

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Frederico Rodger Rodrigues Gomes Cardoso

**Avaliação da resistência à tração de titânio grau IV e 6al-4V ELI (grau V) e
determinação do limite de fadiga sob carregamento compressivo de
implantes estreitos.**

CURITIBA
2015

Frederico Rodger Rodrigues Gomes Cardoso

Avaliação da resistência à tração de titânio grau IV e 6al-4V ELI (grau V) e
determinação do limite de fadiga sob carregamento compressivo de implantes
estreitos.

Dissertação apresentada ao Instituto Latino
Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico
como parte dos requisitos para obtenção do título de
Mestre em Odontologia área de concentração em
Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu

CURITIBA
2015

Cardoso, Frederico Rodger Gomes.

C268a

Avaliação da resistência da tração de titânio grau IVE 6aL-4V ELI (grau V) e determinação do limite de fadiga sob carregamento compressivo de implantes estreitos. 2015.

79 f.: il.; 31 cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2015.

Orientador: Prof Dr. Roberto Hideo Shimizu.

Bibliografia

1. Implantes dentários. 2. Implante de diâmetro estreito. 3. Concentração de estresse. I. Título.

Frederico Rodger Rodrigues Gomes Cardoso

Avaliação da resistência à tração de titânio grau IV e 6al-4V ELI (grau V) e determinação do limite de fadiga sob carregamento compressivo de implantes estreitos.

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

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. João Geraldo Bugarin Junior

Prof. Dr. Sergio Rocha Bernardes

Aprovada em: 24/11/2015

Dedicatória

Aos meus pais **Luiz Gomes** e **Rita Maria**, pela oportunidade de ensinamentos que ao longo da minha vida me passaram, a cada gesto de carinho e sacrifício feito por vocês para me proporcionarem sempre voos mais altos e que por vezes os impediram de alcançar os seus próprios voos. Obrigado por tudo. Amo muito vocês.

A minha amada **Kellen Ferreira**, pelo apoio, carinho e preocupação demonstrada para a conclusão desse trabalho. Tivemos uma longa caminhada e muito ainda nos espera. Deus no comando! Te amo.

Ao meu filho **João Lucas**, que há seis anos me fez sentir o que eu posso chamar de amor genuíno, um amor capaz de anular qualquer dor física que eu poderia sentir após uma longa jornada de estudo e trabalho, simplesmente, ou melhor, especialmente para poder brincar com você. Um amor que me deu forças para passar por cada dificuldade imposta pela vida até agora e mesmo no meu fraquejar e muitas coisas não fazerem sentido, quero te dizer que mesmo você na sua inocência de criança e ainda não sabendo o que se passa no hoje você foi a minha maior fonte de inspiração para hoje aqui está. Te amo meu filho.

A minha irmã **Sâmia Grazielle**, que desde o primeiro sonho de praticar a odontologia quando recebi o resultado do vestibular para cursar a graduação, sempre me passou energias positivas e está sempre torcendo por mim se alegrando nas minhas conquistas, sofrendo com minhas tristezas e junto com meus outros irmãos **Everton, Gustavo e Emanuely**, me fazem sempre querer ser uma pessoa melhor para que eu seja motivo de orgulho a vocês. Amo vocês.

Ao meu mestre, mentor, ora amigo, irmão e as vezes pai **João Geraldo Bugarin Júnior**, meu muito obrigado pelo incentivo ao crescimento profissional e pessoal, pela confiança depositada ao meu trabalho, por acreditar na minha capacidade e por ter sido o maior incentivador para que esse projeto se concluísse. Seu nome estará sempre me acompanhando e espero nunca decepcioná-lo e sempre ser motivo de orgulho. Obrigado a sua esposa e minha amiga **Renata Nemetala** que teve uma grande participação para a concretização desse sonho. E viva o trio parada dura João Geraldo, Renata Nemetala e Eu.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a **Deus**, que por sua infinita Graça e Misericórdia para comigo, seu amor e cuidado foram fundamentais para enfrentar essa jornada, por está sempre me guiando e protegendo, te louvo Senhor graças eu te dou!

Ao **Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu**, obrigado pelo trabalho desenvolvido nessa Instituição de Ensino, pela paciência aos desencontros nessa caminhada com a reformulação do nosso projeto e por todas as orientações dadas para a conclusão desse trabalho. Vamos colher bons frutos!

A **Prof. Dra. Ivete Sartori**, nossa maestra e coordenadora deste curso de mestrado, obrigado por todos os ensinamentos transmitidos, pela paciência e sabedoria ao ensinar. Fica aqui o meu agradecimento e admiração pelo seu trabalho e por sua pessoa.

Ao **Prof. Dr. Sergio Bernardes**, que contribuiu imensamente para a realização desse trabalho. Te admiro e me espelho em você. Obrigado pela amizade e por todos os ensinamentos.

Ao **Prof. Dr. Geninho Thomé**, obrigado pelos ensinamentos em aula e nas cirurgias que tive a oportunidade de auxiliá-lo, pelas orientações dadas a cada reunião na fábrica, pela simplicidade de pessoa, grato em poder aprender com um grande nome da Implantodontia Mundial.

Ao **Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan**, que sempre demonstrou um comprometimento com esse programa de mestrado, obrigado por todos os ensinamentos e pela amizade.

A **Prof. Dra. Ana Claudia Mello**, pela paciência e prontidão ao ensino meu muito obrigado, com certeza os seus gestos de simplicidade e humildade falaram muito.

Ao **Prof. Jaques Luiz**, pelos ensinamentos transmitidos, pela serenidade no ensinar obrigado por todas as vezes que abriu as portas de sua casa sempre nos acolhendo nessas semanas longe de nossas famílias. Obrigado!

Ao Prof. **Dr. Leandro Klüppel**, pela capacidade de transferir seus conhecimentos com naturalidade e pelos gestos de amizade ao longo desses dois anos.

A bibliotecária **Luciana** pela paciência e pelos bons préstimos ao auxílio nas pesquisas.

A minha equipe, **Valdor Araujo e Danilo Carvalho**, obrigado pela colaboração em cada módulo e pela amizade.

A todos os **professores** do curso de mestrado do ILAPEO, pela constante dedicação prestada em nossa formação. Muito obrigado!

A todos os **funcionários** do ILAPEO, pela ajuda direta ou indireta para a conclusão dos nossos projetos.

A todos os **pacientes**, atendidos por nossa equipe, sem dúvida vocês são grandes colaboradores para o nosso aprendizado.

Aos colegas **Anne, Alexis, Francine, Fabiano, Julio, Marcos, Ronaldo, Rodrigo, Sidney** que se tornaram importantes amizades, a convivência com vocês foi ótima, vai deixar saudade. Excelente turma.

A todos que, direta ou indiretamente, tenham contribuído para realização deste trabalho, meu muito obrigado.

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	13
2. Revisão de Literatura.....	15
3. Proposição.....	28
4. Materiais e Métodos.....	29
5. Artigo Científico 1.....	34
6. Referências.....	59
7. Apêndice.....	64
8. Anexo.....	79

Lista de Figuras

Figura 1 – Máquina INSTRON 3382 (Instron, Norwood, EUA). Ensaio estático.....	29
Figura 2 – Máquina INSTRON E1000 (Instron, Norwood, EUA). Carregamento do ensaio do implante 3.5x13 mm.....	31
Figura 3 – Máquina INSTRON E3000 (Instron, Norwood, EUA) Carregamento do ensaio do implante 2.9x12 mm.....	33

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Dados dos tipos de Titânio 6ALV4-ELI e Titânio grau V.....	64
Tabela 2 – Dados de implante Drive CM e Facility.....	65

Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

6Al-4v ELI – liga de titânio-6Aluminium-4Vanadium ELI (Extra low Interstitial), grau V.

ASTM – American Society for Testing and Materials (Sociedade Americana para Testes e Materiais)

CM – Cone Morse

CP1 – Corpo de prova com titânio grau IV

CP2 – Corpo de prova com a liga do titânio grau V

ED-1411-006 – Implante Drive CM 3,5x13 mm Acqua

Gpa – Grade point average (média de notas)

ILAPEO – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

MPa – Mega Pascal

N.cm – Newton-centímetro

POM – Material de ancoragem preto (0,15 x 20mm)

T1 – Teste um

T2 – Teste dois

® – Marca registrada

TI1 – Corpo de prova composto por um material de ancoragem e um implante Facility® (Neodent, Curitiba, Brasil), de 2,9x12mm com um Munhão Anatomico Facility 3,5 com um coping de metal

TI2 – corpo de prova composto por um material de ancoragem e um implante Drive CM Acqua® (Neodent, Curitiba, Brasil), de 3,5X13mm com um munhão universal angulado CM de 30°

