araújo and C. A. M. Vieira interpreted the data and drafted the paper. C. A. Araújo, C. A. M. Vieira and M. A. Garcia-Junior revised the paper.

FUNDING

None

CORRESPONDENCE

Dr. Carlos Alberto de Moraes Vieira

Federal University of Uberlandia - Umuarama Campus, Dentistry School

Rua Republica do Piratini, 1230

Uberlândia, Minas Gerais, BR

38405-266

carlosamvieira@hotmail.com

REFERENCES

1. Nascimento MHA, Araújo TM, Bezerra F. Microparafuso ortodôntico: instalação e protocolo de higiene32S32i-implantar. *Rev. Clin. Orto. Dental Press*. 2006;5(1):24-43.
2. Chung K, Kim SH, Kook Y. C-orthodontic microimplant for distalization of mandibular dentition in Class III correction. *Angle Orthod*. 2005 Jan;75(1):119-28.
3. Yamaguchi M, Inami T, Ito K, Kasai K, Tanimoto Y. Mini-implants in the anchorage armamentarium: new paradigms in the orthodontics. *Int J Biomater*. 2012;2012:394121.
4. Dalvi, ÂC. Implantes Ortodônticos de aço inoxidável. PhD (thesis). Rio de Janeiro, Instituto Militar de Engenharia, 2014.
5. Sana S, Manjunath G. Mini-Implant Materials: An Overview. *IOSR Journal in Dental Science and Medical Science*. 2013;7(2):15-20.
6. Park, HS: O Uso de Microimplantes na Ortodontia. In: Nanda R, Kapila S: *Terapias Atuais em Ortodontia*. Rio de Janeiro, RJ, Brazil: Elsevier, 2011: 291-300,.
7. Chang CW, Eugene R. Stability of mini-screws on buccal shelves: a retrospective study of 1680 mini-screw insertions by the same orthodontist. *Int J of Orthod & Implant*. Apr.30, 76-78, 2013.
8. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004 Jul;126(1):42-7.
9. Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007 Apr;131(4 Suppl): S43-51
10. Trento, CL. Densitometria óssea em mandíbula de suínos submetidos a enxerto ósseo autógeno, homogêneo e heterógeno. PhD (thesis). Araçatuba, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, 2006.
11. Consolaro A, Sant'ana E, Francischone-Jr CE, Consolaro MFM; Barbosa BA. Mini-implantes: pontos consensuais e questionamentos sobre o seu uso clinic. *Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2008. Set13;(1):20-27.
12. Fabre AF. Compêndio de Mini-Implantes Ortodônticos-Parte I. *Arch Health Invest*. 2014;3(1): 46-56.
13. Janson M, Sant'Ana E, Vasconcelos W. Ancoragem esquelética com miniimplantes: incorporação rotineira da técnica na prática ortodôntica. *Rev Clín Ortodon Dental Press*. 2006;5(4):85-100

14. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Jul;130(1):18-25.
15. Fernandes DJ, Elias CN, Ruellas ACO. Influence of Screw Length and Bone Thickness on the Stability of Temporary Implants. *Materials (Basel)*. 2015 Sep 23;8(9):6558-6569.
16. Manni A, Cozzani M, Tamborrino F, De Rinaldis S, Menini A. Factors influencing the stability of miniscrews. A retrospective study on 300 miniscrews. *Eur J Orthod*. 2011 Aug;33(4):388-95.
17. 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 Jan;78(1):101-6.
18. Woods PW, Buschang PH, Owens SE, Rossouw PE, Opperman LA. The effect of force, timing, and location on bone-to-implant contact of miniscrew implants. *Eur J Orthod*. 2009 Jun;31(3):232-40.
19. Bretin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA, Marshall SD, Southard TE. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Nov;134(5):625-35.
20. Cho YM, Cha JY, Hwang CJ. The effect of rotation moment on the stability of immediately loaded orthodontic miniscrews: a pilot study. *Eur J Orthod*. 2010 Dec;32(6):614-9.
21. Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *Eur J Orthod*. 2006 Dec;28(6):541-6.
22. Ballard D, Darendeliler A, Vickers D (2011). *Orthodontics & Mini screws. Australian Society of Orthodontists and University of Sydney*. [URL: https://www.aso.org.au/sites/default/files/uploaded-content/field_f_content_file/orthodontics_and_mini-screws.pdf]
23. Pithon MM, Nojima LI. Avaliação da estabilidade primária de mini-implantes ortodônticos em diferentes regiões da maxila e mandíbula de porcos. *Innov Implant J*. 2007 Dec;2(4):58-63.
24. Pithon MM, Nojima LI. Torque de inserção e remoção de mini-implantes ortodônticos em diferentes espessuras de cortical. *Innov Implant J*. 2009:37-41.
25. Davi LR, Golin AL, Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD. In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Brazilian Oral Research*. 2008 Jun;22(2):125-31.

26. Galeotti A, Uomo R, Spagnuolo G, Paduano S, Cimino R, Valletta R, D'Antò V. Effect of pH on in vitro biocompatibility of orthodontic miniscrew implants. *Progress in orthodontics*. 2013 Dec 1;14(1):15.
27. Knutson KJ, Berzins DW. Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. *The European Journal of Orthodontics*. 2013 Aug 1;35(4):500-6.
28. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Feb;17(1):109-14.
29. Yao CC, Chang HH, Chang JZ, Lai HH, Lu SC, Chen YJ. Revisiting the stability of mini-implants used for orthodontic anchorage. *J Formos Med Assoc*. 2015 Nov;114(11):1122-8.
30. Brown RN, Sexton BE, Gabriel Chu TM, Katona TR, Stewart KT, Kyung HM, Liu SS. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: a mechanical and histologic analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014 Apr;145(4):496-504.
31. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C. Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Prog Orthod*. 2005;6(1):82-97.
32. Migliorati M, Signori A, Silvestrini-Biavati A. Temporary anchorage device stability: an evaluation of thread shape factor. *Eur J Orthod*. 2012 Oct;34(5):582-6.
33. Shah AH, Behrents RG, Kim KB, Kyung HM, Buschang PH. Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *Angle Orthod*. 2012 Jul;82(4):603-10.
34. Gouvêa CCM. Avaliação da resistência ao arrancamento de mini-implantes ortodônticos: estudo laboratorial. MSc (dissertation). Araçatuba, Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, 2011.
35. Holm L, Cunningham SJ, Petrie A, Cousley RR. An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod*. 2012 Nov;82(6):1022-8.
36. Casaglia A, Dominici F, Pachi F, Turlà R, Cerroni L. Morphological observations and Fractological considerations on orthodontics miniscrews. *Minerva Stomatol*. 2010 Sep;59(9):465-76.
37. Jolley TH, Chung CH. Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *J Clin Orthod*. 2007 Jun;41(6):326-8.
38. Squeff LR, Simonson MBD, Elias CN, Nojima LI. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. *Rev Dent Press OrtodonOrtop Facial*. 2008. Oct;13(5): 49-56.

39. Gracco A, Cirignaco A, Cozzani M, Boccaccio A, Pappalettere C, Vitale G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod*. 2009 Feb;31(1):12-20.
40. Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod*. 2008 Mar;78(2):234-40. doi: 10.2319/121206-507.1. PMID: 18251617.

FIGURE CAPTIONS

Figure 1 - Geometric configuration of the miniscrews used in the tests. 1: MPO Bomei Titanium; 2: MPO Bomei Stainless Steel; 3: MPO Morelli Titanium; 4: MPO Neodent Titanium.

Figure 2 - Positioners made of 0.17" x 0.25" stainless steel wires a) 30°, b) 60, c) in position between molars.

Figure 3 - Insertion process of the miniscrews using a directly process (a) and an indirectly process (b).

Figure 4 – Miniscrews strained and unstrained under SEM analysis.

Figure 5 – Examples of the miniscrews evaluated by optical microscopy after direct insertion.

Figure 6 – a) Structural resistance of the miniscrew using direct insertion. b) Structural resistance of the miniscrew using indirect insertion.

FIGURES

Figure 1

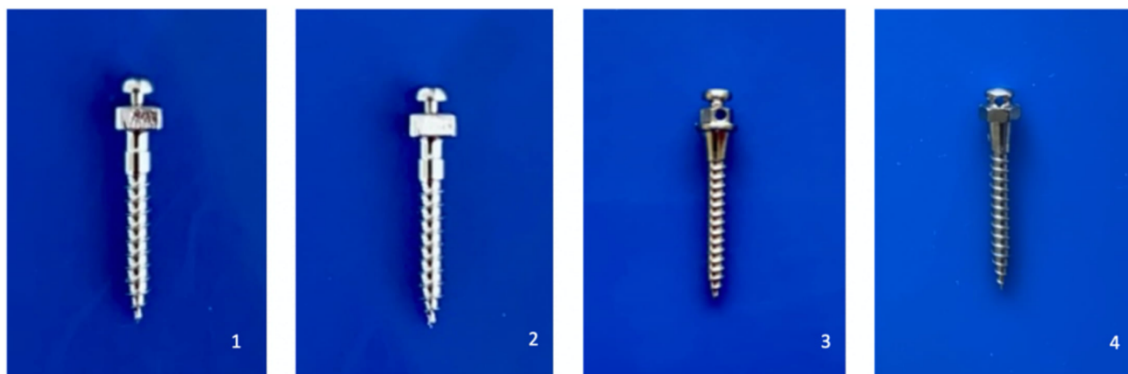


Figure 2

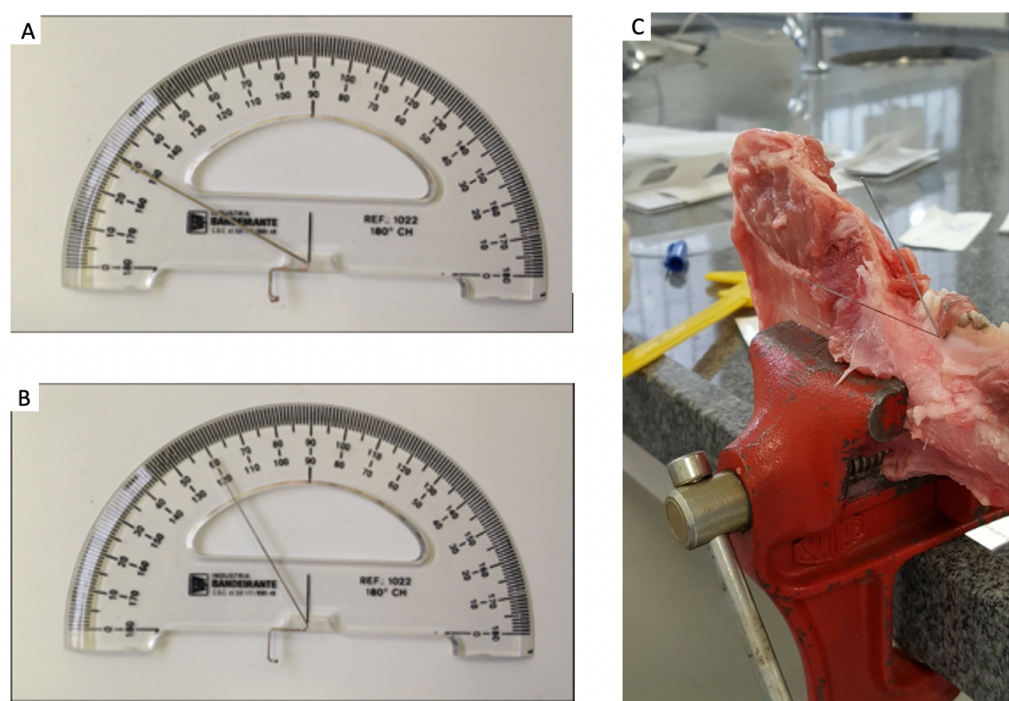


Figure 3

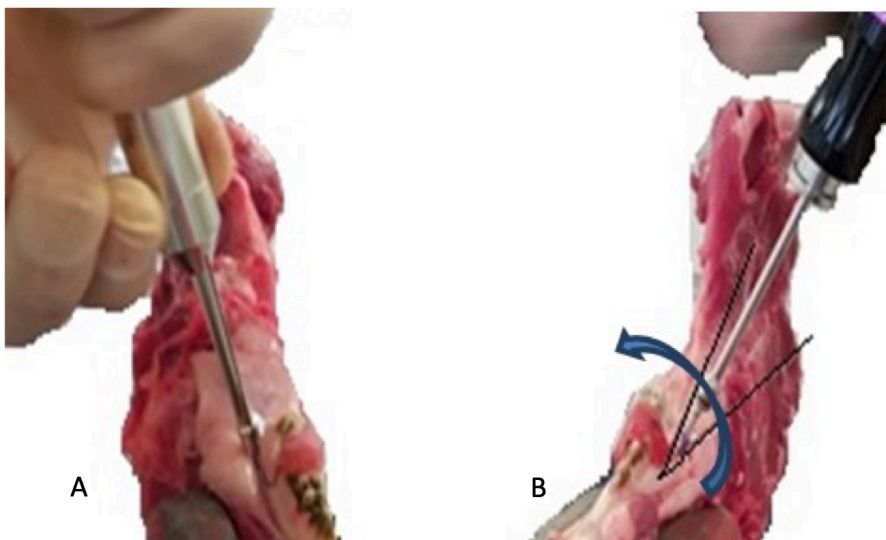


Figure 4

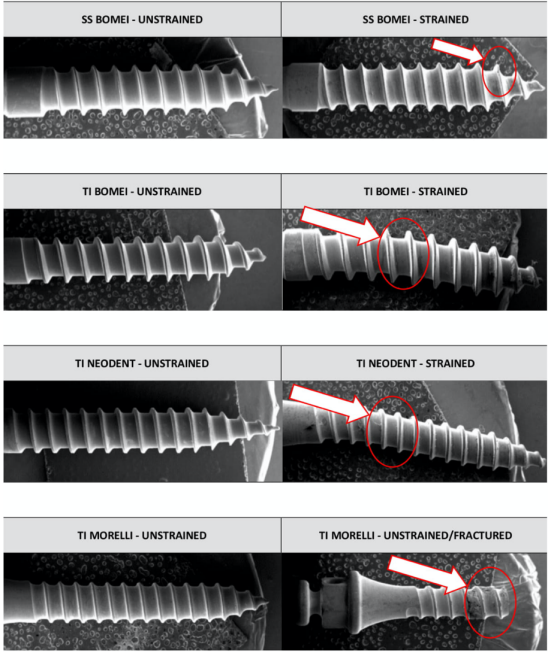


Figure 5

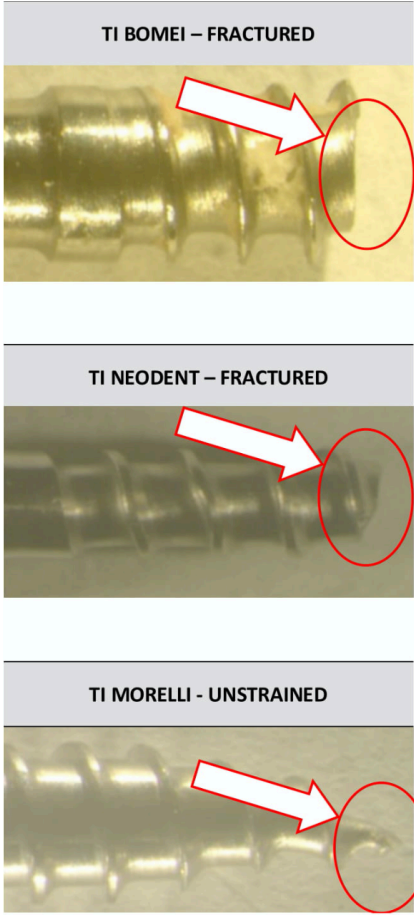
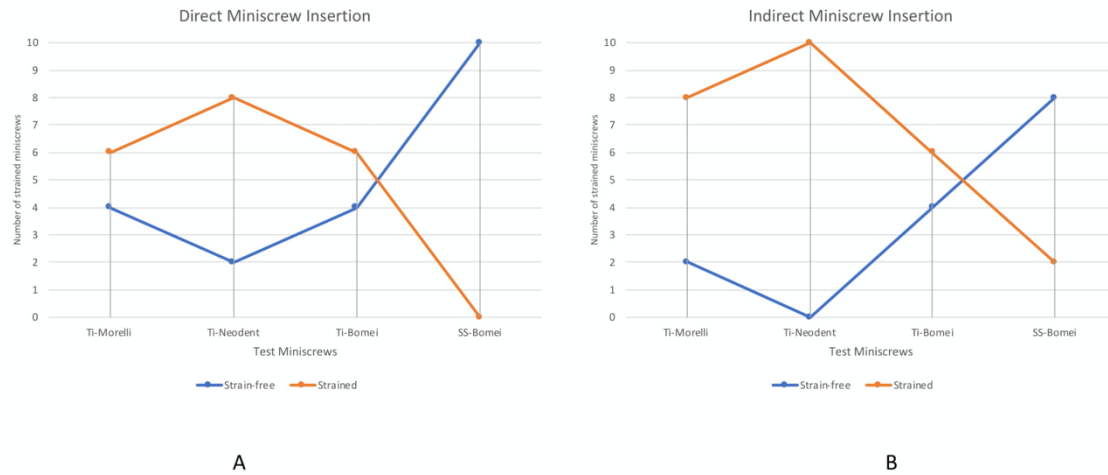


Figure 6



TABLES

Table 1 - Characteristics of the miniscrews used in the experimental tests.

Manufacturer	External Diameter (mm)	Length (mm)	Alloy	System	Pitch (mm)
Morelli	1,5	10,0	Ti 6Al-4V	Self-Drilling	0,65
Neodent	1,6	11,0	Ti 6Al-4V	Self-Drilling	0,73
Bomei	2,0	12,0	Ti 6Al-4V	Self-Drilling	0,75
Bomei	2,0	12,0	Stainless Steel SS - 316L	Self-Drilling	0,75

Table 2 - Statistics for direct and indirect insertion using Kruskal-Wallis Test.

Statistical parameter	Deformed condition	
	Direct Insertion	Indirect Insertion
Chi-square (H)	14,04	15,00
Degree of Freedom (GL)	3	3
Significance Level (p<0,05)	0,003	0,002

Table 3 - Comparative analysis to direct and indirect insertion using the Post hoc Tamhane test.

Direct Insertion

Miniscrews Compared	Significance ($p < 0,05$)
Bomei Steel - Morelli Ti	0,030
Bomei Steel – Neodent Ti	0,001
Bomei Steel – Bomei Ti	0,030

Indirect Insertion

Miniscrews Compared	Significance ($p < 0,05$)
Bomei Steel - Morelli Ti	0,031
Bomei Steel – Neodent Ti	0,001
Bomei Steel – Bomei Ti	0,372

CAPÍTULO 2 – ARTIGO 2

Avaliação da influência dos torques e angulação nas inserções de miniparafusos em corticais ósseas.

Evaluation of the influence of torques and angulations in the insertions of mini screws in bone cortical.

Evaluación de la influencia de los torques y la angulación en las inserciones de los minitornillos en la cortical ósea.

Research, Society and Development, v.9, n.10, e6729108998, 2020(CC BY 4.0) /ISSN 2525-3409/ DOI: <http://dx.doi.org/10.33448/rsd-v9i10.8998>

Recebido: 02/10/2020 | Revisado: 10/10/2020 | Aceito: 13/10/2020 | Publicado: 14/10/2020

Carlos Alberto de Moraes Vieira

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6539-4720>

Universidade Federal de Uberlândia, Brasil

E-mail: carlosamvieira@hotmail.com

Lucas Pereira Ferreira de Rezende

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7557-7371>

Universidade Federal de Uberlândia, Brasil

E-mail: lucaspereirafrezende@gmail.com

Marcelo Augusto Garcia Junior

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9724-6503>

Universidade Federal de Uberlândia, Brasil

E-mail: marceloagjr@gmail.com

Wallisen Tadashi Hattori

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6904-0292>

Universidade Federal de Uberlândia, Brasil

E-mail: wallhattori@gmail.com

Cleudmar Amaral de Araújo

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1529-7172>

Universidade Federal de Uberlândia, Brasil

E-mail: cleudmar.araujo@ufu.br

Vinícius Lima de Almeida

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2135-1040>

Hospital de Clínicas de Uberlândia, Brasil

E-mail: viniciusl.dealmeida91@gmail.com

Darceny Zanetta Barbosa

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8755-0931>

Universidade Federal de Uberlândia, Brasil

E-mail: darcenyzanetta@ufu.br

Resumo

A ancoragem sempre foi uma das limitações da ortodontia e em quase toda terapia ortodôntica há necessidade de obtê-la. Com a descoberta da ósteo integração surgiu um novo modelo de ancoragem, a esquelética. Numa ancoragem esquelética extra-alveolar o posicionamento mais oblíquo dos miniparafusos pode aumentar os riscos de deformação. O objetivo deste trabalho foi analisar, num estudo in vitro, o desempenho mecânico nos torques de inserção e remoção e observar se o tipo de liga e as angulações de inserção influenciam na utilização destes miniparafusos em posições extra alveolares. Foram utilizados 40 miniparafusos de diâmetro e comprimento semelhantes (2,0x12mm), porém de ligas diferentes (20 de aço e 20 de titânio), todos inseridos por um torquímetro digital em cortical óssea sintética de poliuretano (40PCF). As inserções foram feitas em duas angulações, uma a 30° e outra de 60° para 30°. Após obtenção dos dados, os mesmos foram submetidos à análise estatística de variância, Equações de Estimativas Generalizadas, com grau de confiança de 95% e nível de significância de 5%. Diferenças estatísticas foram observadas nos fatores analisados. Dentre os fatores analisados, tipo de liga e angulação de inserção, e com os dados obtidos podemos concluir que independente da liga, a angulação é um fator essencial no aumento dos torques.

Palavras-chave: Procedimentos de ancoragem ortodôntica; Parafuso; Torque; Ortodontia.