Resumo

Objetiva-se com esse trabalho avaliar a resistência à tração entre o titânio grau IV e a liga 6Al-4v ELI e determinar o limite de fadiga com dois tipos de implantes considerados estreitos, um de 3.5mm feito em titânio grau IV e outro de 2.9mm feito em titânio grau V, quando submetidos a carregamento compressivo cíclico. O estudo foi realizado em duas etapas: Teste um (T1)- Quando a liga foi avaliada, em que o corpo de prova com titânio grau IV (CP1) e corpo de prova com a liga do titânio grau V (CP2) foram submetidos ao ensaio de tração; Teste dois (T2)- Quando 09 amostras de um corpo de prova composto por um material de ancoragem e um implante Facility (Neodent®) de 2.9x12mm, com um Munhão Anatômico Facility 3,5 com um coping de metal (TI1) e 09 amostras de um corpo de prova composto por um material de ancoragem e um implante Drive CM, de 3,5X13mm com um munhão universal angulado CM de 30o (TI2) foram submetidas ao ensaio de fadiga de acordo com a norma ISO 14801. Os resultados dos testes mecânicos foram submetidos à análise estatística e descritas por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões, e as falhas por frequências e percentuais. A tensão máxima foi de 1300,2 Mega Pascal (Mpa) para o titânio 6Al-4V ELI e de 790,7 para o titânio grau IV. A tensão de escoamento também foi superior para o titânio 6Al-4V ELI com os valores de 1078,6 Mpa e de 596,4 Mpa para o titânio grau IV. Nos testes comparativos entre os implantes Drive CM 3.5x13mm e Facility 2.9x12mm a carga de referência, a carga máxima e número de ciclos, os resultados indicaram não haver diferença significativa entre os implantes. A carga de teste determinada como limite de fadiga, segundo a ISO 14801, para o sistema de implante Drive CM 3.5x13mm foi de 170N. A carga de teste determinada como limite de fadiga, segundo ISO 14801, para o sistema de implante Facility 2.9x12mm, foi de 143N. Assim, podemos observar que os implantes de diâmetro de 3,5 mm apresentaram carga de teste 18,9% maior que os implantes facility.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Implante de Diâmetro Estreito; Concentração de Estresse.

Abstract

The objective of this study was to evaluate the tensile strength between the titanium grade IV and V grade titanium alloy and determine the fatigue limit of two types of narrow implants, a 3.5mm made of titanium grade IV and another 2.9mm made in titanium grade V, when subjected to cyclic compressive loading. The study was conducted in two stages: Test one (T1) - When the alloy was evaluated, in which the specimen with titanium grade IV (CP1) and specimen with alloy titanium grade V (CP2) underwent tensile test; Test two (T2) - When 09 samples of a specimen composed of an anchor material and an implant Facility (Neodent[®]) of 2.9x12mm, with a Munhão Anatomico Facility 3.5 with a metal coping (TI1) and 09 samples composed of an anchor material and an implant Drive CM from 3,5X13mm with a universal post angled CM 30 (TI2) were subjected to the test compressive fatigue. The results of mechanical tests were statistically analyzed and described as mean, median, minimum, maximum and standard deviation values, and failures as frequencies and percentages. The maximum voltage was 1300.2 Mega Pascals (MPa) for 6AL4V ELI titanium and titanium 790.7 to grade IV. The yield stress was higher for titanium 6AL4V ELI with the values of 1078.6 MPa and 596.4 MPa for titanium grade IV. In comparative tests between the implants Drive CM 3.5x13mm and Facility 2.9x12mm, reference load, maximum load and number of cycles, the results showed no significant difference between the implants. The particular test load as fatigue limit, according to ISO 14801, for the implant system Drive CM 3.5x13mm (Neodent[®], Curitiba, Brazil) was 170N. The particular test load as fatigue limit, according to ISO 14801, for the implant system Facility 2.9x12mm (Neodent[®], Curitiba, Brazil), was 143N. Thus, we can see that the 3.5 mm diameter implants showed test charge 18.9% higher than the facility implants.

Keywords: Dental Implants, Narrow-diameter Implants, Stress Concentration.

1. Introdução

Os implantes dentários tornaram-se alternativas seguras e bem-sucedidas na reposição de dentes perdidos. Contudo, a utilização de implantes para a reabilitação de áreas anteriores muitas vezes é um desafio. Particularmente, é difícil se alcançar um alto resultado estético utilizando-se implantes de diâmetros largos quando se tem um reduzido osso em largura e espessura, especialmente para repor dentes com diâmetro cervical reduzido³⁸.

Quando há espessura óssea inadequada para o posicionamento de implantes de diâmetros convencionais, tem-se como opção terapêutica mais comum o enxerto ósseo, utilizando-se tanto osso autógeno quanto os tão disponíveis substitutos ósseos, normalmente enxertos em bloco. Contudo, todos os pacientes preferem técnicas minimamente invasivas. Os enxertos ósseos são procedimentos bem estabelecidos para a restauração de osso perdido em volume, mas estão associados à maior morbidade e a tempo de tratamento prolongado⁵. Além disso, há um significativo aumento de falhas relatadas para implantes maquinados instalados em áreas enxertadas comparados com tratamentos convencionais¹⁷.

Os implantes estreitos são geralmente utilizados para processos alveolares finos demais para a instalação de implantes convencionais de diâmetro de aproximadamente 4.0mm, evitando-se procedimentos cirúrgicos avançados, como os enxertos ósseos. Eles também são indicados quando a espessura óssea ao redor do implante ou o espaço interdentário é limitado, como na reposição de incisivos inferiores e laterais superiores¹⁶.

O reduzido diâmetro pode representar uma redução na resistência mecânica de implantes frente a cargas mastigatórias. Aumentando assim o risco de fratura de implantes e problemas mecânicos². Devido a esse risco autores sugerem inclusive um maior número de implantes para evitar problemas¹. Apesar dessa limitação, Sheikh et al.¹⁶ e colaboradores sugerem que o posicionamento de implantes, bem como uma adequada distribuição de forças oclusais, deve ser sempre considerado quando do planejamento do tratamento de pacientes com maxilas atroficas¹⁶. Além disso, a associação desses implantes com tratamento de superfícies⁴¹, bem como fusão com o componente protético formando implantes de corpo único³⁸, podem melhorar o prognóstico desse tipo de tratamento.

Para estabelecer, dentre as alternativas terapêuticas para a reabilitação de maxilas atroficas, sob o ponto de vista cirúrgico e protético, aquela que apresenta o mais adequado comportamento biológico, clínico e mecânico representados em estabilidade de próteses fixas sobre implantes ao longo do tempo, são necessários, além dos testes mecânicos laboratoriais, estudos clínicos e radiográficos que avaliem as opções mais e menos invasivas.

Para compensar o maior risco de fraturas na utilização de implantes estreitos, estudos tem sido desenvolvidos na busca por uma liga de maior resistência. A liga Ti-6Al4V-ELI mostrou maior força de tensão, dureza e resistência à fadiga comparada a outras ligas do estudo, indicando que esta liga pode ser utilizada para fabricação de implantes de menor diâmetro²².

O objetivo do trabalho foi avaliar a resistência à tração o titânio grau IV e a liga 6Al-4v ELI e determinar o limite de fadiga dos dois implantes considerados estreitos, Drive CM

3.5x13mm (Neodent, Curitiba, Brasil) e Facility 2.9x12mm (Neodent) quando submetidos a carregamento compressivo cíclico.

2. Revisão de Literatura

A osseointegração veio proporcionar para a Odontologia um sistema de ancoragem para prótese, o que modificou e aumentou o número de opções de planejamento das reabilitações¹⁰. Contudo, existem vários obstáculos ao tratamento de reabilitação por implantes, como o custo do tratamento e o medo de realizar procedimentos cirúrgicos³⁹.

Sabe-se que a reabsorção óssea é um achado comum nos pacientes que perderam seus dentes por diversos motivos. Diferentes classificações das deformidades do rebordo alveolar têm sido propostas na literatura com objetivo de auxiliar no prognóstico e na resolução terapêutica de cada caso. Os diferentes tipos de deformidades são categorizadas segundo a morfologia do defeito e o volume da perda de substância³¹.

A primeira classificação foi proposta, em 1983, por Seibert³³. Ele dividiu as deformidades do rebordo alveolar em: (a) classe I, perda tecidual vestibulo-lingual e altura de crista normal (perda no sentido horizontal); (b) classe II, perda tecidual no sentido ápico-coronal e largura de crista normal (perda no sentido vertical); (c) classe III, perda ao mesmo tempo horizontal e vertical.

Lekholm e Zarb¹⁰ (1986), apontam para 4 diferentes qualidades ósseas: (a) osso tipo I apresenta uma cortical compacta e um osso medular homogeneamente compacto; (b) osso tipo II é um osso com cortical densa e osso medular também denso; (c) osso tipo III é quando

se encontra uma cortical fina e osso medular denso; (d) osso tipo IV é um osso com cortical fina e baixa trabeculagem de osso medular.

Cawood e Howell¹² (1988) desenvolveram um modelo clássico de reabsorção óssea alveolar em seis estágios desde a perda do elemento dental.

Quanto maior o estágio de reabsorção óssea, menor será a possibilidade de reabilitação por implantes sem a realização de cirurgias reconstrutivas. Ainda que o osso autógeno seja considerado o melhor material para aumento ósseo disponível atualmente, devido às suas propriedades osteogênicas, osteoindutoras e osteocondutoras²³, sua utilização requer a remoção de amostras de tecidos de um outro leito cirúrgico, aumentando a morbidade cirúrgica e limitando a disponibilidade deste em quantidade e volume¹¹.

Mardinger et al.²⁴ apresentam um estudo com 194 pacientes em que a principal razão para a recusa em serem submetidos a um novo procedimento de implante era o medo de sentir ainda mais dor e desconforto.

O uso de implantes de diâmetro reduzido (abaixo de 3,75 mm) pode estar indicado quando se tem um rebordo alveolar de espessura reduzida ou quando há um espaço mesiodistal para reconstrução protética menor que 7 mm. Em alguns casos, o uso dos implantes reduzidos favorece a não realização de técnicas cirúrgicas de reconstruções ósseas (regeneração tecidual guiada, enxertos ósseos e expansão óssea), ou até mesmo, o aumento do espaço mesiodistal por meio do uso de movimentação ortodôntica¹³.

Em publicação original sobre o estudo clínico retrospectivo da aplicabilidade e previsibilidade do uso dos implantes de diâmetro reduzido, exclusivamente em região

posterior da maxila e da mandíbula, foi mostrada a colocação de 194 implantes de diâmetro reduzido (124 na maxila e 70 na mandíbula) em 152 pacientes. Após o período de controle clínico e radiográfico, variando entre 12 e 96 meses, tendo restaurado com prótese fixa unitária 48 implantes (31 na maxila e 17 na mandíbula), prótese parcial fixa 131 implantes (84 na maxila e 47 na mandíbula) e sobredentaduras 15 implantes (8 na maxila e 7 na mandíbula), obtiveram uma taxa de sobrevida de 98,3%. Logo, os implantes de diâmetro reduzido, restaurados de forma isolada ou esplintados, podem ser uma opção favorável para aquelas regiões com deficiência de volume ósseo¹⁸.

Sohrabi et al.³⁹ fizeram uma revisão sistemática dos artigos das últimas duas décadas a respeito de implantes com menos de 3,5mm de diâmetro, publicados em *PubMed*, *Embase* e *Cochrane*, dos tipos ensaios clínicos randomizados, estudos retrospectivos e prospectivos de *Cohort* em humanos, com acompanhamento de pelo menos cinco meses e que apresentaram taxas de sobrevida dos implantes instalados. As taxas de sobrevivência das implantes de diâmetro estreito parece ser similar às taxas de implantes regulares. Técnicas de inserção sem retalho têm sido recomendadas para ambos implantes regulares e estreitos, apesar de não haver diferença estatística entre os estudos que usaram técnicas com ou sem retalho e apenas dois estudos usaram a segunda.

Polizzi et al.²⁸ utilizaram 30 implantes Branemark[®] de 3,0 mm de diâmetro com comprimento variando de 10 a 15 mm, somente em maxila anterior e encontrou 96,70% de sucesso em um ano.

Em 2000, Vigolo e Givani⁴² (2000) apresentaram um estudo com 52 implantes 3i[®] de 2,9 mm de diâmetro e comprimento entre 8,5 a 15 mm, em maxila e mandíbula, todos restaurados por próteses unitárias, e obtiveram 94,20% de sucesso em cinco anos.

Em Israel, Mazor et al.²⁵ utilizaram 32 implantes Hi-Tec[®] de diâmetro 2,4 mm e comprimento 13 mm em maxila e mandíbula e obtiveram 96,8% de sucesso em 5 anos, com próteses fixas.

Vigolo et al.⁴³ realizaram estudo com 192 implantes 3i[®] de 2,9 a 3,25 mm de diâmetro e comprimento entre 8,5 a 15 mm, principalmente em maxila, associados a próteses fixas, por sete anos, encontrando uma taxa de sucesso de 95,30%.

Shatkin et al.³⁴ obtiveram 94,20% de sucesso utilizando 2514 implantes 3M de 1,8 a 2,4 mm de diâmetro em maxila e mandíbula, com prótese fixas e overdentures, num período de 2,9 anos.

Anitua et al.⁶ realizaram estudo retrospectivo com 911 implantes BTI[®] de 2,5 a 3,3mm de diâmetro e comprimento variando entre 8,5 a 18 mm, em maxila e mandíbula, com próteses fixas e overdentures, obtendo 99% de sucesso em 28 meses. Reddy et al.³⁰ analisaram 31 implantes Biohorizons[®] de 3,0 mm em 12 pacientes parcialmente dentados, reabilitados com próteses fixas unitárias, com uma taxa de 96,70% de sucesso em um ano.

Degidi et al.¹⁵ avaliaram 60 implantes XIVE[®] de 3,0 mm e 13-15mm de comprimento, instalados na região anterior de maxila e reabilitados com próteses fixas individuais, num período de 3 anos e obteve 100% de sucesso clínico.

Em outro estudo realizado na Espanha, 89 implantes Tiny®, sendo 31 implantes de 2,5 mm e 58 implantes de 3,0 mm, de tamanhos variando entre 10 e 15 mm, foram instalados em 51 pacientes sob próteses fixas (70%) e overdentures (30%), sendo 66 implantes em maxila. Para a instalação foi feita uma radiografia panorâmica pré-operatória, em seguida uma pós-operatória imediata e outra após 24 meses da instalação dos implantes. Foram considerados bem-sucedidos os implantes que suportavam próteses estáveis, livres de dor, infecção e outras alterações, bem como livres de linha radiolúcida ao redor dos implantes. No *software* utilizado para medições, calibraram-se as radiografias para uma proporção 1:1 e foram feitas medições na mesial e distal dos implantes, calculando a distância entre a plataforma do implante e o ponto de contato mais coronal entre implante e osso. A referência foi a altura óssea observada na radiografia pós-operatória. Observou-se que a perda óssea marginal média foi de 1,26 mm. Somente um implante foi perdido no período, porém o paciente possuía comprometimento sistêmico. Os autores sugerem que a instalação de implantes de 2,5 mm de diâmetro, bem como os de 3,0 mm, deveriam ser espiantados com dois outros implantes, exceto quando são unitários de laterais superiores ou inferiores. E as propriedades dos implantes podem modificar o percentual de contato osso-implante. Isso é particularmente importante pois quanto maior o contato, menor estresse é aplicado à interface. Os implantes apresentaram uma taxa de sucesso de 98,90% em 3 anos⁵. Huang et al.¹⁹ realizaram estudo prospectivo de implantes Osstem® de 2,5 a 3,0 mm em 36 pacientes com reabilitações por próteses fixas unitárias, relatando um índice de sucesso de 100% em 21 meses.

Sohn et al.³⁸ avaliaram o comportamento clínico da provisionalização imediata sobre implantes de corpo único e de diâmetro reduzido, por meio da análise clínica e radiográfica de acompanhamento de 62 implantes de 3 mm de diâmetro instalados em região de laterais superiores e incisivos inferiores em 36 pacientes. 45 implantes suportaram próteses parciais unidas e 18, coroas unitárias. Três implantes tinham 12 mm de comprimento e 59, 15 mm. Os implantes de maxila receberam coroas definitivas metalocerâmicas ou de porcelanas puras após cinco meses e os de mandíbula, após 3 meses. Imediatamente após a cirurgia, após 6 e 12 meses, foram realizadas radiografias periapicais pela técnica do paralelismo. A perda óssea foi avaliada pela distância entre um ponto de referência no corpo do pilar e o nível ósseo observado na radiografia periapical. Uma taxa de sucesso de 100% foi observada num período de 33 meses de acompanhamento. Apesar de não ter sido utilizado o carregamento funcional no momento da instalação dos implantes no estudo, todos os casos obtiveram torque inicial acima de 30N.cm e todos eram de liga de titânio, classificada como grau V, que é quatro vezes mais forte que o titânio grau I.

Veltri, Ferrari e Balleri⁴¹ (2008) instalaram implantes estreitos de 3,5 mm (Astra Tech, Suécia) para a confecção de próteses totais parafusadas em doze pacientes com suficiente altura e insuficiente espessura em maxila. 73 implantes foram instalados e as próteses metaloplásticas foram confeccionadas seis meses após a primeira cirurgia. Em 36 sítios, foram necessário o preenchimento de defeitos ósseos com osso autógeno coletado durante a cirurgia. Num acompanhamento de um ano, a taxa de sucesso dos implantes foi de 100%. Todos sem mobilidade e sintomas associados. A perda óssea variou entre 0,3 e 0,13mm. Houve uma diferença estatística entre os valores de medida de estabilidade dos implantes

entre os momentos de instalação, torque do componente e um ano após a carga funcional, indicando perda de estabilidade entre instalação e torque do componente, o que pode ser atribuído à remodelação óssea e à liberação de tensões derivadas da técnica de inserção dos implantes. Porém, após um ano de acompanhamento, a estabilidade dos implantes foi considerada compatível com os implantes osseointegrados em ossos mais favoráveis. A técnica também não mostrou levar a uma maior reabsorção óssea do que a relatada em maxilas menos reabsorvidas.

Romeo et al. (2006) fizeram um estudo longitudinal de sete anos com 68 pacientes tratados com 122 implantes estreitos para suportarem 45 próteses parciais fixas e 23 próteses unitárias. Um outro grupo de 120 pacientes foi tratado com 208 implantes padrão e foram restaurados com 70 próteses parciais fixas e 50 unitárias. Os implantes estreitos foram indicados para diminuída espessura buco-lingual de maxila ou mandíbula e pacientes desdentados parciais e gaps unitários reduzidos mesio-distalmente em paciente parcialmente desdentados em maxila ou mandíbula. 27 pacientes não puderam ser acompanhados pelos sete anos do estudo e foram excluídos. Foram perdidos três implantes perdidos, um em região posterior de maxila e dois em áreas anteriores de mandíbula. Foram perdidos também três implantes padrão, um também em região posterior de maxila e dois em mandíbula. Observou-se que o prognóstico dos implantes estreitos em médio prazo é similar ao de implantes de diâmetro padrão, confirmando a alta segurança dos implantes estreitos; que o prognóstico de ambos os tipos é influenciado pela infecção peri-implantar mais do que por fatores biomecânicos; que a perda óssea peri-implantar não foi influenciada significativamente pelo diâmetro dos implantes; que a qualidade do osso parece ser um fator prognóstico para ambos

os tipos de implantes, porque o osso esponjoso está mais associado a falhas; e que a sobrevida dos implantes não parece estar associada à localização.