Abstract

Anchorage has always been one of the limitations of orthodontics and in almost all orthodontic therapy, it is necessary to obtain it. With the discovery of osseous integration, a new anchoring model, the skeletal model, emerged. In an extra alveolar skeletal anchorage, the more oblique positioning of the mini screws can increase the risk of deformation. The objective of this work was to analyze, in an in vitro study, the mechanical performance in the insertion and removal torques and to observe if the type of alloy and the insertion angles influence the use of these mini-screws in extra alveolar positions. 40 mini screws of similar diameter and length (2.0x12mm), but of different alloys (20 of steel and 20 of titanium) were used, all inserted by a digital torque wrench in synthetic polyurethane bone cortex (40PCF). The insertions were made in two angles, one at 30° and the other from 60° to 30°. After obtaining the data, they were subjected to statistical analysis of variance, Generalized Estimation Equations, with a 95% confidence level and a 5% significance level. Statistical differences were observed in the analyzed factors. Among the factors analyzed, type of alloy and angulation of insertion, and with the data obtained we can conclude that regardless of the alloy, angulation is an essential factor in increasing the torques.

Keywords: Orthodontic anchorage procedures; Screws; Torque; Orthodontics.

Resumen

El anclaje siempre ha sido una de las limitaciones de la ortodoncia y en casi todas las terapias de ortodoncia es necesario obtenerlo. Con el descubrimiento de la integración ósea, surgió un nuevo modelo de anclaje, el modelo esquelético. En un anclaje esquelético-alveolar adicional, la posición más oblicua de los mini-tornillos puede aumentar el riesgo de deformación. El objetivo de este trabajo fue analizar, en un estudio in vitro, el comportamiento mecánico en los pares de inserción y extracción y observar si el tipo de aleación y los ángulos de inserción influyen en el uso de estos minitornillos en posiciones extra alveolares. Se utilizaron 40 minitornillos de similar diámetro y longitud (2,0x12 mm), pero de diferentes aleaciones (20 de acero y 20 de titanio), todos insertados mediante llave dinamométrica digital en cortical ósea de poliuretano sintético (40PCF). Las inserciones se realizaron en dos ángulos, uno a 30° y otro de 60° a 30°. Luego de la obtención de los datos, se sometieron a análisis estadístico de varianza, Ecuaciones de Estimación Generalizada, con un nivel de confianza del 95% y un nivel de significancia del 5%. Se observaron diferencias estadísticas en los factores analizados. Entre los factores analizados, tipo de aleación y angulación de inserción, y con los datos obtenidos podemos concluir que independientemente de la aleación, la angulación es un factor fundamental para incrementar los torques.

Palabras clave: Anclaje extra alveolar; Tornillos; Torque; Ortodoncia.

1. Introdução

A ancoragem sempre foi uma das limitações da ortodontia e em quase toda terapia ortodôntica há a necessidade de se obtê-la. Independentemente de ser intra ou extra-oral, a busca por sua eficiência precisava ser conseguida no durante o tratamento (Araújo, Nascimento, Bezerra, & Sobral, 2006).

Com a descoberta da osteointegração, a utilização de implantes na reabilitação dentária despertou e fez surgir um novo modelo de ancoragem: a ancoragem esquelética ou absoluta. Porém, a imobilidade conferida aos implantes limita a variabilidade da mecânica ortodôntica nos tratamentos, sendo que hoje os implantes são utilizados somente nos casos em que o paciente já os possui (Ballard et al., 2007).

Com o objetivo de eliminar ou diminuir ao máximo a osteointegração foram desenvolvidos dispositivos com novas ligas, tais como miniparafusos de tamanho reduzidos. Estes dispositivos geram mínimo desconforto, viabilizam a aceitação pelos pacientes, são de fácil instalação, pouco invasivos, simplificam os métodos de ancoragem e tornam o prognóstico mais favorável até nos mais complexos tratamentos. (Carano, Velo, Leone, & Siciliani, 2005; Chung, Kim, & Kook, 2005; Wiechmann, Meyer, & Büchter, 2007)

Na ancoragem absoluta os miniparafusos ortodônticos têm demonstrado maior aplicabilidade clínica em relação aos demais sistemas de ancoragem como implantes e mini placas, principalmente com relação as últimas (Yamaguchi, Inami, Ito, Kasai, & Tanimoto, 2012). Apesar de serem eficazes sua instalação e manutenção, dependem de outro profissional para a instalação e, como os implantes, podem se osteointegrar e apresentar maior dificuldade de higienização. Além disso, ocorre edema pós-operatório e necessita de dois atos cirúrgicos, um para instalação e outro para sua remoção (Melsen, 2005; Consolaro, 2015).

Os miniparafusos ortodônticos existentes no mercado apresentam-se com liga de titânio (Ti-6Al-4v) e de aço (ASTM-F138), e suas inserções podem ser interradicular ou extraradicular (Galeotti et al., 2013; Safiya & Manjunath, 2013; Dalvi, 2014). Nas inserções interradiculares utilizamos miniparafusos de diâmetro e comprimento menores para diminuir principalmente os riscos de contato com as raízes, pois os espaços disponíveis são menores (Janson, Sant'Ana, Vasconcelos, 2006; Fernandes, Elias, & Ruellas, 2015). Nas inserções extra-alveolares, os sítios são em locais de espessura óssea mais espessas (Brettin et al., 2008; Moon, Lee, Lee, Im, & Baek, 2008), como a crista infra zigomática e a linha oblíqua externa, e o posicionamento do miniparafuso é em posição oblíqua para fugir das raízes, o que nos confere sobre os miniparafusos maiores torques tanto de inserção quanto de remoção, podendo levar-nos ao risco de fratura por forças excessivas ou pela angulação durante a instalação (Chang & Roberts, 2013; Dalvi, 2014).

Diante da diversidade de escolha entre os miniparafusos, o objetivo deste trabalho foi analisar, num estudo in vitro, utilizando cortical óssea sintética (Sivestre Filho, 2001), o desempenho mecânico dos torques de inserção e remoção de dois tipos de miniparafusos com diâmetro e comprimento semelhantes 2,0x12mm, porém de ligas diferentes, titânio e aço, em inserções extra-alveolares e observar se o tipo de liga e as angulações de inserção influenciam na utilização destes miniparafusos em posições extra-alveolares.

2. Metodologia

O presente trabalho trata-se de um estudo laboratorial quantitativo, com diferentes tipos de liga (Aço Inoxidável e Titânio). Foram realizados torques de inserção e remoção em osso cortical sintético. Os ensaios foram contemplados para avaliarmos o desempenho mecânico destes miniparafusos em diferentes angulações de inserção (Dalvi-2014), no qual foram utilizados:

1) 40 miniparafusos (Figura 01 e Figura 02) de acordo com as especificações da tabela 01.

Figura 01- MPO Titânio com a marca de 2mm.



Fonte: Imagem produzida pelos autores.

Figura 02- MPO aço com a marca de 2mm (azul).



Fonte: Imagem produzida pelos autores.

Tabela 01- Distribuição e especificação da amostra utilizada

Marca/Fabricante	Diâmetro	Comprimento	Liga	Sistema	Quantidade
OBS/Bomei-Tw	2,0 mm	12,0 mm	Ti-6Al-4V	Autoperfurante	20
OBS/Bomei-Tw	2,0 mm	12,0 mm	ASTM-F138	Autoperfurante	20

Fonte: Tabela produzida pelos autores.

2) 40 corpos de prova (Figura 03), que são blocos sintéticos em poliuretano que simulam a cortical óssea em testes biomecânicos cuja especificações estão na tabela 2.

Figura 03- Corpo de prova 50x25x25mm.



Fonte: Imagem produzida pelos autores.

Tabela02- Distribuição e especificação da Amostra utilizada

Fabricante	Dureza	Dimensão	Quantidade
Nacional Ossos/Brasil	40 PCF(cortical pura)	50x25x25 mm	40

3) Chave de inserção e remoção do mesmo fabricante de miniparafusos (Figura 04).

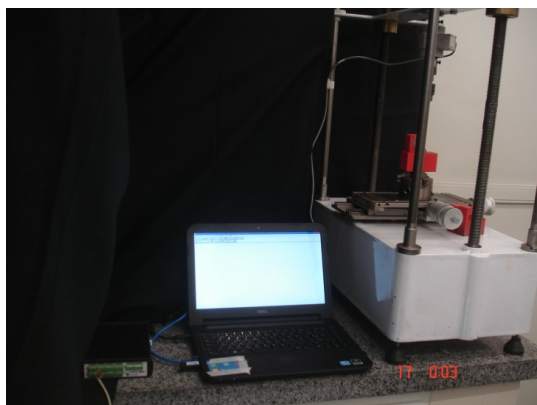
Figura 04- Chave de inserção dos MPO da BOMEI



Fonte: Imagem produzida pelos autores.

4) Torquímetro digital analógico ligado ao computador com programa Sistema Lynx AqDados 7.2 (Figura 05).

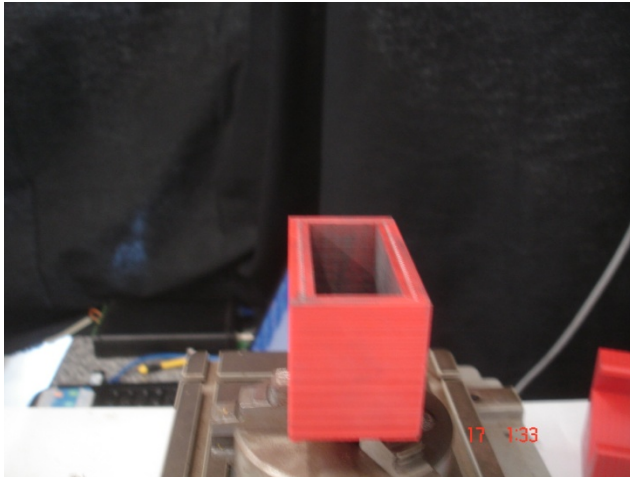
Figura 05- Torquímetro Digital ligado ao computador com programa Sistema Lynx AqDados 7.2



Fonte: Imagem produzida pelos autores.

5) Suporte base para encaixe de suportes e suportes para encaixe dos corpos de prova para simulação das angulações (Figura 06, Figura 07, Figura 08 e Figura 09).

Figura 06- Suporte base para encaixe dos suportes dos corpos de prova



Fonte: Imagem produzida pelos autores.

Figura 07- Suportes de encaixe dos corpos de prova 30° e 60°



Fonte: Imagem produzida pelos autores.

Figura 08- Corpo de prova encaixado suporte à 30°



Fonte: Imagem produzida pelos autores.

Figura 09- Corpo de prova encaixado suporte à 60°



Fonte: Imagem produzida pelos autores.

2.1 Ensaio Mecânico de torque

Para correlacionar o ensaio in vitro de acordo com o que fazemos in vivo nas ancoragens extra-alveolares e assim avaliarmos se há relação ou não entre os tipos de liga e as angulações de inserção de miniparafusos, foram criados suportes para as simulações dos testes. Neste trabalho utilizamos três tipos de suporte, um como base que foi acoplado ao torquímetro e que receberia para encaixe os outros dois tipos, onde nestes, os corpos de prova encaixariam. Um com inclinação de 30°, simulando as inserções diretas à 30° e outro suporte com inclinação à 60°, para simular as inserções que se iniciam à 60° e terminam à 30°.

Inicialmente a chave manual de inserção dos miniparafusos foi fixada ao cabeçote do torquímetro digital analógico e os miniparafusos eram encaixados

na chave de inserção. As operações de inserção e remoção de todos os mini parafusos testados foram executados por um único operador.

Na simulação de inserção direta à 30° cada miniparafuso, 10 de aço e 10 de titânio, foram fixados à chave de inserção presa ao torquímetro, os corpos de prova encaixados no suporte angulado com 30° e o mesmo acoplado ao suporte base fixado ao torquímetro. As inserções iam até o final das roscas ou início do perfil transmucoso dos miniparafusos, e os dados dos torques de inserção coletados. Após as inserções, cada miniparafuso era removido e os torques de remoção mensurados e coletados. O procedimento foi repetido com o mesmo miniparafuso três vezes em locais diferentes do mesmo corpo de prova utilizado para cada miniparafuso.

Na simulação de inserção indireta onde inicia a inserção à 60° e termina em 30°, cada miniparafuso, 10 de aço e 10 de titânio, foram fixados à chave de inserção presa ao torquímetro, os corpos de prova encaixados no suporte angulado com 60° e o mesmo acoplado ao suporte base fixado ao torquímetro. Iniciava a inserção até 2,0 mm, marcação prévia no miniparafuso, parava de inserir e tirávamos o suporte angulado do suporte base e trocávamos os corpos de prova que estavam no suporte com angulação à 60° para o suporte com angulação à 30° que eram novamente encaixados no suporte base, e assim terminávamos de inserir o miniparafuso até o final das roscas ou início do perfil transmucoso, e os dados dos torques de inserção coletados. Após as inserções, cada miniparafuso era removido e os torques de remoção mensurados e coletados. O procedimento foi repetido com o mesmo mini parafuso três vezes em locais diferentes do mesmo corpo de prova utilizado para cada miniparafuso.

2.2 Análise de dados

Com os valores obtidos, os torques, mínimo e máximo, de inserção e remoção nas duas angulações, foram inseridos no programa sistema Lynx Aqdados 7.2 e os dados foram transferidos para o programa Excel para obtenção de valores numéricos em n.cm, e submetidos às análises estatísticas, Shapiro-wilk e Equações de Estimativas Generalizadas (GEE). Por meio do pacote estatístico SPSS foi avaliado os fatores tipo de liga, angulação e a interação entre ambos. Os testes foram realizados com grau de confiança de 95% e nível de significância de 5% O primeiro teste foi o Shapiro-Wilk (S-W), teste de Normalidade, para avaliar se nossa amostra tinha distribuição normal ou não. Após a verificação inicial, usamos o teste de variância Equações de Estimativa Generalizada (GEE) com modelo gama com ligação de log, para obter um poder de inferência maior sobre os dados, nos dando uma média marginal estimada da população.

3. Resultados

Ao lançar os dados dos ensaios mecânicos de torque no teste Shappiro-Wilk foram obtidos valores indicando que a distribuição dos dados difere de uma distribuição Normal, apresentando diferenças estatísticas significantes (Tabela 03).

Tabela 03- Teste de normalidade: Shapiro-Wilk

	Tipo de Liga	Estatística	GL	S(p<0,05)	Conclusão
Inserção	Aço	0,956	60	0,03	Rejeita H0
Inserção	Titânio	0,873	60	0,001	Rejeita H0
Remoção	Aço	0,980	60	0,448	Não rejeita H0
Remoção	Titânio	0,863	60	0,001	Rejeita H0

Fonte: Tabela confeccionada pelos autores.

Após observarmos a falta de normalidade, executamos a análise estatística principal, Equação Estimada Generalizada (GEE) e avaliamos os fatores, tipo de liga, angulação, e a interação entre elas. Tanto nas inserções, quanto nas remoções, obtivemos resultados com diferenças estatísticas significantes somente na angulação (Tabela 04).

Tabela 04- Testes feitos com os valores obtidos pelas inserções, e remoções; observamos que houve diferenças estatísticas significantes nas angulações.

	INSERÇÃO			REMOÇÃO		
	F	GL	P	F	GL	P
Tipo de liga	0,687	1	0,407	2,045	1	0,153
Angulação	61,479	1	0,001	170,882	1	0,001
Tipo de liga+Angulação	1,502	1	0,220	1,804	1	0,298

Nota: o negrito representa a diferença estatística significativa

Fonte: Tabela confeccionada pelos autores.

Na avaliação do fator tipo de liga, tanto nas inserções quanto nas remoções, observou-se que não houve diferenças estatísticas (Tabela 05).

Tabela 05- Avaliação do fator tipo de liga, tanto nas inserções quanto nas remoções.

Tipo de Liga INSERÇÃO	MÉDIA	95% INTERVALO CONFIANÇA	
		INFERIOR	SUPERIOR
Aço	24,50	23,70	25,29
Titânio	25,38	24,07	26,67
Tipo de Liga REMOÇÃO	MÉDIA	95% INTERVALO CONFIANÇA	
		INFERIOR	SUPERIOR
Aço	25,65	24,46	26,83
Titânio	26,03	24,67	27,39

Fonte: Tabela confeccionada pelos autores.

Na avaliação do fator angulação, comparando as inserções diretas à 30° e indiretas 60° para 30°, as angulações indiretas apresentaram diferenças estatísticas significantes, ocorrendo um aumento do nível de torque, tanto durante as inserções quanto nas remoções (Tabela 06).

Tabela 06- Avaliação do fator angulação, comparando as inserções diretas à 30° e indiretas 60° para 30°.

ANGULAÇÃO INSERÇÃO	MÉDIA	95% INTERVALO CONFIANÇA	
		INFERIOR	SUPERIOR
30°	22,59	21,73	23,44
60°	26,89	26,24	27,55
ANGULAÇÃO REMOÇÃO	MÉDIA	95% INTERVALO CONFIANÇA	
		INFERIOR	SUPERIOR
30°	22,91	22,15	23,66

60°	29,27	28,69	29,85
-----	-------	-------	-------

Fonte: Tabela confeccionada pelos autores.

4. Discussão

Para a realização deste estudo optou-se pela utilização de ossos sintéticos com densidades semelhantes às corticais ósseas (40PCF) encontradas nos sítios de inserção nas maxilas humanas. A marca comercial utilizada, Nacional Ossos (Brasil), desenvolve ossos sintéticos com propriedades mecânicas similares aos ossos naturais para análise em pesquisas e são preconizados pela American Society for Testing Materials (ASTM F543) (Silvestre Filho, 2001).

Neste trabalho utilizamos miniparafusos do mesmo fabricante (Bomei-Taiwan), com diâmetro e comprimento (2,0x12mm) semelhantes, ambos auto perfurantes, de ligas diferentes (Titânio e Aço Inoxidável), e analisamos os torques nas inserções e nas remoções em duas angulações distintas (direta 30° e indireta 60°- 30°).

A técnica de ancoragem extra-alveolar, segundo Dr. Chris Chang (Chang & Roberts, 2013), preconiza miniparafusos de aço com diâmetros e comprimentos maiores (2,0x12mm), pois estes emergem como os mais fortes e os miniparafusos de menor diâmetro como os mais fracos (Jolley & Chung, 2007; Casaglia, Dominici, Pachi, Turia, & Cerroni, 2010). Ambos, diâmetro e comprimento, afetam a estabilidade do miniparafuso, pois quanto maior as medidas do miniparafuso maior as forças de inserção (Squeff, Simonson, Elias, & Nojima, 2008; Shah, Behrents, Kim, Kyung, & Buschang, 2012) e maior estabilidade primária (Pithon & Nojima, 2009; Gouveia, 2011). Nesta técnica os sítios de inserção são em corticais ósseas mais espessas, como o IZC na maxila e a linha oblíqua externa na mandíbula, nestes locais há um aumento do nível de torque sobre os miniparafusos chegando a ser até 4 vezes maior, segundo Fernandes & Ruellas (2015), conferindo assim uma maior estabilidade aos miniparafusos devido ao aumento destes torques (Lim, Cha, & Hwang, 2008; Pithon & Nojima, 2009) e, como são necessárias forças maiores para retração total de todo complexo dento alveolar, os miniparafusos devem estar bem estáveis para diminuir o risco de falha. Após entendermos a importância do diâmetro e do comprimento dos miniparafusos na ancoragem extra-alveolar, avaliamos os torques de inserção e remoção, e observamos, como Dalvi (2014) e Bollero et al., (2018), que não há uma diferença estatística significativa entre os miniparafusos estudados, apesar dos miniparafusos de titânio apresentarem torques ligeiramente maiores do que os miniparafusos de aço, a liga, não é um fator que interfere no aumento dos torques, podendo então ambos serem utilizados neste tipo de ancoragem.

Muitos trabalhos sobre angulações de inserção mostram sua importância, pois o simples fato de instalá-lo mais angulado induz a um aumento de tensão e torque sobre os miniparafusos (Holm, Cunningham, Petrie, & Cousley, 2012; Lee, Kim, Choi, Kim, & Chung, 2013; Cho, Kim, Ahn, Yang, & Baek, 2013; Iniestra, Nunez, Gayosso, & Ibarra, 2014; Dalla Rosa, Burmann, Ruschel, Vargas, & Kramer, 2016), minimiza o contato com as raízes, aumenta o contato osso e miniparafuso, e com isso aumentando e não interferindo na estabilidade dos mesmos, independente da liga (Araújo, Nascimento, Bezerra, & Sobral, 2006; Ballard et al., 2007; Fabre, 2014; O'toole, 2011; Uzner & Aslan, 2015;). Contudo, movimentos fora da cêntrica, de inclinação durante as inserções, como proposto nas ancoragens extra-alveolares, podem provocar maiores fraturas e deformações devido ao aumento dos torques de inserção (Cho, Kim, Ahn, Yang, & Baek, 2013), embora os miniparafusos de titânio e aço inoxidável sejam comparáveis quanto ao uso em ancoragem, o aço apresenta melhores propriedades de tensão do que o titânio, são dúcteis, portanto sofrem maior flexão e conseqüentemente submetem à maior dobra ou contorno antes de ocorrer falha. A propriedade de torção do aço inoxidável permite que os operadores sintam a resposta do miniparafuso durante a inserção, minimizando assim o risco de fratura do miniparafuso. Por outro lado, miniparafusos de titânio não fornecem uma resposta tátil quando da inserção, por isso, não é fácil para os operadores perceberem quando a ruptura está prestes a acontecer (Francioli, Ruggiero & Giorgetti, 2010; Yao et al., 2014). Em nosso trabalho ficou demonstrado que o movimento de inclinação durante a inserção indireta de 60° para 30° aumenta significativamente os torques de inserção e remoção e leva-nos a acreditar que estes movimentos que causam aumento de torque sobre miniparafusos, independentemente do tipo de liga, devem ser um fator a ser considerado.