Quirynen et al.²⁹ avaliaram a modificação do nível da crista óssea, do tecido mole e da taxa de sobrevivência de implantes com diâmetro reduzido (Straumann bone level, 3.3 mm de diâmetro e superfície SLA-ACTIVE) produzidos com a liga Ti-Zr comparativamente com os de titânio grau IV sob *overdentures* em 75 pacientes por 36 meses. Dois implantes, um de cada liga, foram instalados em mandíbulas entre forames. A instalação foi duplo cega, já que os implantes eram visualmente idênticos. A taxa de sobrevivência foi de 98,7% para o Ti-Zr e de 97,3% para o titânio grau IV. Não houve diferença significativa do nível ósseo nem entre as taxas de sangramento do sulco dos dois grupos em qualquer período de avaliação. Segundo o autor, esse é o único estudo duplo cego que avalia os dois tipos de implantes, o qual confirma o desempenho similar entre eles, mas sugere, baseado em evidências biomecânicas e de biocompatibilidade que mostram maior resistência à fadiga e excelente osseointegração, que os implantes Ti-Zr poderiam ser utilizados em casos mais desafiadores.

O estudo de Thoma et al.⁴⁰ testou a liga Roxolid[®], composta por titânio e zircônio em cães por meio da instalação aleatória dos implantes em mandíbula avaliados radiograficamente e histologicamente. Observaram que os implantes Bone Level Roxolid[®] e de titânio apresentaram um BIC superior a 80% ao fim de 8 semanas e que os implantes Roxolid[®] dispunham de uma maior resistência à tração do que o Bone Level de titânio.

Liens et al.²² avaliaram as características mecânicas e microestruturais das ligas de titânio TI-6Al-4v ELI, TI-6AL-7NB, TI-60 e TI-(13-17) Zr, por meio de teste de tensão fadiga e dureza por meio do teste de difração de elétrons retroespalhados. Parece haver uma relação

intrínseca entre a microestrutura e as propriedades mecânicas entre as ligas de titânio. Apesar da sua microestrutura muito fina, a liga TI-(13-17) Zr não alcançou os níveis da resistência das duas primeiras ligas. A liga TI-6Al-4v ELI mostrou a maior força de tensão, dureza e resistência a fadiga, comparada com as outras três ligas.

Fatores de riscos biomecânicos devem ser levados em consideração no uso dos implantes de diâmetro reduzido para recompor uma grande área edêntula.^{28,4}

El-Sheikh, Shihabuddin e Ghoraba¹⁶ (2012) avaliaram 20 pacientes desdentados totais há pelo menos um ano, que nunca tinham feito uso de próteses e que possuíam osso suficiente para a instalação de implantes de 3,3mm de diâmetro. Um grupo foi tratado com instalação de dois destes implantes, e outro com três (Bone Level Straumann AG, Basel, Suíça). Dez semanas após a instalação dos implantes, foram posicionados attachments de 2 a 6mm de altura, selecionados de acordo com a altura da gengiva, para a confecção de sobredentaduras. Durante o período de osseointegração, um implante foi perdido no grupo tratado com três implantes. Durante o período funcional, nenhum implante foi perdido. Os índices de placa bacteriana, cálculo e sangramento gengival foram baixos no período avaliado e nenhuma diferença entre os grupos foi observada em relação a essas características. Todos os implantes mostraram menos de 1mm de perda óssea marginal no primeiro ano. Uma média de 0,3 e 0,2mm de perda óssea no segundo ano para os dois grupos respectivamente foi observada, o que é aceitável como dentro dos padrões de sucesso. Observou-se que o tipo de *Attachment Locator* utilizado não apresentou alterações e que o índice de retenção aumentou no primeiro grupo pela substituição da porção fêmea. Apenas uma prótese precisou ser realinhada no

primeiro grupo com dois implantes. Portanto, parece ser suficiente a instalação de dois implantes estreitos na região interforame para suportar uma sobredentadura.

Ibrahim et al.²⁰, realizaram um estudo com o objetivo de comparar a influência da distribuição de forças entre implantes paralelos e cônicos variando o diâmetro entre 3,7 mm a 4,7 mm e mantendo um comprimento padrão de 13 mm. Todos os implantes era da marca Zimmer Dental Implant Carlsbad, CA, EUA. Os resultados encontrados mostraram que os implantes de *design* cônico provocaram um maior nível de estresse no osso quando comparados aos implantes paralelos, que apresentavam uma distribuição de forças ao longo do implante. O aumento do diâmetro do implante provocou uma redução de 5% de estresse no osso ao redor do implante que foi considerada uma diferença estatisticamente significativa.

Pellizzer et al.²⁷ realizaram estudo para avaliar a influência da ampliação do comprimento ao redor da superfície do implante. Seis modelos foram criados com a presença apenas de um implante (Conexão Master Screw, Sistemas de Próteses, São Paulo, Brasil) do tipo hexágono externo de 3.75 mm x 7.0 mm (Modelo A), 3.75 mm x 8,5 mm (Modelo B), 3.75 mm x 10.0 mm (Modelo C), 3.75 mm x 11.5 mm (Modelo D), 3.75 mm x 13 mm (Modelo E), 3.75 mm x 15 mm (Modelo F) utilizando a metodologia de fotoelasticidade. Os autores concluíram que o aumento do comprimento do implante permitiu uma melhor dissipação das forças de tensões aplicadas.

Observações clínicas também foram relatadas, relacionando o uso dos implantes de diâmetro reduzido com relação ao comprimento e casos de falhas destes tipos de implantes. Usando o implante Steri-Oss[®] (Nobel Biocare) em estudo retrospectivo de oito anos de resultados clínicos, foi relatada a inserção de implantes com diâmetros reduzidos de 3,25 mm,

reabilitando proteticamente, aproximadamente 100 pacientes. Foram instalados 306 implantes dentários, com superfície do tipo usinada, sem qualquer cobertura, sendo encontrada uma taxa de sucesso de 89%. Em suas análises conclusivas, afirmaram que quase metade dos 34 implantes apresentaram falhas (16 implantes) que mediam 8 mm, embora tenham utilizados outros tamanhos de 10,12,14 e 16 mm³².

Olate et al.²⁶, realizaram um estudo para relacionar o diâmetro e o comprimento de implantes com a perda precoce dos mesmos. Foram avaliados o posicionamento dos implantes (primeira fase cirúrgica) e o procedimento de reabertura (segunda fase cirúrgica). Avaliaram-se implantes de 6-9 mm, 10-12 mm e 13-18 mm e de diâmetros estreitos, regulares e largos. A taxa de sucesso dos implantes foi de 96,2%. Com relação ao diâmetro, a maior perda foi verificada com os implantes estreitos (5,1%), seguidos pelos longos (3,4%) e de 3,0% com os médios. Com relação ao comprimento, a maior perda foi observada com os implantes curtos (9,9%), seguidos pelos implantes longos (3,4%) e os médios (3,0%). Uma relação significativa de perda de implantes foi observada com os implantes curtos. Nenhuma relação entre perda precoce e qualidade óssea ou diâmetro de implantes foi observada. Esses achados podem ser atribuídos à experiência do operador com diferentes *designs* de implantes, curvas de aprendizado ou mudanças de técnicas e indicações do uso de implantes curtos.

Um estudo retrospectivo de multicentro mostrou os resultados de 202 implantes de diâmetro reduzido de 3,3 mm, com superfície trabalhada com plasma-*sprayed*, dentro de um tempo de controle de cinco anos. Os autores obtiveram uma taxa de sucesso de 95,55% para a maxila e 96% para a mandíbula. Oito implantes falharam, sendo que destes, cinco eram de 7 mm de comprimento. Foram atribuídas as seguintes causas às falhas, como a falta de

osteointegração para seis implantes, além da perda óssea excessiva com dois outros implantes²¹.

Yona et al³⁵ avaliaram o efeito do diâmetro dos implantes na resistência mecânica e à fadiga. Três implantes de 13mm da liga de titânio Ti6Al4V com 3,3 mm de diâmetro, 3,75 mm e 5 mm conectados a um componente protético reto de 8 mm com parafuso de 7mm, foram instalados com um angulado de 30° com um torque de 30N.cm em um corpo de prova. Esse foi acoplado à máquina para teste estático e de compressão cíclica. Nesse último, a máquina interrompia o funcionamento quando ocorria fratura ou quando alcançava 5×10^6 ciclos sem fratura aparente. Os implantes de 5 mm e 3,75 mm mostraram um comportamento clássico à fadiga, o que não ocorreu com o implante de 3,3 mm, o que foi associado a concentrações de estresse gerado ao longo da superfície. Os testes mostraram que fratura de implantes como uma falha potencial em implantes de 3,3mm durante o teste cíclico e uma performance maior do implante de 5mm ao mesmo teste. Apesar das condições clínicas de forças serem mais favoráveis aos implantes pela menor intensidade de cargas, em condições de estresse máximo como hábitos parafuncionais, o comportamento dos implantes de 3,3mm é imprevisível.

Oitenta implantes fraturados no teste do estudo anterior foram posteriormente analisados macroscopicamente para identificação do padrão de fratura para três diferentes diâmetros. 100% dos implantes de 5mm de diâmetro fraturaram na interface plataforma-parafuso. 55,5% dos implantes de 3,75mm fraturam na segunda rosca, tipo de fratura predominante. 52% dos implantes de 3,3mm também fraturaram na segunda rosca. O estudo mostrou o efeito negativo do hexágono interno em implantes estreitos, já que a rosca interna cria fendas profundas na fina seção do metal e assim cria indesejável alta concentração de

estresse que deve levar à fratura precoce. Na análise microscópica, as clássicas trincas só foram observadas em grande amplificação. Por outro lado, as numerosas microrrachaduras paralelas são claros indicadores do processo de fadiga. Portanto, as fendas acentuadas e a secção fina do metal podem ser deletérias para a resistência à fadiga, especialmente nos implantes de 3,3mm de diâmetro.

Oito marcas de sistemas de implantes de diâmetro reduzido, que estão comercialmente em uso no mercado mundial, passam por um estudo laboratorial com controles de dados comparativos de desempenho mecânico. Assim, utilizando do teste de laboratório padrão da ISO 14801, que registra e analisa a ação da força axial sobre uma superfície, tendo leitura eletrônica realizada por um tensiômetro LRX informando a carga máxima suportada e o momento máximo de deformação que o tipo de implante pode suportar sem sofrer fratura completa³.

Os testes de ensaio biomecânicos de fadiga de implantes utilizam dispositivo de ensaios, onde é realizada uma carga de compressão por pulsação oscilante nos implantes dentários, conforme requisitos da ISO 14801:2007. Coutinho et al.¹⁴ realizaram ensaio biomecânico de fadiga, conforme requisitos da ISO 14801:2007, com o objetivo de avaliar a eficácia do tratamento superficial aplicado ao implante nitretado a plasma em cátodo oco. A partir deste ensaio biomecânico de fadiga foi possível analisar: a força de escoamento, a força de ruptura do implante, a localização da falha e o momento fletor máximo para a força máxima de resistência à ruptura. Os resultados mostraram-se satisfatórios.

Soares e Takamori³⁷ (2011) avaliaram o limite de resistência à fratura de implantes com diâmetro de 3,8 mm e comprimento de 13 mm com conexão hexágono interno (SIN

Sistema de Implante, São Paulo - SP, Brasil) foram utilizados como corpos de prova para ensaios mecânicos de compressão e fadiga. A resistência à fadiga em implantes dentais foi realizada conforme padrões da norma ISO 14801:2007.

3. Proposição

3.1 Objetivo geral

Avaliação da resistência a tração (ASTM E8/E8M) de titânio grau IV e da liga grau V, por ensaio de tração laboratorial e determinar o limite de fadiga dos implantes estreitos Facility[®] 2.9mm e Drive[®] 3.5mm Acqua quando submetidos a carregamento compressivo cíclico.

3.2 Objetivos específicos

1. Determinar os valores de tensão máxima e de escoamento do titânio grau IV.
2. Determinar os valores de tensão máxima e de escoamento da liga de titânio-6Alumínio-4Vanádio ELI (Extra low Interstitial), grau V.
3. Avaliar o limite de fadiga dos implantes Drive CM 3,5x13mm Acqua.
4. Avaliar o limite de fadiga dos implantes Facility 2.9x12mm.

4. Materiais e Métodos

4.1 Metodologia de análise de resistência a tração do titânio

Para análise da resistência a tração foram preparados cinco corpos de prova a partir da matéria prima do titânio grau IV e da liga. Cada corpo de prova foi levado ao ensaio de tração, a 21,5°C para a liga 6AL4V-ELI e 22,1°C para o titânio grau IV, de acordo com a norma de referência ASTM E8/E8M. O corpo de prova reduzido foi escolhido em função do diâmetro da barra, ou seja, de 3,95 mm de diâmetro e 80 milímetros de comprimento.

O ensaio de tração efetuado foi conduzido no laboratório de testes da fábrica de implantes dentários Neodent® em Curitiba (Brasil), utilizando-se uma máquina universal de ensaio mecânico INSTRON® modelo 3382 (Figura 1).

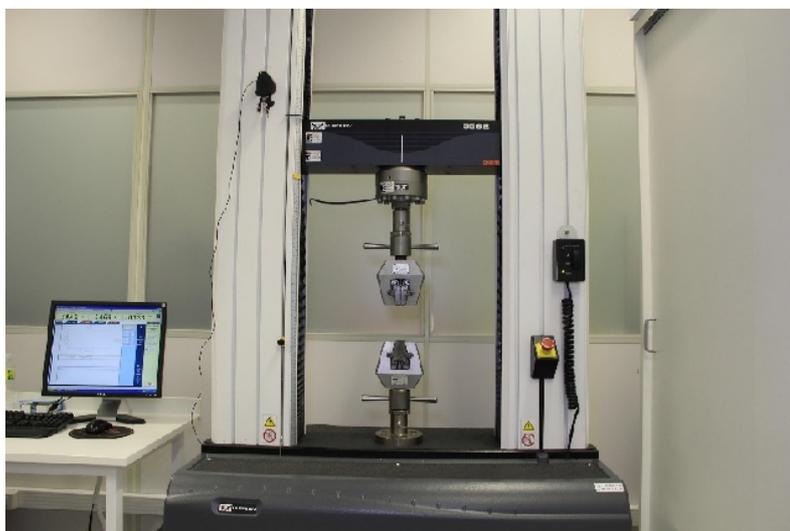


Figura 1 – Máquina INSTRON 3382 (Instron, Norwood, EUA). Ensaio estático.

A máquina que avalia o ensaio de tração, efetua medidas de tensão em função da deformação ocorrida, dentro do limite do fundo de escala definido pelo operador e, essas medidas, são captadas por um sensor com conversor A/D de 8 bits, ou seja, uma captura de 256 pontos do sinal. Essa conversão é apresentada de 0 até o fundo de escala (que é o máximo de tensão definida pelo operador). Caso ultrapasse essa marca será apresentado o valor máximo que foi definido como fundo de escala. A unidade de grandeza da tensão é Megapascal (Mpa).

A máquina aplica uma força de modulo F , na mesma direção e em sentidos opostos. Essa tensão (σ grandeza física), é a força que atua em uma área.

Das amostras analisadas, obteve-se a relação entre tensão e deformação, segundo o Módulo de Young, além dos valores absolutos de tensão máxima e tensão de escoamento.

4.2 Determinação do limite de fadiga dos implantes de diâmetro de 3.5mm

Para determinar o limite de fadiga dos implantes Drive CM 3.5x13mm Acqua (Neodent) utilizou-se ensaio de fadiga compressiva conforme a ISO 14801. O ensaio de fadiga efetuado foi conduzido no laboratório de testes da fábrica de implantes dentários Neodent® em Curitiba (Brasil), empregando-se uma máquina de ensaio mecânico INSTRON® modelo E1000.

Foram utilizados nove implantes Drive CM 3.5x13mm Acqua (Neodent). Estes implantes foram inseridos em um dispositivo de poliacetal (POM) preto de 15x20 mm com módulo de elasticidade superior a 3 Grade point average (Gpa) que foi fixado à máquina de

ensaio mecânico (INSTRON® modelo E1000, Estados Unidos. Figura 2). Os implantes foram inseridos aos dispositivos com comprimento exposto de 3,0 mm. Em todos os implantes foram acoplados um Munhão Universal angulado CM Exact 30° e parafuso do Munhão Universal angulado CM 30° (Neodent), e nestes foi aplicado carregamento paralelo ao longo eixo da plataforma do pilar angulado, com frequência de 15 Hz e ciclagem mínima de 5x10⁶. Todos os implantes apresentaram torque de instalação de 60N.cm tendo sido preparados com a última broca de perfuração Alvim 3.5 mm (Neodent). O torque de instalação de todos os componentes foi de 15N.cm.



Figura 2 – Máquina INSTRON E1000 (Instron, Norwood, EUA). Carregamento do ensaio do implante 3.5x13 mm

4.3 Determinação do limite de fadiga dos implantes de diâmetro de 2.9 mm

Para determinar o limite de fadiga dos implantes FACILITY 2.9x12 mm (Neodent) utilizou-se ensaio de fadiga compressiva conforme a ISO 14801. O ensaio de fadiga efetuado foi conduzido no laboratório de testes da fábrica de implantes dentários Neodent® em Curitiba (Brasil), empregando-se uma máquina de ensaio mecânico INSTRON® modelo E3000.

Foram utilizados nove implantes FACILITY 2.9x12 mm (Neodent). Estes implantes foram inseridos em um dispositivo POM preto de 15x20 mm com módulo de elasticidade superior a 3 Gpa que foi fixado à máquina de ensaio mecânico (INSTRON® modelo E3000, Estados Unidos. Figura 3). Os implantes foram inseridos aos dispositivos com comprimento exposto de 3,0 mm. Em todos os implantes foram acoplados Munhões Anatômicos FACILITY com dispositivo de instalação do munhão – MONTADOR FACILITY (Neodent), e nestes foi aplicado um dispositivo para compressão – pino livre. Todos os implantes foram submetidos ao carregamento em ângulo de 30° com relação ao longo eixo do conjunto pilar e implante, com frequência de 15 Hz e ciclagem mínima de 5×10^6 .