5. Conclusão

Após o ensaio mecânico dos torques em miniparafusos de aço inoxidável e de titânio utilizados em simulações de ancoragem extra-alveolar em blocos sintéticos podemos concluir que independente da liga utilizada, a angulação é um fator essencial, pois os movimentos de inclinação nos miniparafusos, para fugir das raízes, produzem aumento de torque que podem levá-los à falha.

Estudos futuros devem avaliar à longo prazo o grau de estabilidade dos miniparafusos de aço inoxidável e titânio em ancoragem extra-alveolar, onde às inserções são anguladas, e obtermos as taxas de sucesso de cada um e assim poder auxiliar os ortodontistas na escolha do melhor dispositivo.

Agradecimentos

Os autores agradecem à fabricante BOMEI Co. Ltd. de Taiwan, em especial Steven Pan, que cedeu gentilmente sem custos os miniparafusos. Ao

Laboratório de ensaios mecânicos da faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

Referências

Araújo, T. M., Nascimento, M. H. A., Bezerra, F., & Sobral, M. C. (2006). Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* Maringá, 11(4), 126–156.

Ballard, D et al. (2007). Orthodontics & Mini screws. *Australian Society of Orthodontists and University of Sydney*.

Bollero, P., Di Fazio, V., Pavoni, C., Cordaro, M., Cozza, P., & Lione, R. (2018). Titanium alloy vs. stainless steel miniscrews: an in vivo split-mouth study. *European review for medical and pharmacological sciences*, 22(8), 2191–2198.

Brettin, B. T., Grosland, N. M., Qian, F., Southard, K. A., Stuntz, T. D., Morgan, T. A., Marshall, S. D., & Southard, T. E. (2008). Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics: official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*, 134(5), 625–635.

Carano, A., Velo, S., Leone, P., & Siciliani, G. (2005). Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. *Journal of clinical orthodontics*, 39(1), 9–30.

Casaglia, A., Dominici, F., Pachi, F., Turia, R., & Cerroni, L.(2010). Morphological observations and Fractological considerations on orthodontics miniscrews. *Rev. Minerva Stomatologica*, V 59(9):465-479.

Chang, C. & Roberts, E.W. (2013). Stability of mini-screws on buccal shelves: a retrospective study of 1680 mini-screw insertions by the same orthodontist. *International Journal of Orthodontics & Implantology*. 30, 76-78.

Cho, I. S., Kim, T. W., Ahn, S. J., Yang, I. H., & Baek, S. H. (2013). Effects of insertion angle and implant thread type on the fracture properties of orthodontic mini-implants during insertion. *The Angle orthodontist*, 83(4), 698–704.

Consolaro A. (2015). Miniplates and mini-implants: bone remodeling as their biological foundation. *Dental press journal of orthodontics*, 20(6), 16–31.

Chung, K., Kim, S. H., & Kook, Y. (2005). C-orthodontic microimplant for distalization of mandibular dentition in Class III correction. *The Angle orthodontist*, 75(1), 119–128.

Dalla Rosa, F., Burmann, P. F., Ruschel, H. C., Vargas, I. A., & Kramer, P. F. (2016). Evaluation of fracture torque resistance of orthodontic mini-implants. Resistência de fratura ao torque de mini-implantes ortodônticos. *Acta odontologica latinoamericana*, 29(3), 248–254.

Dalvi, A.C. (2014). Implantes Ortodônticos de aço inoxidável ; orientada por Carlos Nelson Elias. –Tese (doutorado)–Instituto Militar de Engenharia.- Rio de Janeiro.

Fabre, A.F. (2014) Compêndio de Mini-Implantes Ortodônticos-Parte I. *Arch Health Invest*, 3(1): 46-56.

Fernandes, D. J., Elias, C. N., & Ruellas, A. (2015). Influence of Screw Length and Bone Thickness on the Stability of Temporary Implants. *Materials (Basel, Switzerland)*, 8(9), 6558–6569.

Francioli, D., Ruggiero, G., & Giorgetti, R. (2010). Mechanical properties evaluation of an orthodontic miniscrew system for skeletal anchorage. *Progress in orthodontics*, 11(2), 98–104.

Galeotti, A., Uomo, R., Spagnuolo, G., Paduano, S., Cimino, R., Valletta, R., & D'Antò, V. (2013). Effect of pH on in vitro biocompatibility of orthodontic miniscrew implants. *Progress in orthodontics*, 14, 15.

Gouvêa, C.C. M.(2011). Avaliação da resistência ao arrancamento de mini-implantes ortodônticos : estudo laboratorial - Araçatuba. *Dissertação (Mestrado)* – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba.

Holm, L., Cunningham, S. J., Petrie, A., & Cousley, R. R. (2012). An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *The Angle orthodontist*, 82(6), 1022–1028.

Iniestra, I.O., Nunez, E.G., Gayosso, C.A., & Ibarra, J.G.(2014). Resistencia a fuerzas de tracción de miniimplantes usados en ortodoncia dependiendo del ángulo de inserción. *Revista Mexicana de Ortodoncia*, 2(3), 183–187.

Janson, M., Sant´Ana, E., Vasconcelos, W.(2006). Ancoragem esquelética com miniimplantes:incorporação rotineira da técnica na prática ortodôntica. *Rev. Clín. Ortodon. Dental Press*, Maringá, 5(4), 126–156.

Jolley, T. H., & Chung, C. H. (2007). Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *Journal of clinical orthodontics*, 41(6), 326–328.

Lee, J., Kim, J. Y., Choi, Y. J., Kim, K. H., & Chung, C. J. (2013). Effects of placement angle and direction of orthopedic force application on the stability of orthodontic miniscrews. *The Angle orthodontist*, 83(4), 667–673.

Lim, S. A., Cha, J. Y., & Hwang, C. J. (2008). Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *The Angle orthodontist*, 78(2), 234–240.

Mazzo, C.R., Zaniquelli, O., Lepri, C.P., Oliscovicz, N.F., & Reis, A.C. (2012). Avaliação das propriedades mecânicas de poliuretanas para sua utilização como substrato em ensaios de implantes odontológicos (Evaluation of mechanical properties of polyurethanes for use as substrate in assays of dental implants). *Rev.Odontol.Bras.Central*; 21(56), 383–388.

Melsen, B.(2005). Mini-Implants: Where Are We? *JCO-September V39*(9), 539–547.

Moon, C. H., Lee, D. G., Lee, H. S., Im, J. S., & Baek, S. H. (2008). Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *The Angle orthodontist*, 78(1), 101–106.

O'Toole, M.P.(2011). Impact of Orthodontic Mini-Screw Angulation Relative to Direction of Force Application on Stability, Movement, and the Peri-implant Interface . *Master's of Science Degree*. Department of Graduate Orthodontics Faculty of Dentistry University of Toronto.

Pithon, M.M., & Nojima, L.I. (2007). Avaliação da estabilidade primária de miniimplantes ortodônticos em diferentes regiões da maxila e mandíbula de porcos. *Innovations Implant Journal - Biomaterials and Esthetics*, 2(4), 58–63.

Pithon, M.M. & Nojima, L.I. (2009). Torque de inserção e remoção de mini-implantes ortodônticos em diferentes espessuras de cortical. *Innov Implant J, Biomater Esthet*, São Paulo, 4(2), 37–41.

Safiya, S. & Manjunath, G.(2013). Mini- Implant Materials: An Overview. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 7(2), 15–20.

Shah, A.H., Behrents, R.G., Kim, K.B., Kyung, H.M., & Buschang, P.H.(2012). Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *Angle Orthod*. 82(4), 603–610.

Silvestre Filho, G.D.(2001). Comportamento mecânico do poliuretano derivado de óleo de mamona reforçado por fibra de carbono: contribuição para o projeto de hastes de implante de quadril. Orientado por Jonas de Carvalho. *Dissertação Mestrado- Fac Eng. Mecânica-USP São Carlos*.

Squeff, L.R., Simonson, M.B.A., Elias, C.N., & Nojima, L.I.(2008). Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* Maringá, 13(5): 49–56.

Torman, V.B.L., Coster, R., & Riboldi, J. (2012).Normalidade de Variáveis: Métodos de verificação e comparação de alguns testes não paramétricos por simulação. *Revista HCPA* , 32(2), 227–234.

Uzuner, F.D. & Aslan, B.I. (2015). *Miniscrew Applications in Orthodontics*

Wiechmann, D., Meyer, U., & Büchter, A. (2007). Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clinical oral implants research*, 18(2), 263–267.

Yamaguchi, M., Inami, T., Ito, K., Kasai, K., & Tanimoto, Y. (2012). Mini-implants in the anchorage armamentarium: new paradigms in the orthodontics. *International journal of biomaterials*, 2012, 394121.

Yao, C.-C.J., Chang, H.-H., Chang, J.Z.-C., Lai, H.-H., Lu, S.-C., Chen, Y.-J. (2014). Revisiting the stability of mini-implants used for orthodontic Anchorage. *Journal of the Formosan Medical Association*, 114(11), 1122–1128.

Porcentagem de contribuição de cada autor no manuscrito:

Carlos Alberto de Moraes Vieira– 30%

Lucas Pereira Ferreira de Rezende –10%

Marcelo Augusto Garcia Junior – 10%

Wallisen Tadashi Hattori – 10%

Cleudmar Amaral de Araújo – 10%

Vinícius Lima de Almeida – 10%

Darceny Zanetta Barbosa – 20%

CAPÍTULO 3 – ARTIGO 3

OTIMIZAÇÃO DE MINIPARAFUSOS ORTODÔNTICOS PARA TRATAMENTO DE DEFORMIDADES DENTOFACIAIS

Carlos A M Vieira, Darceny Zanetta Barbosa, Cleiton Camilo Jr, Marcília Guimarães, Thiago Gomes Cardoso, Cleudmar Amaral de Araújo,

Resumo

Introdução: Deformidades dentofaciais estão presentes em um grande número de pessoas e influenciam na obtenção de um equilíbrio facial e oclusal, muitas vezes, corrigida com cirurgia ortognática que, em geral, são complexas gerando receios junto aos pacientes, além de ser de alto custo. Atualmente, existem alternativas mais simples para tratamento destas deformidades utilizando ancoragens esqueléticas com miniparafusos ortodônticos. Porém, devido aos níveis dos torques aplicados, miniparafusos convencionais fabricados em titânio possuem um alto índice de falha nestes tipos de tratamento. O objetivo deste trabalho é analisar comparativamente as propriedades mecânicas do aço inoxidável F138 com a liga ti-6Al-4V em um miniparafuso ortodôntico a fim de reduzir os níveis de fratura decorrentes do procedimento de inserção extra-alveolar na linha oblíqua externa e propor miniparafusos otimizados para tratamento de deformidades dentofaciais.

Materiais e Métodos: O projeto estrutural foi feito por meio de modelos tridimensionais de elementos finitos utilizando a geometria de uma mandíbula com miniparafusos em posição extra-alveolar. Realizou-se um estudo estrutural, por meio de uma análise de elementos finitos não-linear, utilizando modelos elastoplásticos com endurecimento isotrópico bi-linear para o aço F138 e o Ti-6Al-4V. As condições de contorno simulam um carregamento combinado de um torque constante de 100 N.mm combinado com uma força remota variando de 0 a 20 N, a uma distância de 50 mm da cabeça do miniparafuso. Foram propostas 05 novas geometrias de miniparafusos otimizadas fabricados em aço inoxidável visando avaliar o parafuso de maior resistência estrutural e que seria mais indicado para tratamentos de deformidades dentofaciais. **Resultados:** Para os dois materiais, a concentração de tensão foi localizada no canto filetado que divide o perfil transmucoso da seção circular da rosca ativa do miniparafuso. A força para atingir o limite de resistência para ambos os materiais foi de aproximadamente 15 N à 50 mm da cabeça do miniparafuso, além dos 100 N.mm de torque.

Discussão: O aço F138 apresentou um grau de deformação maior do que o Ti-6Al-4V até atingir o limite de resistência, o que permite que o cirurgião dentista tenha uma maior sensibilidade durante a inserção. Isto é de grande importância para os profissionais ortodontistas pois, na ancoragem extra-alveolar, os

miniparafusos quase sempre precisarão de ajustes de inclinação. **Conclusão:** Considerando que estudos prévios mostram que o acabamento superficial do miniparafuso de Ti-6Al-4V apresenta maior rugosidade, levando a um maior torque de inserção, e que, nesse estudo o carregamento aplicado para fratura foi próximo do aço F138, conclui-se que há maior segurança durante a inserção de miniparafusos de aço F138 do que para de Ti-6Al-4V. Para inserções extra-alveolares recomenda-se utilizar um mini-parafuso com geometria otimizada para o perfil transmucoso com diâmetro de 2 mm e passo de 0,6 mm.

Palavras chave: Inserção Extra-alveolar, Deformidades dentofaciais, Miniparafusos ortodônticos, Cirurgia Ortognática, Ortodontia, retração mandibular.

Abstract

Introduction: Dentofacial deformities are present in a large number of people and influence the achievement of facial and occlusal balance, often corrected with orthognathic surgery which, in general, are complex generating fears among patients, besides being of high cost. Currently, there are simpler alternatives for treating these deformities using skeletal anchorage with orthodontic miniscrews. However, due to the torque levels applied, conventional miniscrews made of titanium have a high failure rate in these types of treatment. The aim of this study is to analyze comparatively the mechanical properties of stainless steel F138 with ti-6Al-4V alloy in an orthodontic miniscrew in order to reduce the fracture levels resulting from the extra-alveolar insertion procedure in the external oblique line and to propose miniscrews optimized for the treatment of dentofacial deformities. **Materials and Methods:** The structural design was done by means of three-dimensional finite element models using the geometry of a mandible with miniscrews in extra-alveolar position. A structural study was performed by means of a nonlinear finite element analysis using elastoplastic models with bi-linear isotropic hardening for F138 steel and Ti-6Al-4V. The boundary conditions simulate a combined loading of a constant torque of 100 N.mm combined with a remote force ranging from 0 to 20 N at a distance of 50 mm from the miniscrew head. 05 new optimized miniscrew geometries made of stainless steel were proposed in order to evaluate the screw with higher structural strength and that would be more suitable for treatments of dentofacial deformities. **Results:** For both materials, the stress concentration was located in the filleted corner that divides the transmucosal profile of the circular section of the active thread of the miniscrew. The force to reach the yield strength for both materials was approximately 15 N at 50 mm from the miniscrew head, in addition to the 100 N.mm of torque. **Discussion:** The F138 steel presented a higher degree of deformation than the Ti-6Al-4V until reaching the limit of strength, which allows the dental surgeon to have a

greater sensitivity during insertion. This is of great importance for orthodontists because in extra-alveolar anchorage miniscrews will almost always require tipping adjustments. **Conclusion:** Considering that previous studies show that the surface finish of Ti-6Al-4V miniscrews has greater roughness, leading to greater insertion torque, and that in this study the load applied for fracture was close to that of F138 steel, it can be concluded that there is greater safety during insertion of F138 steel mini-screws than for Ti-6Al-4V. For extra-alveolar insertions, it is recommended to use a miniscrew with optimized geometry for the transmucosal profile with 2 mm diameter and 0.6 mm pitch.

Keywords: Extra-alveolar insertion, dentofacial deformities, orthodontic mini-screws, orthognathic surgery, orthodontics, mandibular retraction.

1. Introdução

As deformidades dentofaciais estão presentes em um grande número de pessoas e influenciam na obtenção de um equilíbrio facial e oclusal interferindo sobre o emocional de qualquer pessoa. Atualmente, uma das possibilidades de tratamento destas deformidades é a utilização de um processo mais simples, sem cirurgias complexas, com o uso de ancoragens esqueléticas por meio de mini parafusos ortodônticos¹.

Mini parafusos ortodônticos têm demonstrado maior aplicabilidade clínica em relação aos demais sistemas de ancoragem esquelética, implantes e mini placas².

A ancoragem esquelética de miniparafusos em corticais ósseas mais espessas e em posições extra-alveolares tem demonstrado em aplicações de movimentação dentária ortodôntica, principalmente, em retrações de todo o complexo dento-alveolar, como sendo biomecanicamente favorável em relação às inserções inter-radulares. Como tal, também devem ser considerados para situações clínicas que exijam ancoragem pesada^{3,4,5}, substituindo, em muitos casos, as miniplacas. Portanto, sendo uma boa alternativa visto que mini placas dependem de outro profissional para a instalação, podem osteointegrar, como os implantes, e apresentam maior dificuldade de higienização. Além disso, podem ocorrer edemas pós-operatórios e necessita de dois atos cirúrgicos, uma para a instalação e outro para a remoção^{6,7}.

As ancoragens extra-alveolares exigem maiores forças e dependem da geometria do parafuso, local e direção de inserção, dentre outros fatores que podem afetar os níveis de tensão na estrutura óssea circundante com o mini parafuso e diminuir a taxa de sucesso^{8,9,10,11}. Para desviar das raízes dos dentes, é comum utilizar a inserção indireta de 60° para 30°. Este procedimento de inserção inicia com o posicionamento dos miniparafusos inicialmente à 60° em relação ao longo eixo do dente. Após uma inserção de 2 mm aproximadamente, os miniparafusos vão sendo gradativamente inclinados para

a posição de 30°, ao mesmo tempo da aplicação do torque de inserção até o final das roscas ou início do perfil transmucoso, de acordo com a técnica extra alveolar, preconizada por Chang (2013). Neste caso, ocorre um efeito gradativo de flexão no miniparafuso durante o processo de inserção.

Durante a instalação ou remoção do parafuso ortodôntico, pode ocorrer sua fratura. Em inserções diretas, normalmente, está relacionada à aplicação de torque excessivo. Porém para inserções indiretas, os miniparafusos ortodônticos são expostos a três tipos de estresse durante o uso clínico: tensão de cisalhamento de torção, tensão de cisalhamento axial e tensão de flexão (Reicheneder et al., 2008). Estudos mostram somente o efeito de torção ou somente o efeito da tensão de flexão estática em um miniparafuso. Porém, até onde sabemos, nenhum estudo avaliou a combinação dos dois carregamentos até a fratura do miniparafuso.

Apesar dos altos índices de sucesso, as complicações relacionadas aos miniparafusos podem ser dependentes das características físicas do parafuso. Desse modo, a análise por elementos finitos (FEA) é um método computacional complementar aos testes clínicos^{12,13,14} e que tem sido utilizado para estudar diferentes aspectos, focando principalmente na distribuição de tensões e resistência estrutural^{15,16}, simulando cargas e torques aplicados sobre miniparafusos e as respectivas alterações que ocorrem sobre os mesmos e sobre o osso circundante em uma fixação^{17,18}. A avaliação da resistência estrutural de miniparafusos em condições de alta carga estudada por elementos finitos é um método auxiliar para o diagnóstico, o planejamento do tratamento e o projeto de novos parafusos de fixação¹⁹ e vem sendo comumente utilizada em pesquisas odontológicas para investigar a influência de vários fatores relacionados com a fixação em estruturas ósseas.

Foi demonstrado que a carga de torção durante a inserção do parafuso pode causar enfraquecimento mecânico prematuro e precisa ser minimizada (Jolley e Chung, 2007). Quando o parafuso está totalmente inserido, o parafuso apresenta deformação plástica pronunciada e, portanto, risco de fratura sob carga de flexão subsequente (Reicheneder et al., 2008). As fraturas dos miniparafusos são frequentemente relatadas na parte do pescoço do parafuso, entre o corpo, isto é, a parte terminal da superfície rosqueada endo-óssea e a cabeça, após o perfil transmucoso (Kravitz e Kusnoto, 2007; Wilmes et al., 2011). Alguns autores avaliaram as forças de torção relacionadas às fraturas de miniparafusos durante os procedimentos de inserção e remoção, mostrando uma grande variabilidade dos valores de pico de torque (Jolley e Chung, 2007; Suzuki e Suzuki, 2011; Tepedino et al., 2017).

A maioria das fraturas ocorre no pescoço através do osso cortical porque o estresse mecânico no miniparafuso está concentrado neste ponto (Kuroda e Tanaka, 2014). A fratura do parafuso pode ocorrer frequentemente durante os procedimentos de colocação e remoção. Este evento está intimamente relacionado à tensão do torque. O torque de inserção dos miniparafusos

geralmente varia de 30 a 100 N.mm (Suzuki et al., 2013), e o torque de remoção médio é relatado como sendo de -20 a -200 N.mm (Suzuki e Suzuki, 2011). Esses valores são limítrofes ou menores do que o torque de ruptura, aproximadamente de 150 a 600 N.mm (Wilmes et al., 2011).

Segundo a literatura, o diâmetro do miniparafuso tem um grande impacto nos valores de torque de fratura. Assim, parece vantajoso usar miniparafusos com um diâmetro maior que, adicionalmente, têm a vantagem de maior estabilidade primária (Wilmes et al., 2014; Lim et al., 2008) resultando em menores taxas de falha (Motoyoshi et al., 2009).

Poucos estudos foram realizados para avaliar o torque de fratura de miniparafusos ortodônticos. Carano et al. (2004, 2005) mediram um valor médio de resistência à quebra por torção em 487 N.mm para miniparafusos com diâmetro de 1,5 mm. Lietz (2008) discriminou os torques de fratura de diferentes tipos de miniparafusos derivados das folhas de dados dos produtos dos fabricantes. Para miniparafusos com diâmetros de 1,3 a 2,5 mm, eles relataram valores de torque de fratura de 210 a 900 N.mm. Wilmes (2011) avaliou os valores de torque limite que resultam na fratura de vários tipos e diâmetros, variando de 1,3 a 2,0 mm, de miniparafusos. O torque de inserção foi medido e o torque máximo no momento da fratura do mini-parafuso foi avaliado. Para um diâmetro de 2,0 mm obtiveram um torque de 491,6 ($\pm 75,3$) Nmm. Reimann et al. (2016) avaliou a estabilidade de vários miniparafusos de ancoragem ortodôntica disponíveis comercialmente contra torção. Estes foram testados in vitro em relação ao ângulo de rotação. Os miniparafusos foram posicionados em um modelo de resina com propriedades de material ósseo. Depois, foram girados manualmente até que ocorresse uma queda repentina no torque medido. Os diâmetros dos parafusos variaram de 1,4 a 2,0 mm. O torque de fratura para um diâmetro de 2,0mm foi de aproximadamente 800 N.mm.