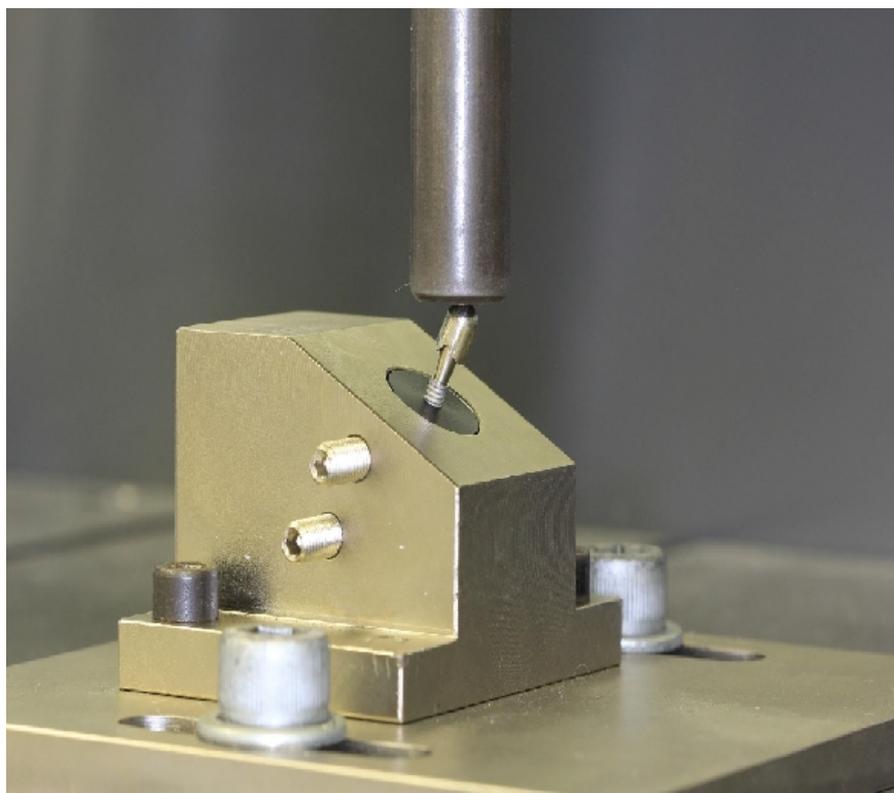


Figura 3 – Máquina INSTRON E3000 (Instron, Norwood, EUA) Carregamento do ensaio do implante 2.9x12 mm

4.4 Planejamento Estatístico

As variáveis quantitativas avaliadas nos ensaios mecânicos foram descritas por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. As falhas ocorridas durante os ensaios foram descritas por frequências e percentuais. Para a comparação dos tipos de implante em relação a variáveis quantitativas, foi considerado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Em relação à ocorrência de falha, os tipos de implante foram comparados usando-se o teste exato de Fisher. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional IBM SPSS Statistics v.20.

5. Artigo Científico 1

Artigo elaborado de acordo com as normas da revista Clinical Oral Investigation.

Avaliação da resistência à tração de titânio grau IV e 6al-4V ELI (grau V) e determinação do limite de fadiga sob carregamento compressivo de implantes estreitos.

Frederico Rodger Rodrigues Gomes Cardoso*, Roberto Hideo Shimizu**, Sergio Rocha Bernardes***, João Geraldo Bugarin Junior****, Renata Marques da Silva Nemetala*****.

*CD, Especialista em implantodontia, Mestrando em Implantodontia do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO). Professor Assistente da Universidade Paulista – UNIP e professor de pós-graduação em Implantodontia UNIP/IPESP. Brasília, Distrito Federal.

**CD, Ms, PhD, Professor do Mestrado em Odontologia com ênfase em Implantodontia.

***CD, Mestre, Doutor, Departamento de Pós-Graduação, Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO). Curitiba, Paraná.

****CD, Ms, PhD, Professor Titular da Universidade Paulista – UNIP e Coordenador de pós-graduação em Implantodontia UNIP/IPESP. Brasília, Distrito Federal.

*****CD, Ms, Professora Adjunta da Universidade Paulista – UNIP e professora de pós-graduação em Implantodontia UNIP/IPESP. Brasília, Distrito Federal.

Autor Correspondente
Frederico Rodger Rodrigues Gomes Cardoso
Rua 24 Norte Lote 11/12 Bloco A, apt 1201
Brasil
Zip Code: 71.916-750
e-mail: fredericorodger@gmail.com

Resumo

Objetivo: Objetiva-se com esse trabalho avaliar a resistência à tração entre o titânio grau IV e a liga 6Al-4v ELI e determinar o limite de fadiga dois tipos de implantes considerados estreitos, Drive CM 3.5x13mm (Neodent[®], Curitiba, Brasil) e Facility 2.9x12mm (Neodent[®], Curitiba, Brasil) quando submetidos a carregamento compressivo cíclico.

Materiais e métodos: Para análise da resistência a tração foram preparados cinco corpos de prova da matéria prima do titânio grau IV e da liga 6AL4V-ELI. Cada corpo de prova foi levado ao ensaio de tração de acordo com a norma de referência ASTM E8/E8M. Para determinar o limite de fadiga dos implantes utilizou-se ensaio de fadiga compressiva conforme a ISO 14801. Nove implantes Drive CM com Munhão Universal angulado CM Exact 30° e nove implantes Facility munhões Anatômicos foram inseridos em um dispositivo de poliacetal com comprimento exposto de 3,0 mm e nestes foi aplicado carregamento

Resultados: A tensão máxima e a tensão de escoamento também foi superior para o titânio 6AL4V ELI. Nos testes comparativos entre os implantes Drive CM e Facility a carga de referência, a carga máxima e número de ciclos, os resultados indicaram não haver diferença significativa entre os implantes. A carga de teste determinada como limite de fadiga, segundo a ISO 14801, para o sistema de implante Drive CM foi de 170N e para o implante Facility foi de 143N.

Conclusão: A liga de titânio ELI apresentou maior resistência que o titânio grau IV. Contudo os implantes de diâmetro de 3,5 mm apresentaram carga de teste 18,9% maior que os implantes facility.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Implante de Diâmetro Estreito; Concentração de Estresse, Titânio.

Abstract

Objective: The objective of this study was to evaluate the tensile strength between the titanium grade IV and titanium alloy grade V and determine the fatigue limit of two types of narrow implants, Drive CM 3.5x13mm (Neodent[®], Curitiba, Brazil) and Facility 2.9x12mm (Neodent[®], Curitiba, Brazil) when subjected to cyclic compressive loading.

Methods and materials: To analyze the tensile strength five specimens of the raw material of titanium grade IV and 6AL4V-ELI alloy were prepared. Each one was taken to the tensile test according to the reference standard ASTM E8 / E8M. To determine the implant fatigue limit the samples were submitted to compressive fatigue test according to ISO 14801. Nine implants Drive CM with Munhão Universal CM Exact 30° and nine implants FACILITY Munhões Anatomicos were inserted into a polyacetal device with exposed length of 3,0 mm and in these were applied loading.

Results: The maximum stress and the yield stress was higher for titanium 6AL4V ELI. In comparative tests between the implants Drive CM and Facility the load reference, the maximum load and number of cycles, the results indicated no significant difference between implants. The test load determined as fatigue limit, according to ISO 14801, for the implant system Drive CM was 170N and 143N for implant Facility.

Conclusion: ELI titanium alloy showed greater resistance than titanium grade IV. However the 3.5 mm diameter implants presented test load 18.9% higher than the facility implants.

Key words: Dental Implants; Implant Narrow Diameter; Stress Concentration, Titanium.

1. Introdução

Os implantes dentários tornaram-se alternativas seguras e bem-sucedidas na reposição de dentes perdidos. Contudo, a utilização de implantes para a reabilitação de áreas anteriores muitas vezes é um desafio. Particularmente, é difícil se alcançar um alto resultado estético utilizando-se implantes de diâmetros largos quando se tem um reduzido osso em largura e espessura, especialmente para repor dentes com diâmetro cervical reduzido [1].

Os implantes estreitos são geralmente utilizados para processos alveolares finos demais para a instalação de implantes convencionais de diâmetro de aproximadamente 4.0mm, evitando-se procedimentos cirúrgicos avançados, como os enxertos ósseos. Eles também são indicados quando a espessura óssea ao redor do implante ou o espaço interdentário é limitado, como na reposição de incisivos inferiores e laterais superiores [2].

O reduzido diâmetro pode representar uma redução na resistência mecânica de implantes frente a cargas mastigatórias. Aumentando assim o risco de fratura de implantes e problemas mecânicos [3]. Devido a esse risco autores sugerem inclusive um maior número de implantes para evitar problemas [4]. Além disso, a associação desses implantes com tratamento de superfícies [5], bem como fusão com o componente protético formando implantes de corpo único [1], podem melhorar o prognóstico desse tipo de tratamento.

Para compensar o maior risco de fraturas na utilização de implantes estreitos, estudos tem sido desenvolvidos na busca por uma liga de maior resistência. A liga TI-6AL4V-ELI mostrou maior força de tensão, dureza e resistência à fadiga comparada a outras ligas do

estudo, indicando que esta liga pode ser utilizada para fabricação de implantes de menor diâmetro [6].

O objetivo do presente foi avaliar a resistência à tração o titânio grau IV e a liga 6Al-4v ELI e determinar o limite de fadiga dos dois implantes considerados estreitos, Drive CM 3.5x13mm (Neodent) e Facility 2.9x12mm (Neodent) quando submetidos a carregamento compressivo cíclico.

2. Materiais e Métodos

2.1 Metodologia de análise de resistência a tração do titânio.

Para análise da resistência a tração foram preparados cinco corpos de prova a partir da matéria prima do titânio grau IV e da liga ELI. Cada corpo de prova foi levado ao ensaio de tração, a 21,5°C para a liga ELI e 22,1°C para o titânio grau IV, de acordo com a norma de referência ASTM E8/E8M. O corpo de prova reduzido foi escolhido em função do diâmetro da barra, ou seja, de 3,95 mm de diâmetro e 80 milímetros de comprimento.

O ensaio de tração efetuado foi conduzido no laboratório de testes da fábrica de implantes dentários Neodent® em Curitiba (Brasil), utilizando-se uma máquina universal de ensaio mecânico INSTRON® modelo 3382 (Figura 1).

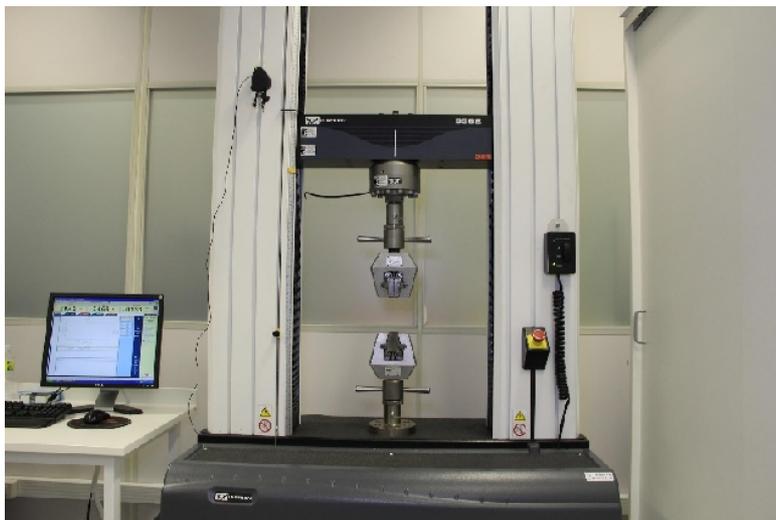


Figura 1 – Máquina INSTRON 3382 (Instron, Norwood, EUA). Ensaio estático.

A máquina que avalia o ensaio de tração, efetua medidas de tensão em função da deformação ocorrida, dentro do limite do fundo de escala definido pelo operador e, essas medidas, são captadas por um sensor com conversor A/D de 8 bits, ou seja, uma captura de 256 pontos do sinal. Essa conversão é apresentada de 0 até o fundo de escala (que é o máximo de tensão definida pelo operador). Caso ultrapasse essa marca será apresentado o valor máximo que foi definido como fundo de escala. A unidade de grandeza da tensão é Megapascal (Mpa).

A máquina aplica uma força de módulo F , na mesma direção e em sentidos opostos. Essa tensão (σ grandeza física), é a força que atua em uma área.

Das amostras analisadas, obteve-se a relação entre tensão e deformação, segundo o Módulo de Young, além dos valores absolutos de tensão máxima e tensão de escoamento.

2.2 Determinação do limite de fadiga dos implantes de diâmetro de 3.5mm

Para determinar o limite de fadiga dos implantes Drive CM 3.5x13mm Acqua (Neodent) utilizou-se ensaio de fadiga compressiva conforme a ISO 14801. O ensaio de fadiga efetuado foi conduzido no laboratório de testes da fábrica de implantes dentários Neodent® em Curitiba (Brasil), empregando-se uma máquina de ensaio mecânico INSTRON® modelo E1000.

Foram utilizados nove implantes Drive CM 3.5x13mm Acqua (Neodent). Estes implantes foram inseridos em um dispositivo de poliacetal (POM) preto de 15x20 mm com módulo de elasticidade superior a 3 Grade point average (Gpa) que foi fixado à máquina de ensaio mecânico (INSTRON® modelo E1000, EUA. Figura 2). Os implantes foram inseridos aos dispositivos com comprimento exposto de 3,0 mm. Em todos os implantes foram acoplados um Munhão Universal angulado CM Exact 30° e parafuso do Munhão Universal angulado CM 30° (Neodent), e nestes foi aplicado carregamento paralelo ao longo eixo da plataforma do pilar angulado, com frequência de 15 Hz e ciclagem mínima de 5x10⁶. Todos os implantes apresentaram torque de instalação de 60N.cm tendo sido preparados com a última broca de perfuração Alvim 3.5 mm (NEODENT®, Curitiba – PR, Brasil). O torque de instalação de todos os componentes foi de 15N.cm.



Figura 2 – Máquina INSTRON E1000 (Instron, Norwood, EUA). Carregamento do ensaio do implante 3.5x13 mm

2.3 Determinação do limite de fadiga dos implantes de diâmetro de 2.9 mm

Para determinar o limite de fadiga dos implantes FACILITY 2.9x12 mm (Neodent) utilizou-se ensaio de fadiga compressiva conforme a ISO 14801. O ensaio de fadiga efetuado foi conduzido no laboratório de testes da fábrica de implantes dentários Neodent® em Curitiba (Brasil), empregando-se uma máquina de ensaio mecânico INSTRON® modelo E3000.

Foram utilizados nove implantes FACILITY 2.9x12 mm (Neodent). Estes implantes foram inseridos em um dispositivo POM preto de 15x20 mm com modulo de elasticidade superior a 3 Gpa que foi fixado à máquina de ensaio mecânico (INSTRON® modelo E3000, EUA. Figura 3). Os implantes foram inseridos aos dispositivos com comprimento exposto de 3,0 mm. Em todos os implantes foram acoplados Munhões Anatômicos FACILITY com dispositivo de instalação do munhão – MONTADOR FACILITY (Neodent), e nestes foi

aplicado um dispositivo para compressão – pino livre. Todos os implantes foram submetidos ao carregamento em ângulo de 30° com relação ao longo eixo do conjunto pilar e implante, com frequência de 15 Hz e ciclagem mínima de 5x10⁶.

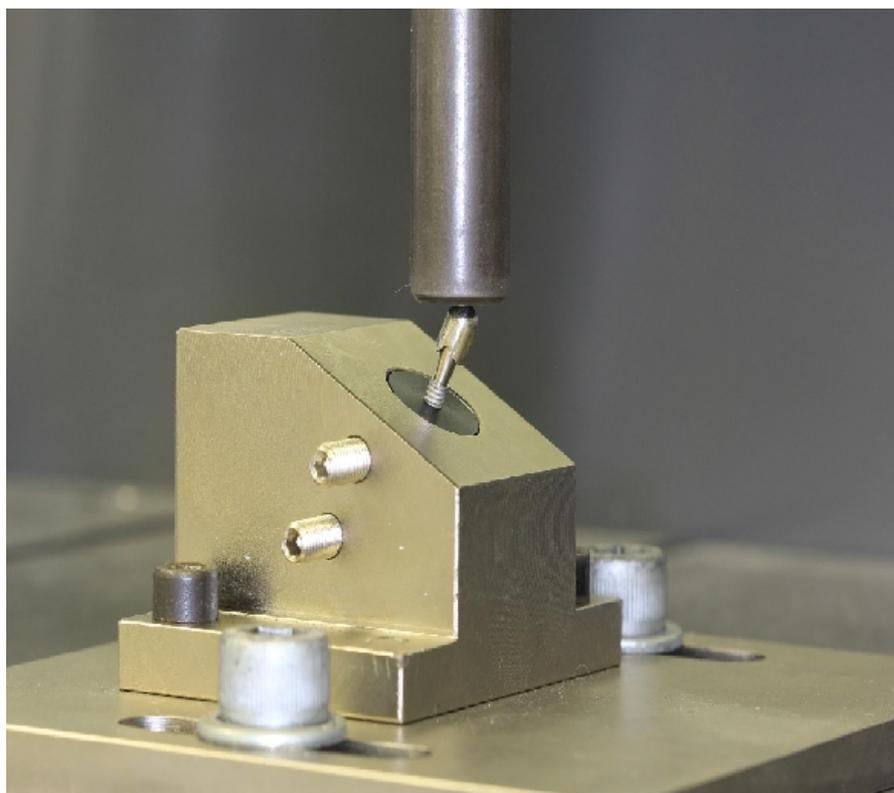


Figura 3 – Máquina INSTRON E3000 (Instron, Norwood, EUA) Carregamento do ensaio do implante 2.9x12 mm

3. Planejamento Estatístico

As variáveis quantitativas avaliadas nos ensaios mecânicos foram descritas por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. As falhas ocorridas durante os ensaios foram descritas por frequências e percentuais. Para a comparação dos tipos

de implante em relação a variáveis quantitativas, foi considerado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Em relação à ocorrência de falha, os tipos de implante foram comparados usando-se o teste exato de Fisher. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional IBM SPSS Statistics v.20.