Em relação ao efeito da carga tangencial no pescoço do miniparafuso, (Pithon et al., 2007) experimentalmente a força máxima até a fratura do miniparafuso. Para um diâmetro de 2,0 mm, foi relatado uma força média de $10906 \pm 2,86$ a $326,35 \pm 9,80$ N na região da cabeça do miniparafuso, mais especificamente na área de acoplamento dos aparatos ortodônticos, porém não há informações detalhando a distância da linha de aplicação da força até a base engastada. De forma similar, (Sfondrini et al., 2018) realizou o mesmo experimento em miniparafuso com diâmetro variando de 1,3 a 2,0 mm. Para um diâmetro de 2,0 mm, foi relatado uma força média de 811 N na região no pescoço do parafuso, com um braço de alavanca de 0,5 mm.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência estrutural de miniparafusos ortodônticos fabricados em aço inoxidável (F138) e em liga Ti-6Al-4V utilizando modelagem por elementos finitos e desenvolver um miniparafuso ortodôntico com resistência estrutural para tratamento de deformidades dentofaciais por meio de inserção extra-alveolar na linha oblíqua externa.

2. Materiais e Métodos

2.1 - Avaliação comparativa de miniparafusos de aço e de titânio

Foi realizada uma análise de elementos finitos para a comparação da resistência mecânica do miniparafuso sob a condição de inserção na mandíbula e comparação entre o titânio Ti-6Al-4V e aço inoxidável 316L, normalizado pelas normas ASTM F136 e F138, respectivamente. Para isso, foi feito um estudo “*StaticStructural*” no ANSYS em um cenário onde, usualmente, o mini-parafuso usualmente fratura, isto é, com a rosca do mini-parafuso já introduzida no osso e com a inserção de um torque de aperto crescente até que o mini-parafuso atinja a condição de falha estrutural. O objetivo deste estudo foi determinar o momento de torção e sua deformação plástica durante o aparafusamento que resultam na fratura dos miniparafusos de ancoragem ortodôntica.

Nesta avaliação foi utilizado um miniparafuso ortodôntico de aço inoxidável F138, produzido pela empresa Bomei. A Figura 1 mostra, em detalhe, sua geometria. O comprimento do passo de rosca é de 0,9 mm e o diâmetro é de 2,0 mm. O miniparafuso foi levado a uma lupa câmera microscópio eletrônico digital USB HD Zoom 1000x F-1000X para aferição das suas dimensões e avaliar sua geometria. A Figura 2 dá as dimensões do miniparafuso e seu modelo CAD.

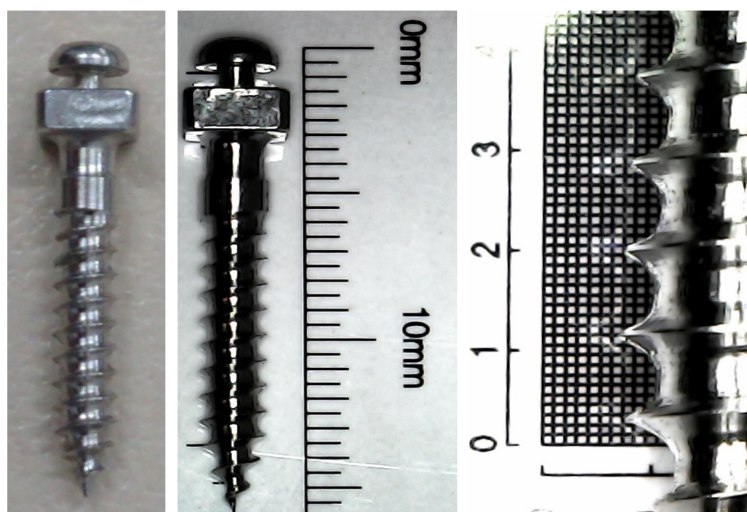


Figura 1 Exemplar do implante ortodôntico de aço F138, com detalhe do perfil do filete da rosca.

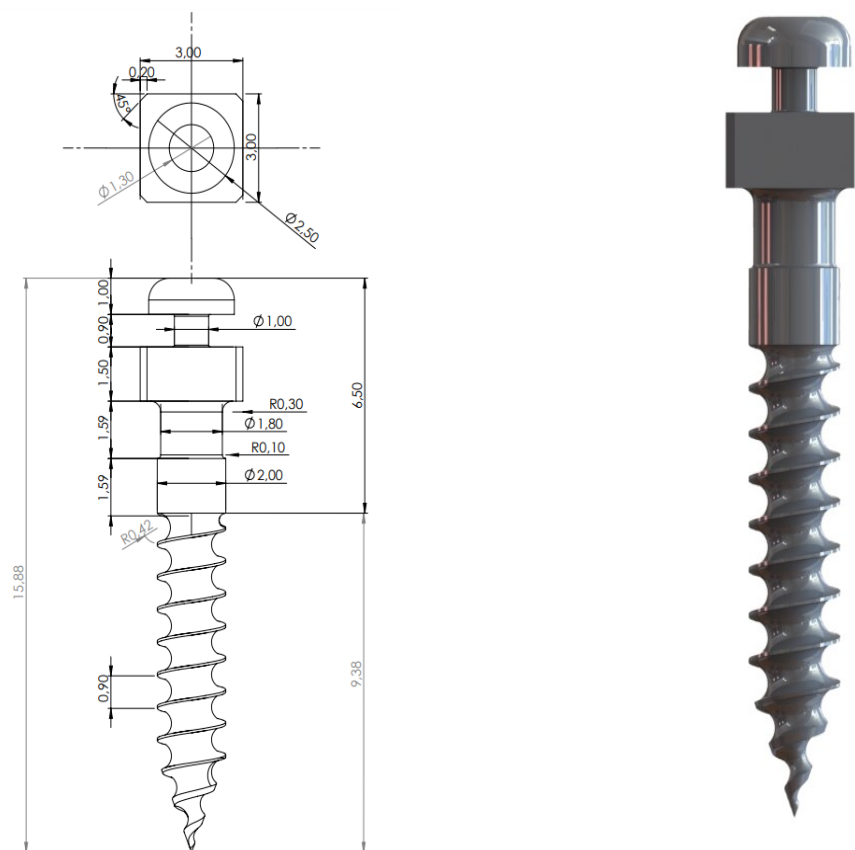


Figura 2 Dimensões do modelo tridimensional, à esquerda, e modelo CAD do miniparafuso estudado, à direita.

A Figura 3 mostra a montagem do modelo geométrico de uma hemi mandíbula (20) com dentes que foi utilizada para uma análise do miniparafuso em uma condição de inserção final na estrutura óssea, com um ângulo de 30° do mini parafuso em relação ao longo eixo dos dentes, em posição extra-alveolar.

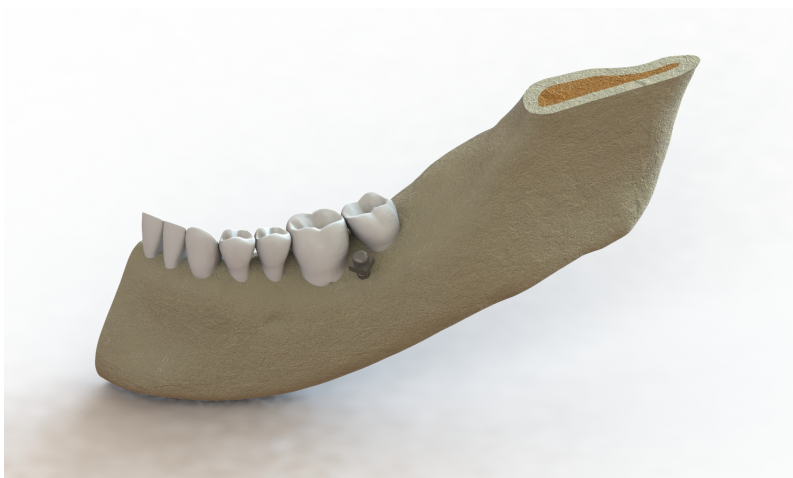


Figura 3 Modelo geométrico da hemi mandíbula com o miniparafuso utilizado na análise por elementos finitos.

O foco desta análise foi avaliar a resposta do miniparafuso sob carga de flexão devido a força de flexão do fio, neste modelo não foram utilizados os bráquetes e o fio, sendo utilizada somente uma seção da mandíbula para fins de simplificação e redução do tamanho do modelo de elementos finitos. O osso da mandíbula é desenvolvido como uma impressão negativa da superfície do implante do miniparafuso. Esse modelo foi importado para o software ANSYS sendo mostrado na Figura 4.

Geometry
10/02/2021 11:00

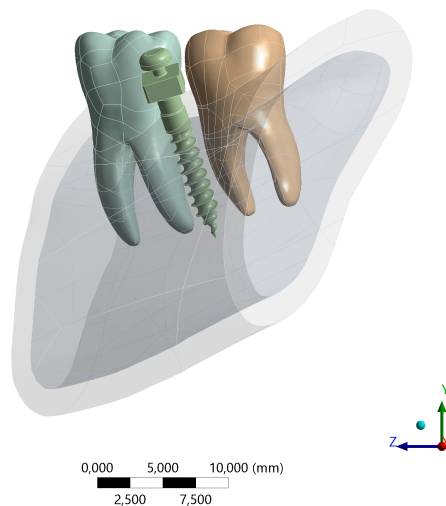


Figura 4 Geometria simplificada do modelo.

Foi gerada uma malha de elementos finitos e realizou-se um estudo de grau de refinamento com o intuito de analisar a sensibilidade da malha, tendo em vista a opção otimizada entre o custo computacional e a precisão dos resultados. Na região onde se concentra as maiores tensões, a malha foi progressiva e manualmente refinada na superfície para um tamanho de elemento o qual a convergência do valor de máxima tensão equivalente de von-Mises obtivesse uma variação menor do que 5%. A Figura 5 apresenta a vista seccionada do modelo mostrando a malha final.

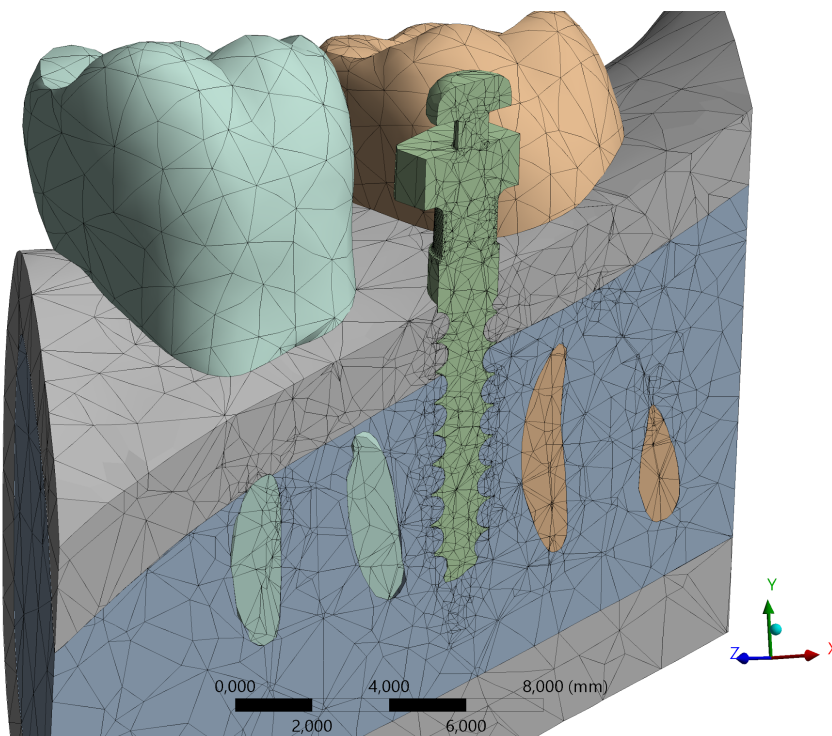


Figura 5 Vista seccionada mostrando a malha final do modelo.

No uso clínico, os miniparafusos ortodônticos são expostos a três fases de carregamento mecânico: carregamento de torção na inserção, carregamento de flexão durante a ancoragem ortodôntica e carregamento de torção na remoção. A Figura 6 mostra as condições de contorno utilizadas na análise de resistência estrutural devido ao efeito combinado de flexão e torção no miniparafuso. A análise foi dividida em 4 steps com o intuito de revelar o espectro de deformação elástica e plástica do material. Para simular o torque de inserção, aplicou-se um momento constante de 100 N.mm no cubo de encaixe do bocal da haste que manipula a chave de mão. Para simular a manobra de inclinação do parafuso para uma posição de 30°, aplicou-se uma força remota crescente de 0 a 20 N a uma distância de 50 mm do cubo da cabeça do miniparafuso, que representa o distanciamento da haste. Foi assumida uma união perfeita entre o mini-parafuso e o osso, já que na condição real esses elementos estão firmemente conectados pelo torque de aperto do parafuso. A fixação do osso se deu na superfície da seção transversal, em ambos os lados.

AP: Static Structural

Static Structural

Time: 4, s

10/02/2021 11:01

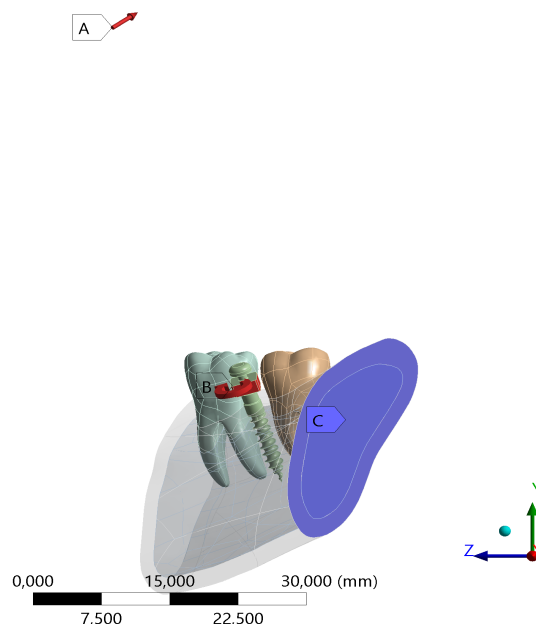
A Remote Force: 20, N**B** Moment: 100, N-mm**C** Fixed Support

Figura 6 Condições de contorno utilizadas na análise.

As análises por elementos finitos foram feitas utilizando um modelo elastoplástico com endurecimento isotrópico bi-linear. O termo "bi-linear" se refere a uma curva tensão-deformação onde o módulo de elasticidade do regime elástico é substituído por um módulo de elasticidade tangencial após a tensão passar o valor da tensão de escoamento do material. O módulo de elasticidade tangencial é obtido pela aproximação linear da variação da tensão pela deformação no regime plástico. O modelo elasto-plástico com endurecimento isotrópico é normalmente usados para problemas de grandes deformações ou em simulações de carregamento proporcional (ANSYS, 2008). A tabela 1 mostra as propriedades mecânicas dos materiais utilizados na análise por elementos finitos, as quais foram consideradas homogêneas e com comportamento elástico isotrópico e bi-linear.

Tabela 1 Propriedades dos materiais utilizados na análise por elementos finitos. Fonte: (23)

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Limite de Escoamento (MPa)	Limite de resistência (MPa)
Osso cortical	13700	0,3	-	-

Osso trabecular	1370	0,3	-	-
Dentina	20300	0,3	-	-
Aço ASTM F138	210000	0,3	690	860
Ti-6Al-4V	113000	0,33	827	896

Analisou-se a curva de tensão-deformação a fim de se obter a magnitude do carregamento necessário para iniciar a deformação plástica e atingir o valor de tensão do limite de resistência do material analisado. Encontrou-se o momento (“*step-time*”) correspondente a esse valor de tensão, uma vez que, se trata de um espectro crescente de força aplicada. Para esse valor de “*step-time*”, é possível obter a magnitude do carregamento aplicado, isto é, o valor da força remota aplicada, além do torque de 100 N.mm.

2.2 Projeto de miniparafuso ortodôntico para deformidades dentofaciais

Em função dos níveis de tensão observados na estrutura dos miniparafusos, bem como, na sua localização, dependentes das cargas e torques aplicados e das condições de contorno, foram projetadas novas geometrias de miniparafusos, com o objetivo de aumentar sua resistência mecânica e minimizar futuras falhas por fratura em um processo de inserção extra-alveolar.

Neste caso, a estrutura de apoio do fio na cabeça do miniparafuso foi otimizada e aumentado o diâmetro do perfil transmucoso, região onde se concentrou maior tensão nas análises, sendo também avaliados diferentes valores para o passo de rosca do miniparafuso. A figura 7 mostra as novas geometrias propostas para o miniparafuso ortodôntico.

As condições de contorno foram as mesmas utilizadas em todas as análises e são mostradas na figura 6. O material adotado foi o aço ASTM F138 para todos os modelos considerando a condição superior de resistência à deformação observadas nas análises anteriores.

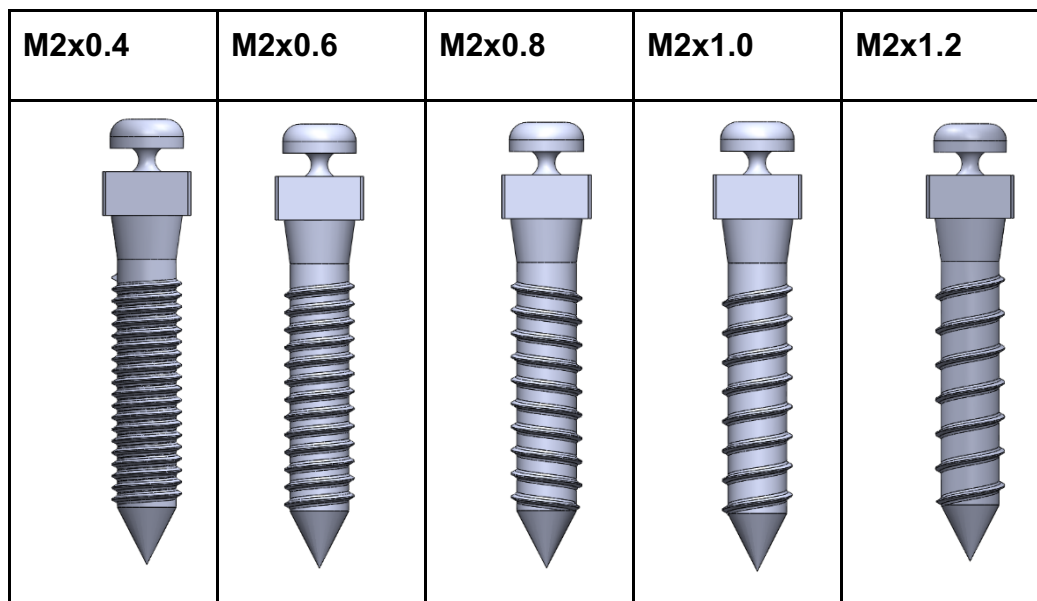


Figura 7 Definição de 05 (Cinco) novas geometrias de miniparafusos para serem analisadas via modelagem por elementos finitos em uma condição de inserção extra-alveolar.

3. Resultados

3.1– Análise comparativa de miniparafusos ortodônticos

Na análise comparativa dos miniparafusos fabricados em aço e titânio foi aplicado um carregamento suficiente para que o material ultrapassasse o valor de tensão que fosse maior do que o seu limite de resistência. A Figura 8 mostra comparativamente as curvas de tensão-deformação dos miniparafusos convencionais em aço F138 e Ti-6Al-4V. O limite de resistência do aço ASTM F138 é de 860 MPa e do Ti-6Al-4V é de 896 MPa (23). O estudo indicou que, para ambos materiais, o valor do carregamento necessário para atingir o valor de tensão do limite de resistência do material analisado foi de, além do constante torque de 10 N.mm, um valor de aproximadamente 15 N para a força remota aplicada à 50 mm da cabeça do parafuso. Isto é, na curva de tensão equivalente de von-Mises vs. “*step-time*”, foi atingido o valor do limite de resistência no tempo de 3,0 segundos.

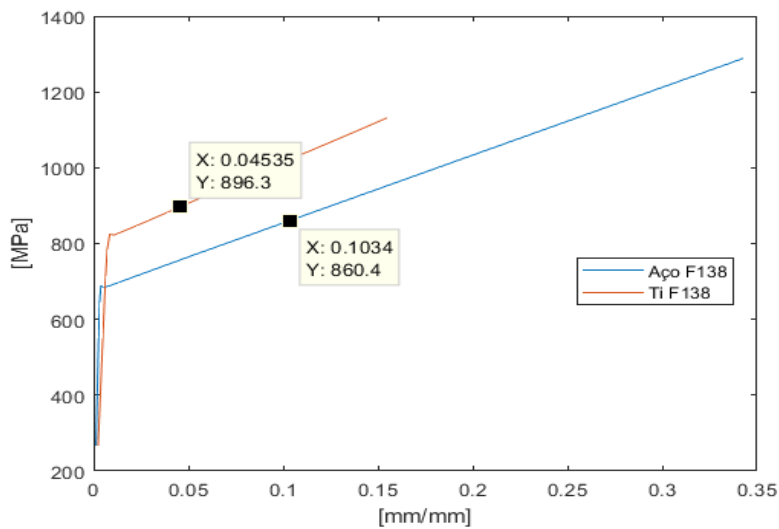


Figura 8 - Curva tensão-deformação para o ponto de maior tensão com ponto indicando o limite de resistência de cada material.

A distribuição de tensão nos miniparafusos é mostrada de acordo com uma escala de cores. A Figura 9 mostra os gráficos de tensão de von-Mises para as avaliações com aço F138 e o Ti-6Al-4V. Os maiores valores de tensão de von Mises encontrados foram de 1288,9 MPa para o aço F138 e 1132,5 MPa para o Ti-6Al-4V. Estes valores estão acima do limite de resistência de ambos materiais, mas o gráfico de tensão permite identificar a localização da região de concentração de tensão.

A Figura 10 mostra a representação gráfica do campo de deslocamento e deformação plástica sofridos para as avaliações com aço F138 e o Ti-6Al-4V. O miniparafuso de aço F138 sofre um deslocamento máximo de 2,34 mm; já o de Ti-6Al-4V, 1,11 mm.

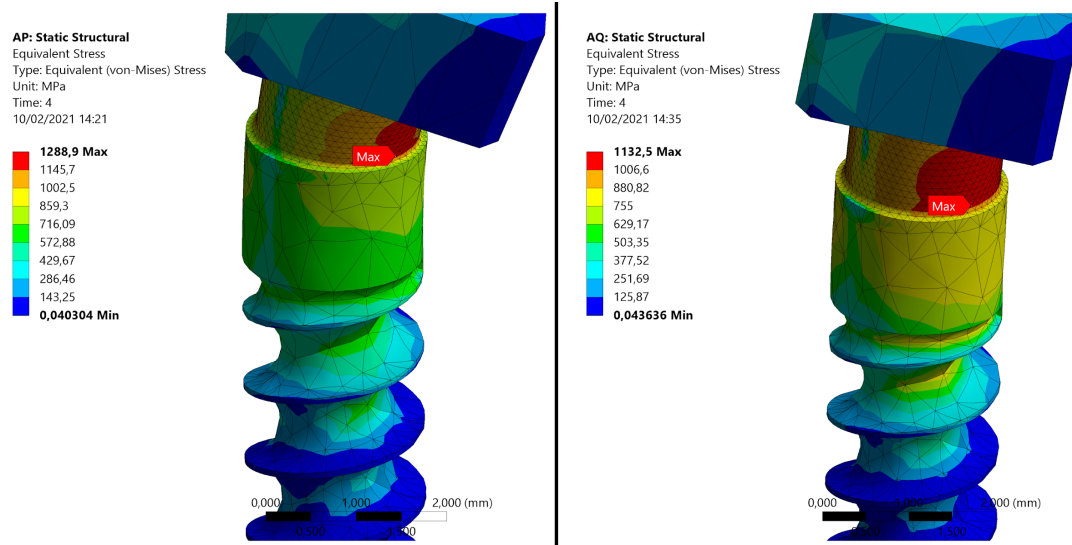


Figura 9 Detalhe da região onde se encontra a tensão equivalente máxima de von-Mises para o aço F138, à esquerda, e para o Ti-6Al-4V, à direita.

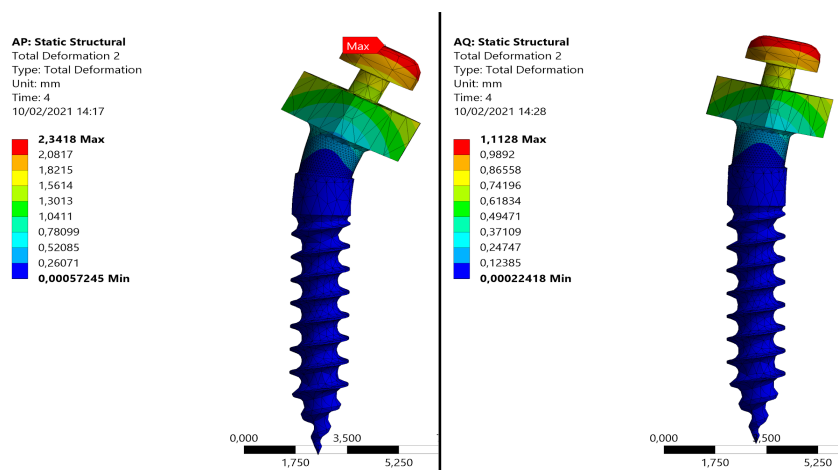


Figura 10 - Campo de deslocamento do modelo para o aço F138, à esquerda, e para o Ti-6Al-4V, à direita.

A Figura 11 mostra a deformação plástica para as avaliações com aço F138 e o Ti-6Al-4V. Para o mesmo carregamento, o aço F138 apresentou uma deformação plástica de 0,3368 mm/mm, enquanto que para o Ti-6Al-4V foi de 0,1452 mm/mm.

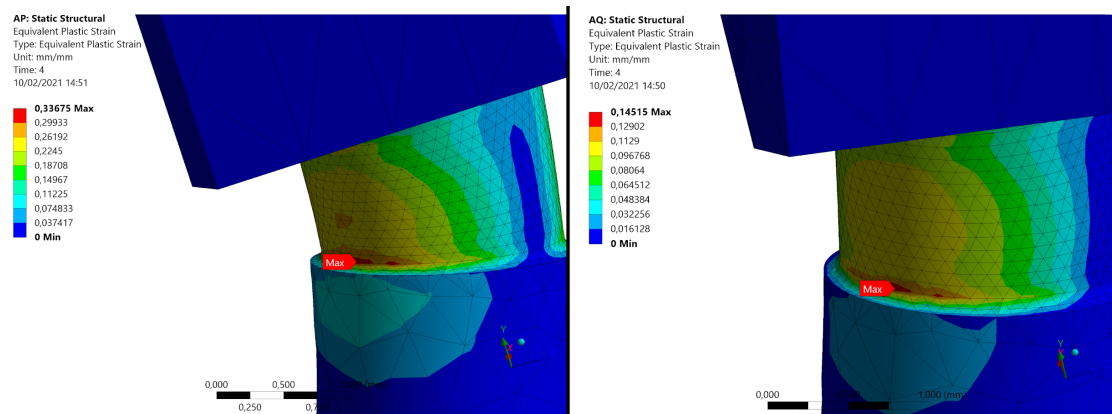
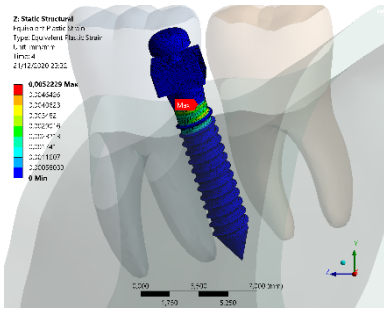
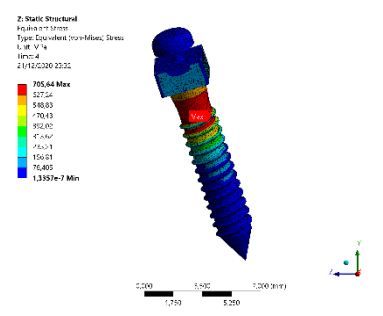
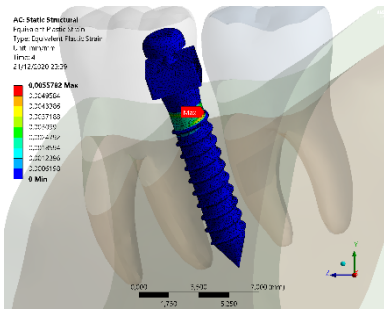
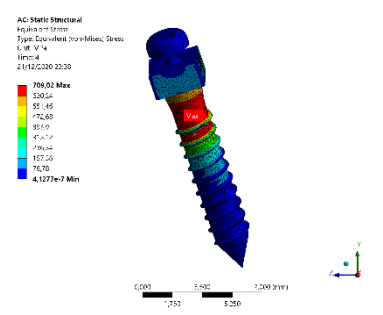
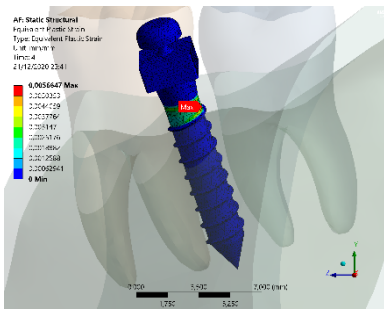
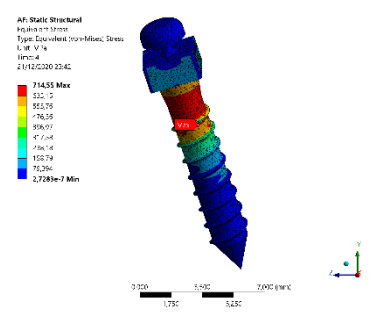
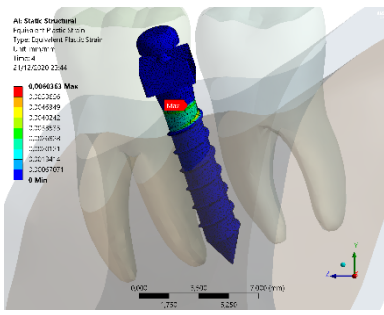
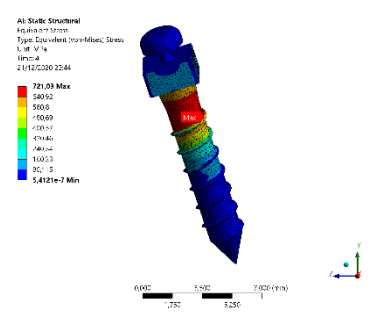


Figura 11 - Detalhe da região onde se encontra a deformação plástica equivalente máxima para o aço F138, à esquerda, e para o Ti-6Al-4V, à direita.

3.2– Desenvolvimento de miniparafuso ortodônticos para deformidades dentofaciais

A figura 12 mostra as análises comparativas para as diferentes geometrias de miniparafusos propostas neste trabalho utilizando o gradiente de deformações e a distribuição de tensão de von Mises.

Miniparafuso avaliado	Gradiente de Deformação	Tensão equivalente de von Mises
M2x0.4	<p>Máx: 0,012089 mm/mm</p>	<p>Máx: 745,93 MPa</p>

<p>M2x0.6</p>	 <p>Máx: 0,005223 mm/mm</p>	 <p>Máx: 705,64 MPa</p>
<p>M2x0.8</p>	 <p>Máx: 0,005578 mm/mm</p>	 <p>Máx: 709,02 MPa</p>
<p>M2x1.0</p>	 <p>Máx: 0,005665 mm/mm</p>	 <p>Máx: 714,55 MPa</p>
<p>M2x1.2</p>	 <p>Máx: 0,006036 mm/mm</p>	 <p>Máx: 721,03 MPa</p>

4. Discussão

Na simulação de um tratamento de retração total da mandíbula utilizando um modelo de elementos finitos com miniparafusos inseridos em ancoragem extra-alveolar, a distribuição e magnitude de tensões no miniparafuso ortodôntico sujeito a uma carga aplicada foi avaliada com um torque de 100 N.mm e uma força remota crescente de 0 a 20 N.

As análises devido ao efeito do torque de inserção avaliaram os gradientes de deslocamento, deformação e de tensões em um miniparafuso ortodôntico convencional. Esses resultados contribuem para validação numérica da resistência mecânica dos miniparafusos sob condições críticas e a comparação entre os materiais Ti-6Al-4V e aço F138. Nestas análises, as tensões mais altas surgiram na superfície do perfil transmucoso. Os presentes resultados mostraram que a tensão máxima de von-Mises sofrida pelo aço F138 é levemente maior quando comparado com o Ti-6Al-4V.

A força remota juntamente com o torque aplicado necessário para atingir o limite de resistência dos respectivos materiais foi muito próximo para as condições de carga aplicadas. Ambos materiais atingiram esse valor aos 3 segundos do “step time”, o que representa aproximadamente 15 N e um torque de 100 N.mm.

Os gradientes de deformação plástica sofridos pelo aço F138 foram maiores quando comparado com o Ti-6Al-4V. Em ambos os casos, a região onde se concentra as deformações plásticas se dá base do perfil transmucoso. Desse modo, para essa geometria, espera-se que a falha mecânica ocorra nas proximidades do pescoço do parafuso, especialmente próximo à seção da rosca ativa do miniparafuso.

Na fase elástica, a rigidez à flexão está diretamente correlacionada com a magnitude do módulo de Young, isto é, quanto maior o módulo elástico, mais rígido é o material ou menor será a deformação elástica para uma mesma carga aplicada. O módulo de elasticidade do Ti-6Al-4V é aproximadamente 47% menor do que o do aço inoxidável estudado, deformando-se mais do que o aço F138, elasticamente. Porém, na fase de deformação plástica, o aço F138 apresentou um grau de deformação maior do que o Ti-6Al-4V até atingir o limite de resistência, isto é, o aço F138 é mais dúctil que o Ti-6Al-4V. Isto significa que, para o aço F138, permite que o cirurgião dentista tenha uma maior sensibilidade durante a inserção, minimizando assim, o risco de falha do miniparafuso. Por outro lado, miniparafusos de Ti-6Al-4V não fornecem uma resposta tátil quando da inserção; por isso, não é fácil para os profissionais perceberem quando a ruptura do miniparafuso está prestes a ocorrer (Yao et al, 2014). Portanto, a ductilidade é uma propriedade de grande importância para os profissionais ortodontistas pois, na ancoragem extra-alveolar, os miniparafusos quase sempre precisarão de ajustes de inclinação. Nesta inclinação ocorrem momentos de flexão.

Em um estudo experimental comparando morfologia superficial entre o aço F138 e Ti-6Al-4V, mostrou-se que o acabamento superficial do primeiro é melhor. Por conseguinte, a variação da morfologia superficial influencia no coeficiente de atrito e no torque de inserção. Considerando que os implantes de F138 e Ti-6Al-4V foram usinados na mesma empresa do estudo, a diferença de acabamento deve-se a maior dificuldade em usinar metais hexagonais (Ti-6Al-4V) que CFC (Aço F138) (Dalvi, 2014). Nesse estudo, observou-se que para os miniparafusos de Ti-6Al-4V, os torques de inserção e remoção são maiores do que os torques para miniparafusos de aço. Com relação a resistência à fratura, medido pelo torque máximo de fratura, este foi maior nos miniparafusos de aço e menor nos de titânio, indicando que há maior segurança durante o processo de inserção com a utilização de miniparafusos de aço.

É responsabilidade do ortodontista compreender os materiais e limitações estruturais desses dispositivos e os princípios de aplicação para minimizar os riscos de falha. As propriedades mecânicas dos materiais são importantes para uma maior segurança contra as falhas dos miniparafusos (Galeotti et al, 2013, Knutson e Berzins, 2013). O material escolhido deve ter uma resistência mecânica suficiente para resistir às tensões devido ao efeito de torção e flexão nas roscas durante a colocação e remoção clínica, sem ocorrer deformação permanente (Safiya e Manjunath, 2013).

A maioria dos miniparafusos ortodônticos para ancoragem são fabricados de ligas de titânio e aço inoxidável pois cumprem os requisitos biomecânicos da fixação (Yao et al, 2014). De acordo com estudos, os miniparafusos de liga de titânio e aço inoxidável fornecem a mesma estabilidade mecânica e respostas histológicas semelhantes, sugerindo que ambos são adequados para cargas clínicas ortodônticas (Brown et al, 2014, Carano et al, 2005).

Para os diferentes modelos de miniparafusos propostos neste trabalho, a análise por elementos finitos comparou vários valores de passo de rosca. Como resultado, pode-se decidir sobre o passo de rosca ideal para fazer novos projetos de miniparafusos e a sua geometria otimizada. Além disso, foi proposto um aumento no diâmetro do perfil transmucoso da geometria originalmente analisada, pois se trata de uma região de concentração de tensão.

O presente estudo encontrou resultados similares ao estudo feito por Zand et. al (2015) em relação à variação do passo de rosca. Os resultados revelaram que a tensão diminuiu quando o passo do parafuso diminuiu de 1,2 para 0,6 mm; estava concentrado no ápice dos fios. A tensão aumenta quando o passo do parafuso se torna menor que 0,6 mm e o padrão de distribuição de tensão é diferente do estado anterior. Paralelamente, o menor valor de tensão de von Mises, da ordem de 706 Mpa, também foi observado no miniparafuso 2 mm com passo de 0,6 mm.

5. Conclusão

As principais conclusões do trabalho são:

- Em uma condição de tratamento de retração total da mandíbula, simulando as condições de contorno para inclinação em inserção indireta extra-alveolar para a geometria de miniparafuso estudada, as tensões concentraram-se no filete que divide o perfil transmucoso da seção circular da rosca;
- Tanto o aço F138 quanto o Ti-6Al-4V apresentaram valores próximos de força remota aplicada até o material atingir o limite de resistência. Portanto, ambos são adequados para cargas clínicas ortodônticas;
- Considerando que estudos prévios mostram que o acabamento superficial do miniparafuso de Ti-6Al-4V apresenta maior rugosidade, levando a um maior torque de inserção, e que, nesse estudo o carregamento aplicado para fratura foi próximo do aço F138, conclui-se que há maior segurança durante a inserção de miniparafusos fabricados em aço F138 para tratamentos de deformidades dentofaciais. O aço F138 apresenta maior fase plástica até atingir o limite de resistência, indicando sua maior ductilidade em relação ao Ti-6Al-4V, possibilitando que o cirurgião dentista tenha uma maior sensibilidade durante a inserção, minimizando assim, o risco de falha do miniparafuso;
- Para tratamentos de deformidade dentofaciais em inserções extra-alveolar, os diâmetros dos miniparafusos possuem grande influência nos valores de torque de fratura. Assim, parece vantajoso utilizar miniparafusos de maior diâmetro, recomendando-se o uso de um miniparafuso ortodôntico com geometria modificada para o perfil transmucoso e filetes de rosca com diâmetro de 2 mm e passo de 0,6 mm.
- Para a comprovação das análises numéricas recomendam-se ensaios *in vitro* e *in vivo* para a validação dos achados neste estudo.

6. Referências

1. Lu Y-j, Chang S-h, Ye J-t, Ye Y-s, Yu Y-s (2015) Finite Element Analysis of Bone Stress around Micro-Implants of Different Diameters and Lengths with Application of a Single or Composite Torque Force. PLoS ONE 10(12): e0144744.
2. Yamaguchi, M., Inami, T., Ito, K., Kasai, K., & Tanimoto, Y. (2012). Mini-implants in the anchorage armamentarium: new paradigms in the orthodontics. International journal of biomaterials, 2012, 394121.

3. Lee, R.J, Moon W, Hong C. (2017). Effects of monocortical and bicortical mini-implant anchorage on bone-borne palatal expansion using finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* May ; 151(5): 887–897. doi:10.1016/j.ajodo.2016.10.025.
4. Holberg C, Winterhalder P, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A. Finite element analysis of mono- and bicortical mini-implant stability. *Eur J Orthod.* 2014; 36:550–6. [PubMed: 23598610]
5. Brettin BT, Grosland NM, Qian F, et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134:625–35. [PubMed: 18984394]
6. Consolaro A. (2015). Miniplates and mini-implants: bone remodeling as their biological foundation. *Dental press journal of orthodontics*, 20(6), 16–31.
7. Melsen, B.(2005). Mini-Implants: Where Are We? *JCO-September V39(9)*, 539-547.
8. Jasmine MI, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM. Analysis of stress in bone and micro implants during enmasse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: a 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 141:71–80. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.06.031 PMID: 22196187
9. Verri FR, Batista VE, Santiago JF Jr, Almeida DA, Pellizzer EP. Effect of crown-to-implant ratio on periimplant stress: A finite element analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014; 45:234–240. doi: 10.1016/j.msec.2014.09.005 PMID: 25491825
10. Woodall N, Tadeipalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139:147–152. doi: 10.1016/j.ajodo.2010.12.007 PMID: 21300236
11. Kang N, Wu YY, Gong P, Yue L, Ou GM. A study of force distribution of loading stresses on implantbone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2014; 118:519–523. doi: 10.1016/j.oooo.2014.05.021 PMID: 25220781
12. Roberts W E, Viecilli R F, Chang C, Katona T R, Paydar N H. Biology of biomechanics: Finite element analysis of a statically determinate system to rotate the occlusal plane for correction of a skeletal Class III open-bite malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015; 148:943-55.
13. Dastanaeil F M, Zand M M, Noorollahian S. Thread Pitch Variant in Orthodontic Mini-screws: A 3-D Finite Element Analysis, *JCAMECH* Vol. 46, No. 2, July 2015, pp 257- 265.

14. Handa A., Hegde N., Reddy V.P., Chandrashekhar B.S., Arun A.V., Mahendra S., 2011, Effect of the thread pitch of orthodontic mini-implant on bone stress- A 3D finite element analysis, *inflammation* 4: 7.
15. Curtis R.V., Watson T.F. (Eds.), 2014, *Dental Biomaterials: Imaging, Testing and Modelling*, Elsevier.
16. Lee SC, Park JH, Bayome M, Kim KB, Araujo EA, Kook Y-A. Effect of bone-borne rapid maxillary expanders with and without surgical assistance on the craniofacial structures using finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 145:638–48. [PubMed: 24785928]
17. Moon W, Wu KW, MacGinnis M, Sung J, Chu H, Youssef G, Machado A. The efficacy of maxillary protraction protocols with the micro-implant-assisted rapid palatal expander (MARPE) and the novel N2 mini-implant-a finite element study. *Prog Orthod.* 2015; 16:16. [PubMed: 26061987]
18. Ao J, Li T, Liu Y, Ding Y, Wu G, Hu K, et al. Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: a finite element analysis. *Comput Biol Med.* 2010; 40:681–686. doi: 10.1016/j.compbimed.2009.10.007 PMID: 20599193
19. Eraslan O, Inan O. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clin Oral Investig.* 2010; 14:411–416. doi: 10.1007/s00784-009-0305-1 PMID: 19543925
20. Ay M, Kubat T, Delilbasi C, Ekici B, Yuzbasioglu H E, Hartomacioglu S. 3D Bio-Cad modeling of human mandible and fabrication by rapid-prototyping technology. *Usak University Journal of Material Sciences* 2 (2013) 135 – 145.
21. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 141:327–36.
22. Askeland, DR.; Fulay, PP.; Wright, WJ. The science and engineering of materials. 6th ed. Stamford (CT): Cengage Learning; 2003. p. 944.
23. <http://peclab.com.br/wp-content/uploads/2018/06/Fique-Sabendo-Titanio-e-A%C3%A7o-f-1.pdf>
24. ANSYS, I. Ansys ls-dyna user's guide. Canonsburg: ANSYS, Inc, 2008.
25. Reimann, Susanne & Ayubi, Mustafa & McDonald, Fraser & Bourauel, Christoph. (2016). Experimental investigation of the fracture torque of orthodontic anchorage screws. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie.* 77. 10.1007/s00056-016-0032-6.

26. Wilmes, Benedict & Panayotidis, Agamemnon & Drescher, Dieter. (2011). Fracture resistance of orthodontic mini-implants: A biomechanical in vitro study. *European journal of orthodontics*. 33. 396-401. 10.1093/ejo/cjq151.
27. MoghimiZand, Mahdi & Dastenaeei, Fatemeh & Noorolahian, Saeed. (2015). Thread Pitch Variant in Orthodontic Mini-screws: A 3-D Finite Element Analysis. *Journal of Applied Mechanics*.
28. Lietz T 2008 Mini-screws—aspects of assessment and selection among different systems. In: Ludwig B, Baumgaertel S, Bowman J (eds.). *Mini-implants in orthodontics*. Quintessence, London, pp. 11–72
29. Carano A, Lonardo P, Velo S, Incorvati C 2005 Mechanical properties of three different commercially available miniscrews for skeletal anchorage. *Progress in Orthodontics* 6: 82–97
30. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P 2004 Clinical applications of the mini-screw anchorage-system (MAS) in the maxillary alveolar bone. *Progress in Orthodontics* 5: 212–235
31. Motoyoshi M, Inaba M, Ueno S, Shimizu N. 2009. Mechanical anisotropy of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 38(9):972–977.
32. Lim HJ, Eun CS, Cho JH, Lee KH, Hwang HS. 2009. Factors associated with initial stability of miniscrews for orthodontic treatment. *Am J OrthodDentofacOrthop*. 136(2):236–242.
33. Poggio P M, Incorvati C, Velo S, Carano A 2006 ‘Safe zones’: a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. *Angle Orthodontist* 76: 191–197
34. Präger T M, Mischkowski R, Laube N, Jost-Brinkmann P-G, Müller-Hartwich R 2008 Remodeling along the bone-screw interface. *Journal of Orofacial Orthopedics* 69: 337–348
35. Büchter A et al. 2005b Biological and biomechanical evaluation of bone remodelling and implant stability after using an osteotome technique. *Clinical Oral Implants Research* 16: 1–8
36. Standard DIN 13997:2012-10 (D) Zahnheilkunde - Kiefer-orthopaedische Minischrauben. *Dentistry — Orthodontic miniscrews*
37. Chang CW; Eugene R. Stability of mini-screws on buccal shelves: a retrospective study of 1680 mini-screw insertions by the same orthodontist. *International Journal of Orthodontics & Implantology*. 2013 apr; 30:76-78.
38. Reicheneder, C., Rottner, K., Bokan, I., Mai, R., Lauer, G., Richter, G., Gedrange, T., Proff, P., 2008. Mechanical loading of orthodontic miniscrews – significance and problems: an experimental study. *Biomed. Tech. (Berl.)* 53 (5), 242–245.

39. Jolley, T.H., Chung, C.H., 2007. Peak torque values at fracture of orthodontic miniscrews. *J. Clin. Orthod.* 41 (6), 326–328.
40. Tepedino, M., Masedu, F., Chimenti, C., 2017. Comparative evaluation of insertion torque and mechanical stability for self-tapping and self-drilling orthodontic miniscrews – an in vitro study. *Head Face Med.* 13 (1), 10.
41. Kravitz, N.D., Kusnoto, B., 2007. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 131 (4 Suppl), S43–S51.
42. Kuroda, S., Tanaka, E., 2014. Risks and complications of miniscrew anchorage in clinical orthodontics. *Jpn. Dent. Sci. Rev.* 50 (4), 79–85.
43. Wilmes, B., Nienkemper, M., Renger, S., Drescher, D., 2014. Mini-implant-supported temporary pontics. *J. Clin. Orthod.* 48 (7), 422–429.
44. Dalvi, Ângela Cardoso. Implantes Ortodônticos de aço inoxidável ; orientada por Carlos Nelson Elias. –Tese (doutorado)–Instituto Militar de Engenharia.- Rio de Janeiro 2014.
45. 6.C.-C.J. Yao et al. Revisiting the stability of mini-implants used for orthodontic Anchorage. *Journal of the Formosan Medical Association* (2014) xx, 1e7.
46. Galeotti et al. Effect of pH on in vitro biocompatibility of orthodontic miniscrew implants. *Progress in Orthodontics* 2013: 1-7.
47. Knutson K.J.; Berzins W.D. Corrosion of orthodontic temporary anchorage devices. *European Journal of Orthodontics* 35 (2013): 500-506.
48. Safiya Sana; Manjunath G. Mini- Implant Materials: An Overview. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS)* V 7(2)May.- Jun. 2013: 15-20.
49. Brown RN; Sexton BE; ChuTMG; KatonaTR. Stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: a mechanical and histologic analysis. *Am J OrthodDentofacialOrthop.* 2014 Apr;145(4):496-504.
50. Pithon, M. M.; Nojima, L. I. Avaliação da estabilidade primária de miniimplantes ortodônticos em diferentes regiões da maxila e mandíbula de porcos. *INNOVATIONS IMPLANT JOURNAL - BIOMATERIALS AND ESTHETICS* V2(4),Dezembro/2007:58-63.
51. Suzuki, E.Y., Suzuki, B., 2011. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 139 (5), 669–678.
52. Suzuki, M., Deguchi, T., Watanabe, H., Seiryu, M., Iikubo, M., Sasano, T., Fujiyama, K., Takano-Yamamoto, T., 2013. Evaluation of optimal length and insertion torque for miniscrews. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 144 (2), 251–259.

53. Sfondrini MF, Gandini P, Alcozer R, Vallittu PK, Scribante A. Failure load and stress analysis of orthodontic miniscrews with different transmucosal collar diameter. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Nov;87:132-137. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.07.032. Epub 2018 Jul 24. PMID: 30059839.

CAPÍTULO 4 – ARTIGO 4

RETRACTION OF THE MAXILLARY ARCH WITH BONE ANCHORAGE POSITIONED AT THE INFRAZIGOMATIC CREST - CLINICAL CASE REPORT

Carlos A. M. Vieira¹, Marcelo A. Garcia-Junior¹, Rosangêla Damis Rodrigues ²,
Cleudmar A. de Araújo³, Darceny Zanetta-Barbosa¹

Journal of Clinical Orthodontics- Artigo submetido

¹ Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia.

Campus Umuarama

Rua República do Piratini, 1230

Uberlândia, Minas Gerais, BR

38405-266

² Faculdade de Odontologia de Sete Lagoas.

Campus Uberlândia, Pós- Graduação

Av Olegário Maciel, 1077

Uberlândia- Minas Gerais, BR

38400-086

³ Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia.

Universidade Federal de Uberlândia

Av João Naves de Ávila, 2121 BI 1M

Uberlândia-Minas Gerais, BR

38400-902

INTRODUCTION

Angle Class II malocclusion is characterized by an anteroposterior discrepancy, which may or may not be associated with skeletal changes. These changes can cause aesthetic impairment, produce a facial deformity, lead to morphological and functional distortions, and because it is associated with pronounced dental overjet that makes the patient more exposed to dental trauma¹.

The retraction of the entire upper dentoalveolar complex consists of an excellent treatment strategy for the correction of Class II malocclusions of a dentoalveolar nature or the compensation of these malocclusions of a moderate skeletal nature, reducing the number and indications of premolar extractions and orthognathic surgeries².

The recent introduction of extra-alveolar miniscrews has been increasingly object of research, with good diffusion in the dental environment. They are temporary anchorage devices, fixed in thicker bone density regions, used to assist orthodontic treatment, which in most cases requires stable anchorage. Miniscrews have advantages such as not compromising aesthetics; being biocompatible; and being more affordable than dental implants and mini-plates^{3,4,5}.

Extra-alveolar insertion uses steel or titanium miniscrews, however, due to the oblique positioning and the use of an insertion torque with dynamic variations in angulations, the recommendation is to use steel-made systems because they present a lower risk of fracture or strain⁶ compared to titanium ones. In this position, they allow tooth movement without contact interference, between the miniscrews and the roots, during retractions⁷, different from inter-radicular insertions, where there is a need to reposition them during mechanics⁵. The use of devices in extra-alveolar position changed the perspectives regarding retractions, simplifying the mechanical actions, i.e., the force in the miniscrews for group distalization have little or no undesirable effect on the anterior ones, as in the case of the intraoral distalizers supported⁸.

The amount of force that can be used depends on the thickness of the miniscrews, the thickness of the cortical bone and the distance from the external end of the miniscrews to the cortical bone. Due to these variables, the force used is around 400 to 450 gf⁹.

This approach has been increasingly used because it does not depend on the patient's collaboration and it makes treatments more predictable². The low cost, simple form of placement and removal, immediate load¹⁰ and, the possibility of fixing outside the roots contributed to the advancement of this method.

The purpose of this study is to show the applicability and ease of use of miniscrews in extra-alveolar position in a clinical case with total retraction of the maxillary dentoalveolar complex.

CLINICAL CASE REPORT

Patient JS, 28 years old, female presented for treatment with the main complaint of being in treatment with another professional for 3 years, however, the patient had not observed improvement.

Extraoral analysis showed oval shape of the face, convex facial profile, forced lip seal with lip muscle hypertonia (Fig 1). In the intraoral analysis, we diagnosed a Class II Angle molar malocclusion, 5.0 mm horizontal overlap, healthy-looking oral tissues, presence of all permanent teeth and fixed orthodontic appliances (conventional appliance).

The lower midline of the teeth was slightly shifted to the left, a smooth spee curve and a small palatal inclination of the upper right central incisor were noticed (Fig 2).

The initial panoramic and periapical radiographs showed the absence of the upper and lower third molars (18/28/38/48), light age compatible alveolar bone loss, and generalized root resorption with greater loss in the upper and lower central and lateral incisors (Fig 3).

In lateral radiography and cephalometric analysis, a good relationship was observed between the maxilla and mandible over the cranial base, the upper and lower incisors were protuberated and vestibularized, the first molar could be distalized according to line 6-PTV of Ricketts' analysis, the patient was Mesocephalic and tended to grow horizontally (Fig 4).

TREATMENT

After determining the diagnosis of malocclusion, observing the resorptions and biprotusions of the upper and lower anterior teeth, and a horizontal overjet of 5.0 mm, the proposed treatment plan was to replace the fixed (conventional) orthodontic appliance with the passive self-ligating orthodontic appliance, to use lighter forces, as well as use of sliding retraction mechanics and of steel mini-screws in extra-alveolar position for total retraction of the maxilla and Class II correction. The use of class II elastics or other apparatus that could further vestibularize the upper and lower incisors were discarded.

The appliance chosen was the Damon Clear (Ormco, Glendora, CA, USA) 0.22 x 0.28-in slot with high torque on the upper central incisors (22°) and standard torque on the lower incisors (-3°). At the time of bonding, resin bonding was performed on the posterior teeth (first lower molar) for arch disocclusion, optimizing treatment and, tooth movement. The sequence of arches for correct alignment and leveling of the teeth began with the .014-in archwires, then .018-

in, .014x.025-in and, .018x.025-in rectangular archwires, all CuNiTi (Ormco, Glendora, CA, USA) (Fig 5).

After the evolution of the wires and the end of the initial phase, we moved to the main mechanics, using steel wires (Ormco, Glendora, CA, USA) .017x.025" in the lower arch and .019x.025 " in the upper arch and we proceeded with the installation of the 2.0x12mm steel miniscrews (Bomei, Taiwan) in the infra-zygomatic crest region (IZC) between the first and second upper molars (Figs. 6 and 7), positioned outside the roots, and thus remaining from the beginning to the end of the retraction without the need to change places.

The retraction forces were approximately 300 g on each side with the elastics (RMO, USA) fitted to the miniscrews and maxillary canines, the elastics being replaced monthly and measured by a tensiometer. After 8 months of retraction Angle's class I molar was reached.

The miniscrews were removed and the upper arch was leveled and intercuspation was achieved using CuNiTi .018x.025", .019x.025", "NiTi with 20° torque and .019 x .025" TMA and lower arch was .017x.025" TMA for final adjustments and treatment completion (Fig 8). At 25 months the fixed device was removed by installing the fixed containment in both arches and the ordering of the final documentation.

The results obtained proved the improvement in tooth positioning and the success of the treatment soon after and after 4 years, as shown in table 1 and figures 9 to 12.

DISCUSSION

Class II malocclusion is present in approximately 42% of Brazilian patients, scientific knowledge for a correct diagnosis and the choice of the best therapy is essential in treatment and prognosis¹¹. In this clinical case reported, the major problems present were the molar and canine relationship in distal occlusion, anterior upper and lower dental protrusions, and root resorption. The priority in treatment was to achieve optimal function, improve tooth positioning and, have a lower rate of root resorption. Given these problems, the proposal was to use light force mechanics in the shortest possible treatment time, using passive self-ligating brackets and skeletal anchorage in extra-alveolar position (IZC) to minimize existing biological costs¹².

The presence of superior anterior root resorption (Fig 3) was a worrying factor for retreatment, so it was proposed to change the fixed apparatus from conventional to passive self-ligating, because they have reduced friction protocols, facilitating sliding mechanics with the use of lighter forces causing less injury to oral tissues.

The prescription of the Damon system brackets (Ormco, Glendora, CA) also helped in these conditions, since they have the following advantages¹³:

- Torque control in the initial phases during the use of thermally activated rectangular arches;
- Maintenance of the anterior torque during the mechanics of greater movement, avoiding trauma and dental rotations;
- Selective torques for each tooth;
- Maintenance of posterior torque during maxillary expansion;
- Diminution of undesirable movements and individualization concerning the different mechanics;
- Reduction of the need to add torque to the arch during the mechanics of movement and finishing;
- Optimization of patient care time.

A high torque (22°) was used in the treatment, which allowed torque control to begin and to be maintained during retraction mechanics, thus neutralizing the trend of retroinclination of incisors that occurs in cases of Class II correction.

The amount of space present in the retromolar region was also observed since one of the limitations of retraction is the amount of bone available in the region of the distal surfaces of the upper second molars and tuberosity¹⁴. This availability of space was observed clinically and radiographically, both in the panoramic radiograph and telerradiographs, using the 6PTV line of Ricketts analysis¹⁵, indicating the possibility of retraction.

To minimize treatment time, the use of steel miniscrews in extra-alveolar position (IZC) was chosen since they are inserted obliquely and with a variation in angulation from 60° to 30° during the application of the insertion torque in the tightening movement of the miniscrew. In this case, steel miniscrews are safer because they present a lower risk of fracture or strain to titanium ones⁶. This angle-varying insertion technique is intended to avoid possible contact with the tooth roots, without the need of repositioning them during retraction, and thus giving freedom to tooth movement during distalization¹⁶.

The application of this insertion technique has practical and simple installation when compared to the use of miniplates, which are difficult to install and require invasive surgery, and also shows no rebound effect¹⁷ on anterior teeth during total retraction of the maxillary alveolar complex.

In treatment, special attention was given to the effects that this insertion could provide, such as rotation of the maxillary arch and extrusion of maxillary incisors¹⁸, which were minimized by the chosen prescription of the brackets and by torques in the arches.

In most Class II treatments, the use of elastics is present for the correction of malocclusion because they exert a distal force on the upper teeth with increased lingual inclination in the incisors, mesial and lower arch with the vestibular inclination of the incisors. However, these forces are not parallel to the occlusal plane, resulting in vertical and horizontal force components that will depend on the location and distance between the elastic fixation points^{13,19}.

Because of these factors and the patient's dental biprotusion, it was decided not to use intermaxillary elastics during treatment and thus reduce the undesirable effects caused by them, decreasing their risks.

To improve the positioning of the lower incisors, we took into consideration the prescription of the brackets (-3°) and torques added to the arches.

At the end of treatment, the results were achieved with little biological loss regarding root resorption, within a reasonable time and achieving functional dental relationships through protocols assumed at the beginning of the proposed treatment and remaining clinically stable for four years after completion of treatment.

CONCLUSION

Steel orthodontic miniscrews in extra-alveolar position inserted in the infra zygomatic crest (IZC) when well indicated, provide safety and simplify orthodontic mechanics, reducing anterior side effects and reducing treatment time, thus showing satisfactory results in the correction of Angle Class II maxillary malocclusions, as in the step-by-step solution highlighted in this study, for a clinical case with total retraction of the maxillary dentoalveolar complex performed in a 25-month treatment.

REFERENCES

1. Angle, E.H.: Classification of malocclusion. Dental Cosmos; 41: 248-264, 350-357, 1899.
2. Vellini, F. F.: Ortodontia: diagnóstico e planejamento clínico. 7th ed., Artes Médicas, São Paulo, 2008.
3. Proffit, W. R.; Fields, H. W.; Sarver, D. M.: Contemporary orthodontics. 4th ed., CV Mosby, St. Louis, 1986.
4. Costa, A.; Raffaini, M.; Melsen, B.: Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report, Int J Adult Orthodon Orthognath Surg, 13(3), 201–209, 1998.
5. Araújo, T. M.; Nascimento, M. H. A.; Bezerra, F.; Sobral M. C.: Ancoragem esquelética em ortodontia com miniimplantes. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial, 11(4):126-156, 2006.

6. Dalvi, Â.C.: Implantes Ortodônticos de aço inoxidável [dissertation]. Rio de Janeiro (RJ): Instituto Militar de Engenharia; 2014.
7. Chang, C.W.; Eugene, R.: Stability of mini-screws on buccal shelves: a retrospective study of 1680 mini-screw insertions by the same orthodontist. *Int J Oral Max Impl.* 76-78, 2013.
8. Park, H. S.; Lee, S. K.; Kwon, O. W.: Group distal movement of teeth using microcrew implant anchorage. *Angle orthod.* 75(4):602–609, 2005.
9. Marassi, C.; Marassi, C.: Orthodontic mini-implants assisting the anterior retraction phase. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial.* (13):57-75, 2008.
10. Chung, K.; Kin, S. H.; Kook, Y. C.: Orthodontic microimplant for distalization of mandibular dentition in Class III correction. *Angle Orthod.* 75(1):119-128, 2004.
11. Oliveira, P. C.: Distalizador PC - distalização dos molares superiores em indivíduos classe II dentária: Uma nova versão. *Orthod. Sci. Pract.* 10(37):112-118, 2017.
12. Rego, M. V. N.; Thiesen, G.; Marchioro, E. M.; Berthold, T. B.: Reabsorção radicular e tratamento ortodôntico: mitos e evidências científicas. *J Bras Ortodon Ortop Facial.* 9(51):292-309, 2004.
13. Villela, H. M.; Nascimento, A. C. S.: Tratamento da Classe II-1 subdivisão, utilizando miniparafuso extra-alveolar no izc e aparelhos autoligáveis passivos – relato de caso. *Orthod. Sci. Pract.* 12(47):73-84, 2019.
14. Almeida, M. R.: Biomecânica de distalização dentoalveolar com mini-implantes extra-alveolares em paciente Classe I com biprotrusão. *Rev Clín Ortod Dental Press.* 16(6):61-76, 2018.
15. Ricketts, R. A.: Cephalometric analysis and synthesis. *Angle Orthod.* 31(3): 141-56, 1961.
16. Chang, C. H.; Lin, J. S.; Roberts W. E.: Failure rates for stainless steel versus titanium alloy infrazygomatic crest bone screws: A single-center, randomized double-blind clinical trial. *Angle Orthod.* 89(1):40–46, 2019.
17. Sverzut, C. E.; Trivellato, A. E.; Sverzut, A. T.; Matos, F. P.; Mestriner, M. A.; Romano, F. L.: Retratamento da maloclusão esquelética de classe II com a utilização de miniplacas: relato de caso. *Rev. clin. de ortodon.* 10(3):52-56, 2011.
18. Lin, C.; Wu, Y.; Chang, C.; Roberts, E. W.: Bimaxillary protrusion and gummy smile corrected with extractions, bone screws and crown lengthening. *Int J Orthod Implantol.* 35:40-60, 2014.

19. Park, H.S.; Kwoun, O. W.; Sung, J. H.: Microscrew implant Anchorage sliding mechanics. World J Orthod, 6(3):265-274, 2005.

FIGURE CAPTIONS

Figure 1 - Extra-oral photographs at the beginning of treatment.

Figure 2 – Intra-oral photographs at the beginning of treatment.

Figure 3 - Panoramic and periapical radiographs at the beginning of treatment

Figure 4 - Initial treatment teleradiography

Figure 5 - Damon Clear device assembly and bite lift.

Figure 6 - Photos of the installation of the miniscrews and Total Maxilla Retraction.

Figure 7- Panoramic X-ray of installation of the miniscrews.

Figure 8 - Photos of miniscrews removal, arch leveling and intercuspitation.

Figure 9 - Final photos of the treatment.

Figure 10 - Final panoramic radiography and teleradiography.

Figure 11 - Initial and final Overlap.

Figure 12 - Photos of 4 years after the end of treatment.

FIGURES

Figure 1



Figure 2



Figure 3

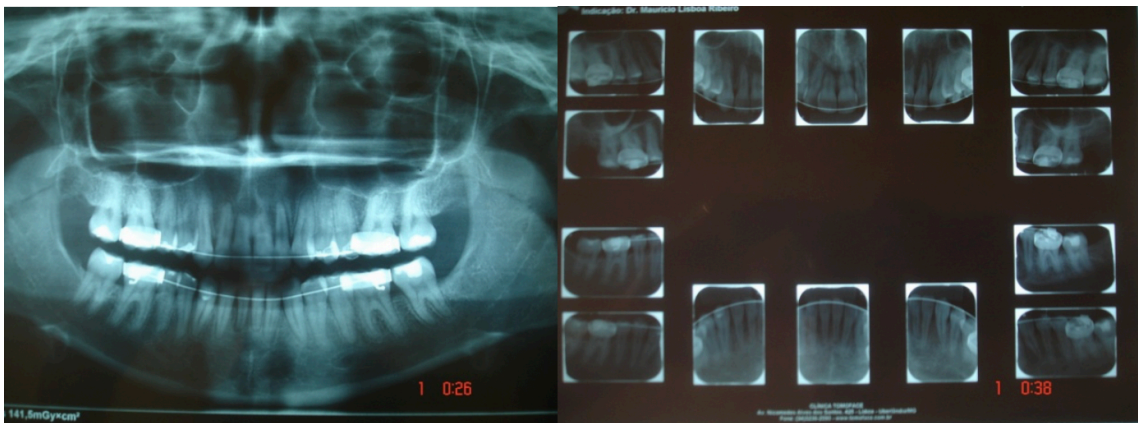


Figure 4

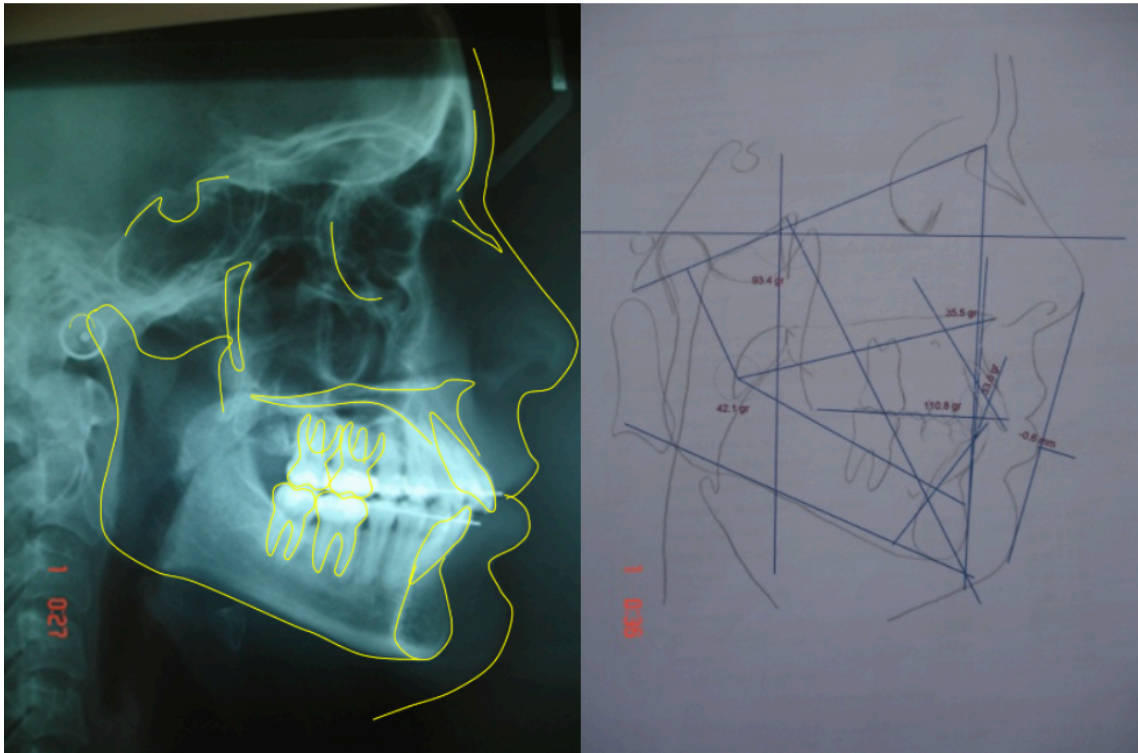


Figure 5



Figure 6



Figure 7



Figure 8



Figure 9



Figure 10

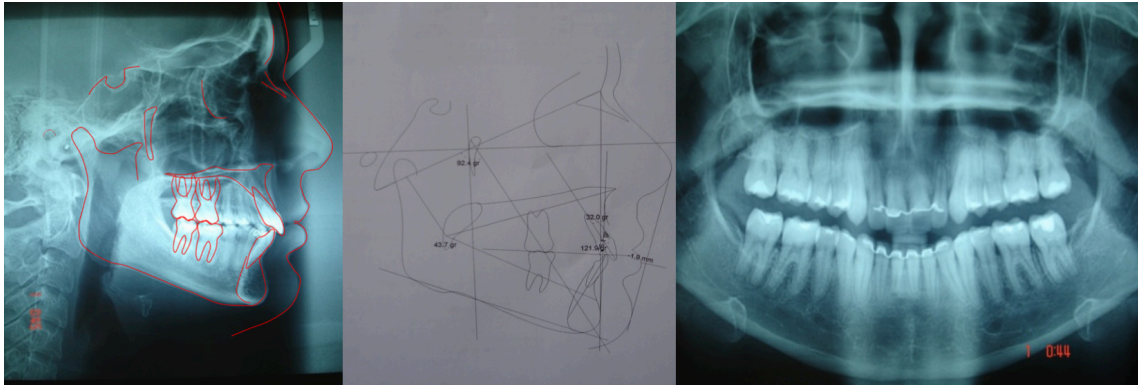


Figure 11

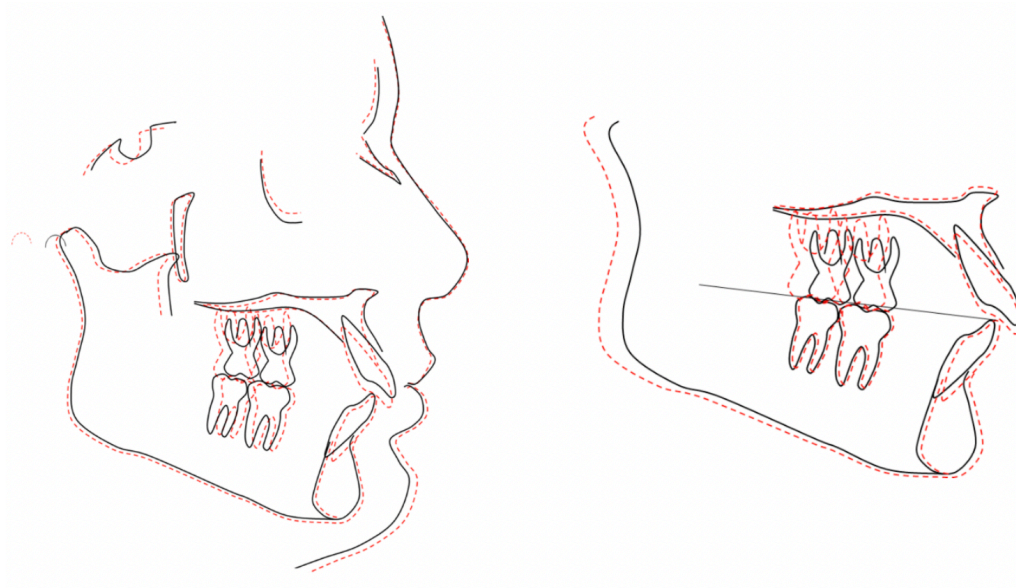


Figure 12



TABLES

Table 1 - Initial and Final Cephalometric Analysis.

CEPHALOMETRY			
SKELETAL ANALYSIS			
PARAMETER	BEFORE-TX	AFTER-TX	DIF
SNA	83°	82°	1°
SNB	80°	80°	0°
ANB	3°	2°	1°
SN-MP	28°	30°	2°
FMA	23°	24°	1°
DENTAL ANALYSIS			
Iis-A-Pog	8,5 mm	5 mm	3,5 mm
Ais-Iis . A-Pog	36°	30°	6°
Iii-A-Pog	3,5 mm	1,5 mm	2,0 mm
Aii-Iii . A-Pog	34°	26°	8°
Is.PP	119°	112°	7°
Ii.MP(IMPA)	105°	97°	8°
6-PTV	23 mm	20 mm	3,0 mm
Horizontal overjet	5,0mm	3,0mm	2,0 mm

CAPÍTULO 5 – ARTIGO 5

RETRACTION OF THE ENTIRE MANDIBULAR ARCH WITH SKELETAL ANCHORAGE POSICIONATED ON THE BUCCAL SHELF – CLINICAL CASE REPORT

Journal of Clinical Orthodontics - Artigo **ACEITO**

Carlos A. M. Vieira¹, Marcelo A. Garcia-Junior¹, Rosangêla Damis Rodrigues ²,
Thiago G. Cardoso³, Darceny Zanetta-Barbosa¹

INTRODUCTION

Class III malocclusions are characterized by an anteroposterior discrepancy, usually by anterior mandibular positioning, which may or may not be associated with skeletal changes. These changes cause aesthetic impairment and produce facial deformities, leading to morphological and functional distortions.

An accurate and early diagnosis is essential to provide patients with a correct occlusion and more balanced facial growth, preventing any aggravation of the situation¹. The severity of class III malocclusion and the patient's age are determining factors in prognosis and treatment².

Several professionals believe that surgical intervention, especially in adult patients, is the only alternative to restore a normal occlusion. However, this treatment option is based on tooth extraction³, mainly premolars or incisors, promoting dental compensation and camouflage, which in many cases ends up with little occlusal stability and little facial harmony.

Currently, new orthodontic mechanics have proven to be efficient for non-surgical treatment of these deformities when it comes to mild to moderate cases⁴. Such discoveries lead many patients - who previously rejected surgery - to seek these treatments by means of dentoalveolar compensation⁵, using extra-alveolar skeletal anchorage and passive self-ligating appliances, consequently reducing the need for extractions and surgical procedures.

In Class III cases, skeletal anchorage has been widely used in orthodontics since this type of anchorage does not allow movement of the reaction unit⁶, being ideal because it has features such as⁷: easy installation; resistance to orthodontic forces; simple insertion and removal; small size; low cost; and ready for early activation, reducing time and improving treatment efficiency.

Among the methods for skeletal anchorage obtaining, the one that has shown the greatest clinical applicability is the orthodontic miniscrews technique - when compared to other skeletal anchorage systems, such as bone-integrated implants or miniplates.

Stainless steel miniscrews (2.0x12mm) have adequate mechanical properties for extra-alveolar anchorage usage, once they present good biocompatibility, greater mechanical resistance, greater elasticity modulus and good ductility. Because of the insertion and removal in greater bone thickness sites, they are safer, since they support larger torques without suffering fractures, compared to titanium miniscrews^{8,9}.

Self-ligating appliances can reduce friction by removing the ligatures, providing a reduction of forces in a sliding retraction mechanics¹⁰. The selection of the passive self-ligating appliance system, recommended by Damon¹¹, depends on three main factors: the type of malocclusion (magnitude of skeletal and dental discrepancy), the initial position of the teeth and the orthodontic mechanics to be employed. The choice of prescription depends on the treatment plan to be implemented and there is no single prescription that is suitable for all types of malocclusion.

The purpose of this study is to show that a Class III malocclusion treatment, without orthognathic surgery and using passive self-ligating orthodontic appliances and placing steel miniscrews in an extra-alveolar position on the buccal shelf allows an efficient retraction of the entire mandibular arch within 25 months.

CLINICAL CASE REPORT

Patient T.R.D.F., male, aged 15 years and 11 months sought orthodontic treatment to solve the following aspects: improvement of his dental aesthetics; wearing of his teeth; and headache associated with temporomandibular joint (TMJ) snapping. Patient consent for image and data usage was given.

The extra-oral clinical evaluation (Figure 1) of the patient revealed a straight facial profile with proportional facial thirds, presence of lip seal at rest, slight projection of the chin and asymmetric smile. The intra-oral clinical examination revealed mild maxillary atresia with slight crowding of the lower teeth and anterior top bite.

A Class III malocclusion of Angle was found extending to other teeth (premolars and canines). The dental midlines were coincident with the facial midline, (Figure 2).

The panoramic radiograph showed the presence of all dental elements, including the third molars, with adequate coronary shape and in an intermediate stage of root formation (Figure 3).

The TMJ radiograph showed that the condyles were in an anterior positioning and with movements beyond normal limits – hyperexcursion, (Figure 4).

In the initial cephalometric analysis (Figure 5) skeletal class III was observed by mandibular protrusion in relation to the cranial base. Regarding the dental pattern it was verified that the lower incisors were vestibularized and protruded. The upper incisors were well positioned and had a neutral facial type tending to brachyfacial according to Profis and Ricketts analysis (Table 1).

In view of the clinical evaluation, the objectives of the treatment were defined as follows:

- 1- Correct the relationship of molars and canines by distalizing all lower teeth;
- 2- Obtaining occlusal balance for stability of joint movements and facial harmony improvement.

Based on the objectives described above, the treatment proposed was Class III correction using a 0.22" x 0.28" passive slot self-ligating Damon systemMX

bracket (Ormco, Glendora, USA), with a standard upper torque prescription of 12° and high lower torque obtained by reversing the anterior incisor brackets by 180° which is -6° to achieve a vestibular torque. The goal was to keep teeth in good positioning during mechanical extra-alveolar steel orthodontic miniscrews action, thus using the buccal shelf to allow absolute anchorage and promote the distalization of the lower teeth and a posterior bite lifting in order to facilitate tooth sliding and assist in TMJ positioning.

With the malocclusion diagnosis, orthodontic treatment began with the bonding of fixed appliances on all dental elements, posterior bite turbo on the upper first molars, followed by alignment and leveling with the copper-nickel-titanium arch sequence 0.014", 0.018", 0.014 "x0.025", 0.018 "x0.025" (Ormco, Glendora, USA), and 0.019 "x0.025" steel wire in the upper and 0.018 "x0.025" lower arches (Ormco, Glendora, USA). In the rectangular steel wire stage, third molar extraction was requested, as well as the installation of the 2.0x12 mm miniscrews (Bomei - Taiwan) in the region of the buccal shelf between the first and second lower molars (Figure 6). The miniscrews were inserted externally to the roots and preserved until the end of the lower arch distalization, thus obtaining a Class I Angle relation between molars and canines. A retraction force of approximately 400 g was employed with elastometric chain in relation to the lower canine bracket up to the miniscrews.

The retraction process took place in 10 months. Then, the miniscrews were removed and intermediate radiographs were taken for re-evaluation. A new alignment and leveling was made for treatment completion and reestablishment of TMJ occlusal balance.

At the end of the 25 months treatment, the fixed appliance was removed and a clear overlay retainer was installed in the upper arch, whereas a fixed retainer was installed in the lower arch. Finally, the final documentation showed a tooth positioning and bone structure improvement (Table 1; Figures 7, 8 and 9).

DISCUSSION

The non-surgical treatment of a skeletal class III malocclusion is a challenge for many orthodontists. The use of passive self-ligating appliances in combination with miniscrews in extra-alveolar positioning improves the odds for positive prognosis of these treatments. With extra-alveolar insertion, the miniscrews do not need to be relocated, as in inter-radicular miniscrews, giving freedom for teeth moving during distalization¹². The insertions are made between the first and second lower molar roots at the beginning of the mandibular shelf due to the neurovascular bundle position¹³ (Figure 10).

Stainless steel miniscrews with larger diameter and length (2.0x12mm) are the most indicated because they have lower insertion and removal torques, and higher fracture strength than titanium miniscrews⁸. This type of fastening provides greater stability, good resistance to orthodontic forces and good ability to receive immediate forces¹⁴.

In this study, lower dental distalization was possible due to the extraction of the third molars, since one of the limitations for retraction is the space available in the region of the distal surfaces of the second molars and mandibular ramus¹⁵. The existing space wasn't enough since it was necessary to retract approximately 5.0 mm to obtain a good class I molar and canine relationship, reducing horizontal overjet. With the extraction of the third molar, a retraction of up to 11.0 mm could be achieved.

In the literature there are records that the miniscrews positioning could cause a lateral force component, increasing the intercanine width and consequently affecting treatment stability; causing a rotation of the occlusal plane; and increasing the vertical dimension^{16,17}. In this study, these effects were minimized by positioning the miniscrews at the height of the tubes fixed on the molars (Figure 10) and by using rigid steel arches during distalization.

In most Class III treatments, elastic bands are used for the correction of malocclusion, since they exert: a distal force on the lower teeth with increased lingual inclination in the incisors; a mesial inclination in the upper arch; and a vestibular inclination of the incisors. However, these forces are not parallel to the occlusal plane, resulting in vertical and horizontal force components, which

will depend on the location and distance between the elastic fixation points^{10,18}. Due to these factors, and since the patient already presented protrusion and vestibularization of the lower incisors and a slight protrusion of the upper incisors, it was decided not to use inter maxillary elastics during treatment. Thus, these effects were reduced, since during lower arch retraction a lower retroclination of the anterior teeth already occurs.

The prescription of the Damon system (Ormco, Glendora, CA) brackets also helped in the treatment, since its advantages are^{19,20}:

- Torque control in the initial phases during the use of thermally activated rectangular arches;
- Maintenance of the anterior torque during the greater movement mechanical action with the inversion of the lower incisors' brackets, thus leaving them with a high torque value to prevent the lingual inclination caused by retraction and increasing post-treatment stability.

After 25 months, dental and functional relationships were obtained for the patient through the protocols assumed and planned in the initial phase of treatment. An important fact in this clinical case was the patient's desire to seek alternative treatments, since the treatment recommendations made by the other professionals were based on orthognathic surgery.

CONCLUSIONS

The extra-alveolar stainless steel orthodontic miniscrews inserted in the mandibular buccal shelf provide security and simplify orthodontic mechanics. Combined with passive self-ligating brackets, they reduce anterior side effects and reduce treatment time, thus showing satisfactory results in the correction of Class III mandibular malocclusions, being an alternative treatment to orthodontists whose patients refuse to undergo orthognathic surgery.

REFERENCES

1. Pazmiño Alvarez O.; Pinto R.; Botelho M.; Higa R.; Salvatore de Freitas K.; Cançado R.: Camuflagem ortodôntica da classe III: relato de caso com prescrição biofuncional. *Uningá Journal*. 56(S7):166-179, 2019.
2. Freitas B.; Vidal G.; Costa A.; Soares J.; Carvalho A.; Botelho M.: As vantagens do tratamento precoce da classe III. *Revista Faipe*. 9(2):24-28, 2019.
3. Khyati N.; Siddarth S.: Dentoalveolar Distalisation In Class III Skeletal Base Using Buccal Shelf Mini-implants - A Case Report. *Orthod. J. Nepal*. 9(1):74-78, 2019.
4. Frank C.: The nonsurgical orthodontic correction of a Class III malocclusion. *Am J Orthod. Dentofacial Orthop*. 103:107-14, 1999.
5. Souza J. E.: Avaliação das compensações dentoalveolares extremas no tratamento da classe III esquelética [dissertation]. Bauru (SP). Universidade de São Paulo. 2006.
6. Nascimento M. H. A.; Araújo T. M.; Bezerra F.: Microparafuso ortodôntico: instalação e protocolo de higiene 102S102i-implantar. *R. Clin. Ortodon. Dental Press*. 5(1):24-43, 2006.
7. Chung K.; Kin S. H.; Kook Y. C.: Orthodontic microimplant for distalization of mandibular dentition in Class III correction. *Angle Orthod*. 75(1):119-128, 2004.
8. Dalvi, Â.C.: Implantes Ortodônticos de aço inoxidável [dissertation]. Rio de Janeiro (RJ): Instituto Militar de Engenharia; 2014.
9. Chang C. W.; Eugene R.: Stability of mini-screws on buccal shelves: a retrospective study of 1680 mini-screw insertions by the same orthodontist. *Int. J. Orthod. Implantol*. 30:76-78, 2013.

- 10.Villela H. M.; Nascimento A. C. S.: Tratamento da Classe II-1 subdivisão, utilizando miniparafusoextra-alveolar no izc e aparelhos autoligáveis passivos – relato de caso. *Orthod. Sci.Pract.* 12(47):73-84, 2019.
- 11.Lima D. V.; Freitas K. M. S.;Ursi W.: Controle de torque no Sistema Damon. *Rev.Clin.Ortodon.Dental Press.* 13(6):102-16, 2015.
- 12.Chang C. H.; Lin J. S.; Roberts W. E.: Failure rates for stainless steel versus titanium alloy infrazygomatic crest bone screws: A single-center, randomized double-blind clinical trial. *Angle Orthod.* 89(1):40–46, 2019.
- 13.Chang C. W.; Eugene R.: Stability of mini-screws on buccal shelves: a retrospective study of 1680 mini-screw insertionsby the same orthodontist. *Int. J.Orthod.Implantol.* 30:76-78, 2013.
- 14.Chung K.; Kin S. H.; Kook Y. C.: Orthodontic microimplant for distalization of mandibular dentition in Class III correction. *Angle Orthod.* 75(1):119-128, 2004.
- 15.Chang C.; Huang S.; Eugene R. W.: A severe skeletal Class III open bite malocclusion treated with nonsurgical approach. *Int. J.Orthod.Implantol.* 24:28-36, 2011.
- 16.Bechtold T. E.; Kim J. W.; Choi T. H.; Park Y. C.; Lee K. J.: The distalization pattern of the maxillary arch depending on the number of orthodontic miniscrews. *Angle Orthod.* 83:266-73, 2013.
- 17.Khyati N.; Siddarth S.: Dentoalveolar Distalisation In Class III Skeletal Base Using Buccal Shelf Mini-implants - A Case Report. *Orthod. J. Nepal.* 2019; 9(1):74-78.
- 18.Park H. S.;Kwoun O. W.; Sung J. H.:Microscrew implant Anchorage sliding mechanics. *World J.Orthod.* 6(3):265-274, 2005.
- 19.Damon D. H.; The Damon low-friction bracket: a biologically compatible straight-wire system. *J. Clin.Orthod.* 32(11):670-80, 1998.

20. Yeh H. Y.; Lin J. J.; Roberts W. E.: Conservative Adult Treatment for Severe Class III, Openbite Malocclusion with Bimaxillary Crowding. Int. J. Orthod. Implantol. 34:12-25, 2014.

FIGURE CAPTIONS

Figure 1 – Extra-oral photographs at the beginning of treatment.

Figure 2 – Intra-oral and occlusal photographs at the beginning of treatment.

Figure 3 - Initial panoramic radiography.

Figure 4 - Temporomandibular joint radiography.

Figure 5 - Initial treatment teleradiography.

Figure 6 - Installation of steel miniscrews.

Figure 7 – Extra-oral and Intra-oral structures of the end of treatment.

Figure 8 - Final panoramic radiographs and teleradiography.

Figure 9 - Initial and final overlays.

Figure 10 - Place of insertion of the steel miniscrews.

FIGURES

Figure 1



Figure 2



Figure 3

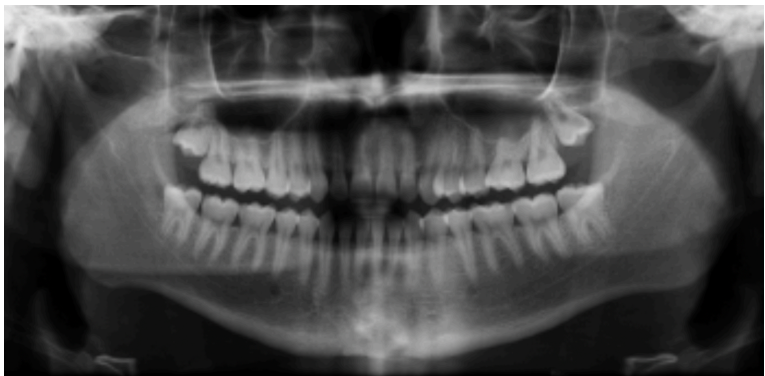


Figure 4

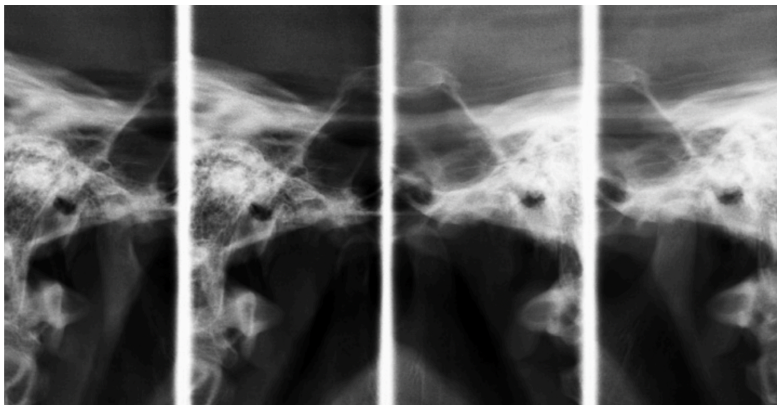


Figure 5

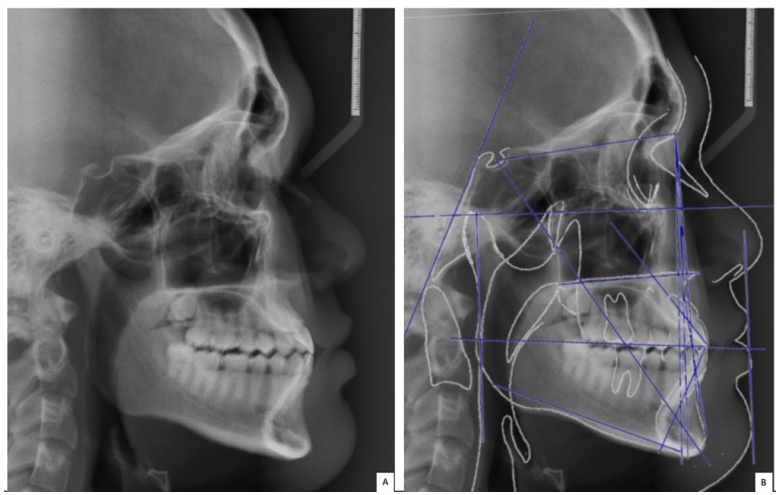


Figure 6

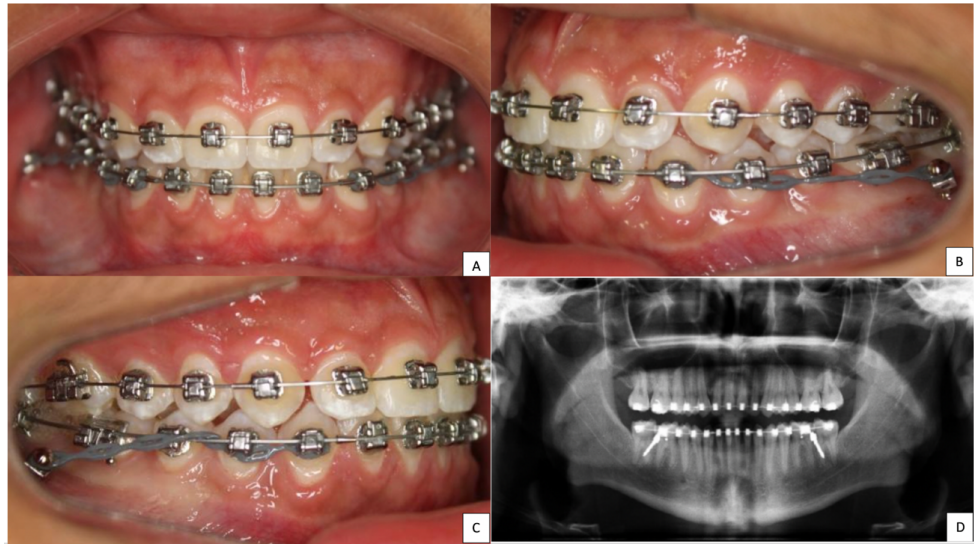


Figure 7



Figure 8

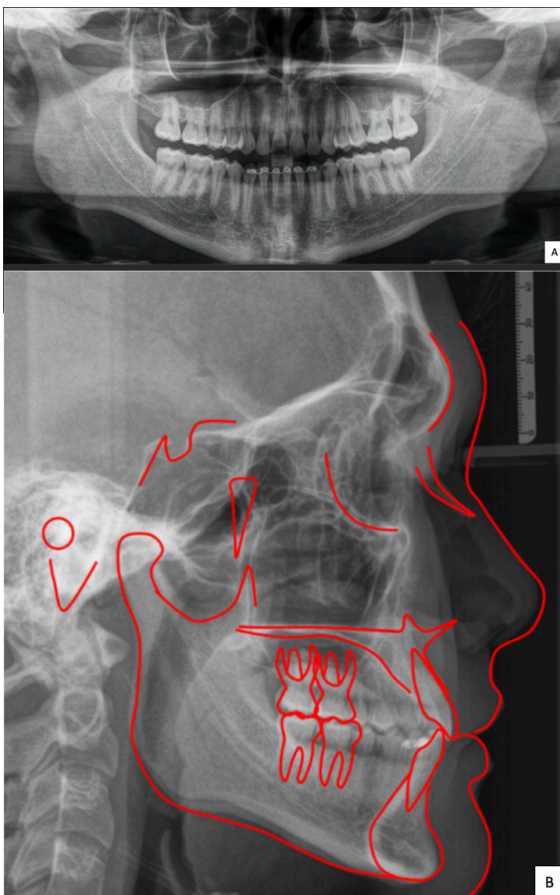


Figure 9

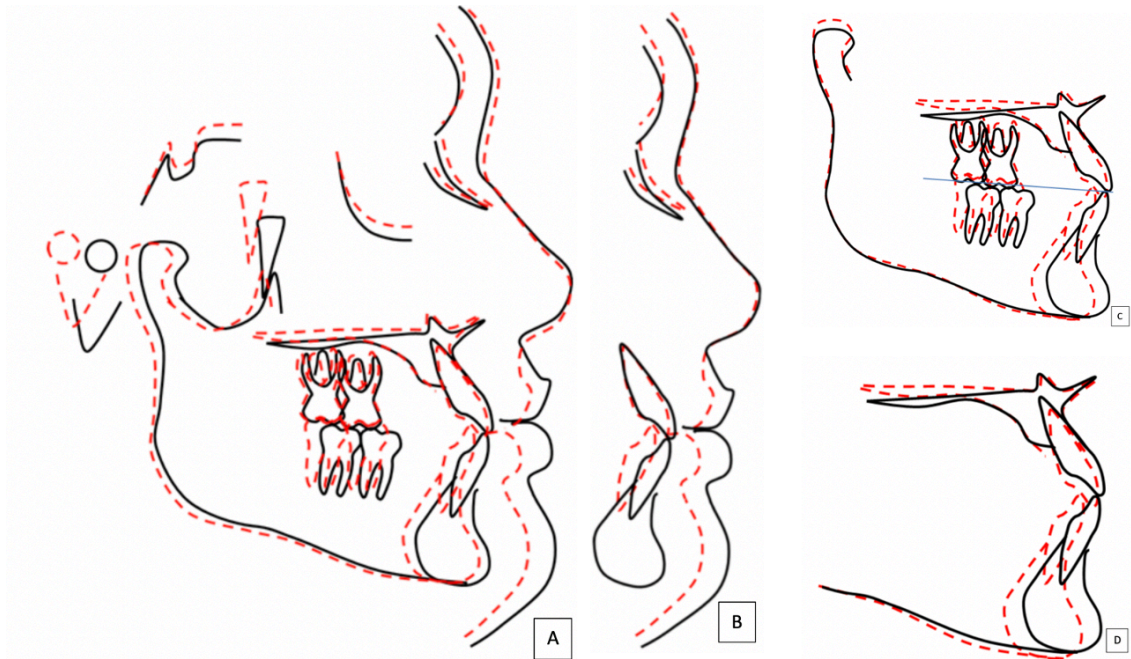
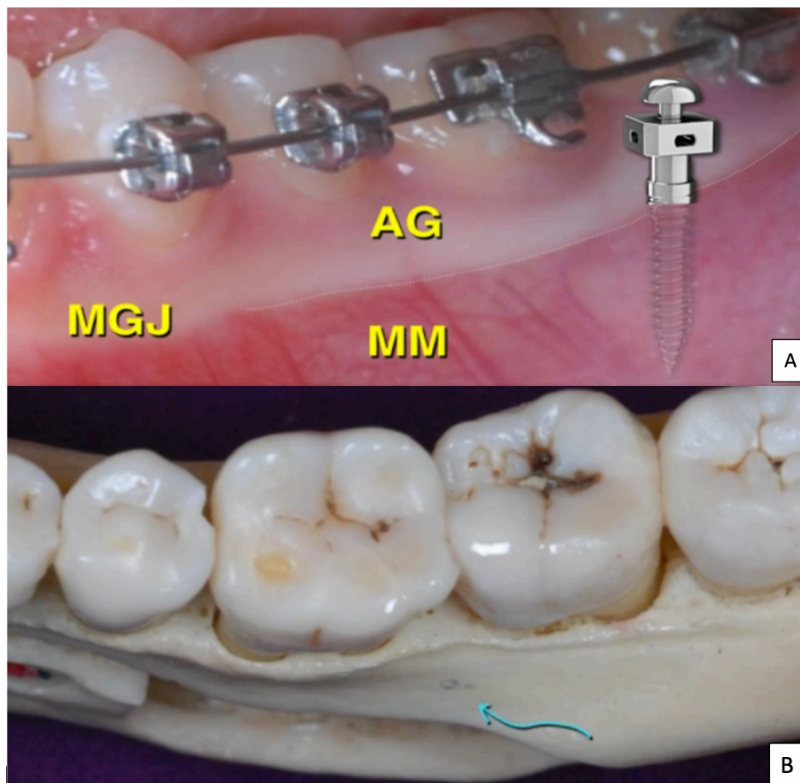


Figure 10



TABLES

Table 1 - Initial and Final Cephalometric Analysis.

SKELETAL ANALYSIS			
PARAMETERS	PRE-TX	POST-TX	DIF
SNA	84º	84º	0º
SNB	86º	85º	1º
ANB	-2º	-1º	1º
SN-MP	25º	25º	0º
FMA	23º	23º	0º
DENTAL ANALYSIS			
lis-A-Pog	6,5 mm	5 mm	1,5 mm
Ais-lis .A-Pog	29º	28º	1º
lii-A-Pog	6 mm	3 mm	3,0 mm
Aii-lii .A-Pog	34º	26º	8º
(lis.Ais).SN 1	119º	110º	9º
li.MP(IMPA)	95º	90º	5º
Witts	- 7,5 mm	- 3,5 mm	4,0 mm
Horizontal overjet	5,0mm	3,0mm	2,0 mm

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O uso de miniparafusos em ancoragem esquelética extra-alveolar é um método promissor e um novo caminho que permite, sem a cooperação do paciente, atingir a previsibilidade prognóstica em tratamentos outrora cirúrgicos.

Com base nos resultados obtidos e avaliações clínicas é possível concluir que:

- Durante inserções diretas (30°) em mandíbulas de porco, miniparafusos de aço inoxidável apresentaram melhor desempenho que os de titânio.
- Durante inserções diretas (30°) em blocos sintéticos (simulando as corticais ósseas) não foram observadas diferenças estatísticas nos torques de inserção e remoção nos dois tipos de liga analisadas (aço inoxidável e titânio).
- Durante inserções indiretas (60°-30°) em mandíbulas de porco, em ambas as ligas analisadas, houve um aumento no número de falhas/deformações.
- Durante inserções indiretas (60°-30°) em blocos sintéticos observou-se que houve um aumento no nível de torque, tanto nas inserções, quanto nas remoções, nos dois tipos de liga.
- A mudança de angulação durante as inserções é um fator essencial no aumento dos torques de inserção e remoção.
- Miniparafusos de aço inoxidável analisados, os torques de inserção e remoção foram ligeiramente menores que nos de titânio, semelhante a estudos encontrados na literatura.
- Na Análise por Elementos Finitos, as tensões sobre miniparafusos estudados, considerando os níveis padrões de inserção na estrutura óssea, foram abaixo dos limites de escoamento, demonstrando serem adequados para aplicações ortodônticas.
- Nas observações clínicas, a aplicabilidade de miniparafusos de aço inoxidável em posição extra-alveolar para tratamentos de retração total dos complexos dento-alveolar maxilar e mandibular demonstraram que os mesmos são viáveis para este tipo de tratamento.

Neste trabalho ficou demonstrado que miniparafusos de aço inoxidável são viáveis para a aplicação em posição extra-alveolar, abrindo o caminho para a perspectiva de construção de um novo miniparafuso em aço inoxidável.

Nas análises numéricas foi proposto um novo miniparafuso com perfil transmucoso otimizado, com diâmetro de 2 mm e passo de 0,6 mm. Para a validação deste novo miniparafuso é importante o desenvolvimento de análises in vitro e in vivo.

O objetivo é dar mais uma opção de escolha para tratamentos de deformidades dentofaciais, diminuir custos finais com fixações seguras e redução do número de fraturas de miniparafusos em inserções extra-alveolares.

REFERÊNCIAS (INTRODUÇÃO-REFERENCIAL TEÓRICO)

1. Laboissière JM et al. Ancoragem absoluta utilizando microparafusos ortodônticos. Protocolo para aplicações clínicas (Trilogia- Parte III). Rev Implant News 2005; 2:163-166. ID: lil- 415657
2. Araújo, T. M., Nascimento, M. H. A., Bezerra, F., & Sobral, M. C. (2006). Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* Maringá, 11(4), 126–156. <https://doi.org/10.1590/S1415-54192006000400014>
3. Nascimento MHA, Araújo TM, Bezerra F. Microparafuso ortodôntico: instalação e protocolo de higiene peri-implantar. Rev.Clin.Orto.Dental Press. 2006 fev/mar; 5(1):24-43. ID: lil-437100
4. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. J Clin Orthod 1997;31:763-767. PMID: 9511584
5. Marigo G, Marigo M. Tratamento da Classe II, divisão 1 com auxílio de ancoragem esquelética - relato de caso. Orthod Sci Pract 2012; 5: 416-423.
6. Chung K, Kim SH, Kook Y. C-orthodontic microimplant for distalization of mandibular dentition in Class III correction. Angle Orthod. 2005 Jan;75(1):119-28. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)075<0119:CMFDOM>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)075<0119:CMFDOM>2.0.CO;2)
7. Carano, A., Velo, S., Leone, P., & Siciliani, G. (2005). Clinical applications of the Miniscrew Anchorage System. Journal of clinical orthodontics : JCO, 39(1), 9–30. PMID: 15735349
8. Wiechmann, D., Meyer, U., & Büchter, A. (2007). Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. Clinical oral implants research, 18(2), 263–267. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01325.x>
9. Yamaguchi, M., Inami, T., Ito, K., Kasai, K., & Tanimoto, Y. (2012). Mini-implants in the anchorage armamentarium: new paradigms in the orthodontics. International journal of biomaterials, 2012. <https://doi.org/10.1195/2012/394121>
10. Consolaro A. (2015). Miniplates and mini-implants: bone remodeling as their biological foundation. Dental press journal of orthodontics, 20(6), 16–31. <https://doi.org/10.1590/21.77-6709.20.6.016-031.oin>
11. Melsen, B.(2005). Mini-Implants: Where Are We? JCO-September V39(9), 539-547. PMID: 16244412
12. Dalvi AC. Implantes Ortodônticos de aço inoxidável.Orientada por Carlos Nelson Elias. (2014) –Tese (doutorado)–Instituto Militar de Engenharia.- Rio de Janeiro.

13. Marassi C, Leal A, Herdy JL, Sobreira D. O uso de mini-implantes como auxiliares do tratamento ortodôntico. *Ortodontia SPO*. 2005 jul/set; 38(3): 256-265. ID: lil- 542390
14. Araújo, TM, Nascimento MHA, Bezerra F, Sobral MC. Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2006 jul./ago; 11(4); 126-156. <https://doi.org/10.1590/S1415-54192006000400014>
15. Janson, M., Sant'Ana, E., Vasconcelos, W.(2006). Ancoragem esquelética com miniimplantes:incorporação rotineira da técnica na prática ortodôntica. *Rev. Clín. Ortodon. Dental Press, Maringá*, v. 5, n. 4 - ago./set.
16. Galeotti, A., Uomo, R., Spagnuolo, G., Paduano, S., Cimino, R., Valletta, R., & D'Antò, V. (2013). Effect of pH on in vitro biocompatibility of orthodontic miniscrew implants. *Progress in orthodontics*, 14, 15. <https://doi.org/10.1186/2196-1042-14-15>
17. Safiya, S., Manjunath, G.(2013). Mini- Implant Materials: An Overview. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS)* V 7(2) May-Jun.: 15-20. <https://doi.org/10.9790/0853-0721520>
18. Lin JJ, Roberts WE. Guided Infra-Zygomatic Screws: Reliable Maxillary Arch Retraction. *Int J Orthod Implantol* 2017;46:4-16.
19. Liaw J, Roberts, WE. Paradigm Shift in Class III Treatment with TAD'S. *International Journal of Orthodontics & Implantology*, 2013 Apr; 30: 22-34.
20. Chang CW; Roberts, WE. Stability of mini-screws on buccal shelves: a retrospective study of 1680 mini-screw insertions by the same orthodontist. *International Journal of Orthodontics & Implantology*. 2013 Apr, 30: 76-78.
21. Pobanz, J. A Winning Combination: Stainless steel Mini- Screws and CBCT Simulations. *Orthotown Magazine*. 2015 May; 38-44.
22. Fernandes, CJ, Elias, CN, Ruellas, ACO. Influence of screw length and bone thickness on the stability of temporary implants. *Materials*. 2015 sep; 8(9):6558-6569. <https://doi.org/10.3390/ma8095322>
23. Ballard, D et al. (2007). *Orthodontics & Mini screws*. Australian Society of Orthodontists and University of Sydney.
24. Cho, I. S., Kim, T. W., Ahn, S. J., Yang, I. H., & Baek, S. H. (2013). Effects of insertion angle and implant thread type on the fracture properties of orthodontic mini-implants during insertion. *The Angle orthodontist*, 83(4), 698–704. <https://doi.org/10.2319/082812-689.1>
25. Fabre, A.F. (2014) *Compêndio de Mini-Implantes Ortodônticos-Parte I*. Arch Health Invest, 3(1): 46-56

26. Francioli, D., Ruggiero, G., & Giorgetti, R. (2010). Mechanical properties evaluation of an orthodontic miniscrew system for skeletal anchorage. *Progress in orthodontics*, 11(2), 98–104. <https://doi.org/10.1016/j.pio.2010.04.014>
27. Yao, C.-C.J., Chang, H.-H., Chang, J.Z.-C., Lai, H.-H., Lu, S.-C., Chen, Y.-J. (2014). Revisiting the stability of mini-implants used for orthodontic Anchorage. *Journal of the Formosan Medical Association*, 1e7. <https://doi.org/10.106/j.ifma.2014.08.001>

ANEXOS

Universidade Federal de Uberlândia
Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
- Comissão de Ética na Utilização de Animais (CEUA) –
Rua Ceará, S/N - Bloco 2D, sala 08 - Campus Umuarama - Uberlândia-MG
CEP 38405-315; e-mail: ceua@propp.ufu.br; www.comissoes.propp.ufu.br
Telefone: 3225-8652

ANÁLISE FINAL Nº A016/19 DA COMISSÃO DE ÉTICA NA UTILIZAÇÃO DE ANIMAIS

Projeto Pesquisa: “Inserção inclinada extra-alveolar de miniparafusos ortodônticos para ancoragem esquelética”

Pesquisador Responsável: Carlos Alberto de Moraes Vieira

Certificamos que o projeto não deve ser analisado pela Comissão de Ética na Utilização de Animais – CEUA, pois não manipula diretamente animais vivos para colheita de amostras biológicas, estando de acordo com a legislação federal, “Lei Nº 11.794, de 8 de outubro de 2008.” Portanto, este projeto de pesquisa não faz parte do escopo de avaliação da CEUA. Sem mais.

Uberlândia, 11 de Dezembro de 2019.

Prof. Dr. Lúcio Vilela Carneiro Girão

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Comissão de Ética na Utilização de Animais /UFU
Coordenador da CEUA
Portaria Nº 1234 DE 01 DE OUTUBRO DE 2019