4. Resultados

4.1 Resultados do ensaio de tração do titânio.

O teste de tração é amplamente usado para obtenção de informações básicas sobre a resistência dos materiais. A forma geral da curva tensão versus deformação pode ser dividida em região elástica e região plástica. Na região elástica a tensão é linearmente proporcional à deformação. Quando a carga ultrapassa o valor correspondente ao limite de escoamento, o material sofre deformação plástica generalizada.

4.2 Comparação dos tipos de titânio 6Al-4v ELI e titânio grau IV.

Para cada uma das variáveis “Tensão Máxima” e “Tensão de Escoamento”, testou-se a hipótese nula de que os resultados são iguais para os dois tipos de implante, versus a hipótese alternativa de resultados diferentes. Nas tabelas 1 e 2 são apresentadas estatísticas descritivas das variáveis de acordo com os tipos de implante e os valores de p dos testes estatísticos.

Os resultados dos valores absolutos de tensão máxima (mPa) e tensão de escoamento (mPa) suportadas pelo titânio grau IV e 6Al-4v ELI, estão descritos nas tabelas 1 e 2 e nos gráficos 1 e 2.

Tabela 1 – Análise comparativa da tensão máxima entre os titânios 6Al-4v ELI e titânio grau IV

Tipo	Tensão máxima (MPa)						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
TITÂNIO 6Al4V ELI	5	1300,2	1285,6	1277,9	1361,6	34,6	
TITÂNIO GRAU IV	5	790,7	792,4	774,9	805,7	14,0	0,008

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, $p < 0,05$

No gráfico abaixo são apresentados os resultados obtidos.

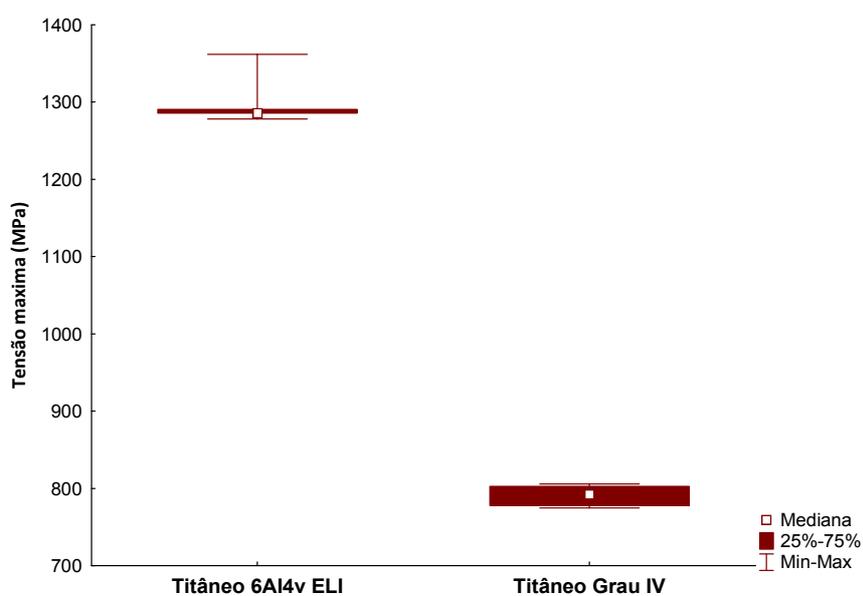


Gráfico 1 – Tensão Máxima para os titânios 6Al-4v ELI e titânio grau IV

Os resultados indicam haver diferença significativa entre os dois tipos de implante em relação à tensão máxima. Observou-se que o tipo 6Al-4v ELI apresentou valores de tensão máxima maiores do que os valores apresentados pelo tipo titânio grau IV.

Tabela 2 – Análise comparativa da tensão de escoamento entre os titânios 6Al-4v ELI e titânio grau IV

Tipo	Tensão de escoamento (MPa)						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
TITÂNIO 6Al4V ELI	5	1078,6	1065,0	1054,7	1144,2	37,1	
TITÂNIO GRAU IV	5	596,4	628,3	474,2	640,7	69,5	0,008

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, $p < 0,05$

No gráfico abaixo são apresentados os resultados obtidos.

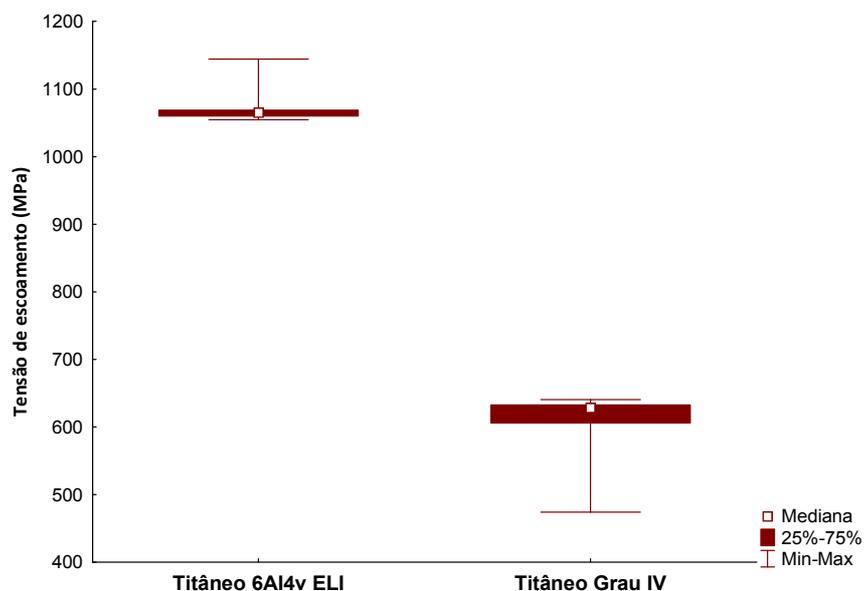


Gráfico 2 – Tensão de escoamento

Os resultados indicam haver diferença significativa entre os dois tipos de implante em relação à tensão de escoamento. Observou-se que o tipo Titânio 6Al-4v ELI (Grau V) apresentou valores de tensão de escoamento maiores do que os valores apresentados pelo tipo Titânio Grau IV.

4.3 Comparação dos tipos de Implantes Drive CM 3,5x13mm Acqua e Facility 2.9x12mm (Neodent)

Para cada uma das variáveis “Carga de Referência”, “Carga Máxima” e “Número de Ciclos”, testou-se a hipótese nula de que os resultados são iguais para os dois tipos de implante, versus a hipótese alternativa de resultados diferentes. Nas tabelas e gráficos adequadamente conforme as variáveis são apresentadas estatísticas descritivas das variáveis de acordo com os tipos de implante e os valores de p dos testes estatísticos.

Tabela 3 – Análise comparativa em relação à carga de referência entre os implantes Drive CM e Facility

Tipo	Carga de Referência						Valor de p
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Drive CM 3,5x13 mm	9	50,8	50,0	45,0	56,0	4,9	
Facility 2,9x12mm	9	56,1	55,0	45,0	70,0	9,6	0,297

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, $p < 0,05$

No gráfico abaixo são apresentados os resultados obtidos.

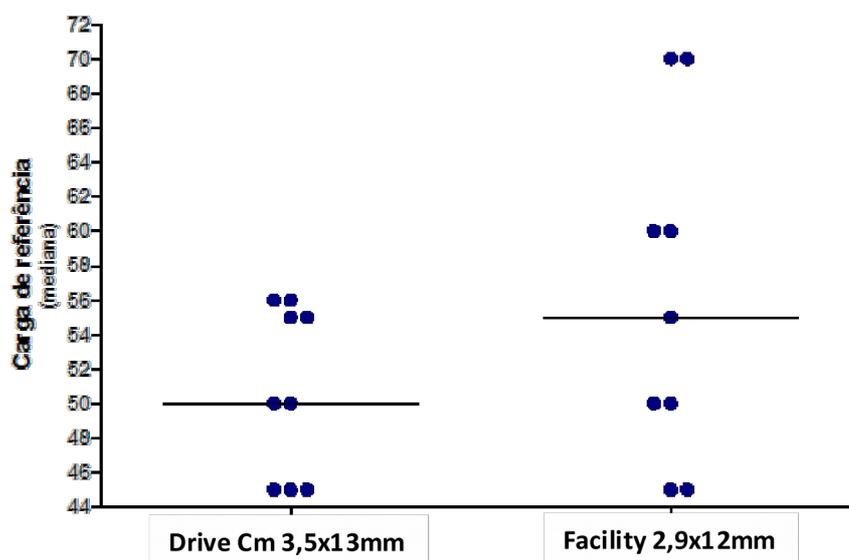


Gráfico 3 – Carga de referência

Os resultados indicam não haver diferença significativa entre os dois tipos de implante em relação à carga de referência.

Tabela 4 – Análise comparativa da tensão máxima entre os implantes Drive CM e Facility

Tipo	Carga Máxima (N)						Valor de p*
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Drive CM 3,5x13 mm	9	190,4	187,0	170,0	210,0	17,6	
Facility 2,9x12mm	9	177,9	174,0	143,0	221,9	30,4	0,436

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, $p < 0,05$

No gráfico abaixo são apresentados os resultados obtidos.

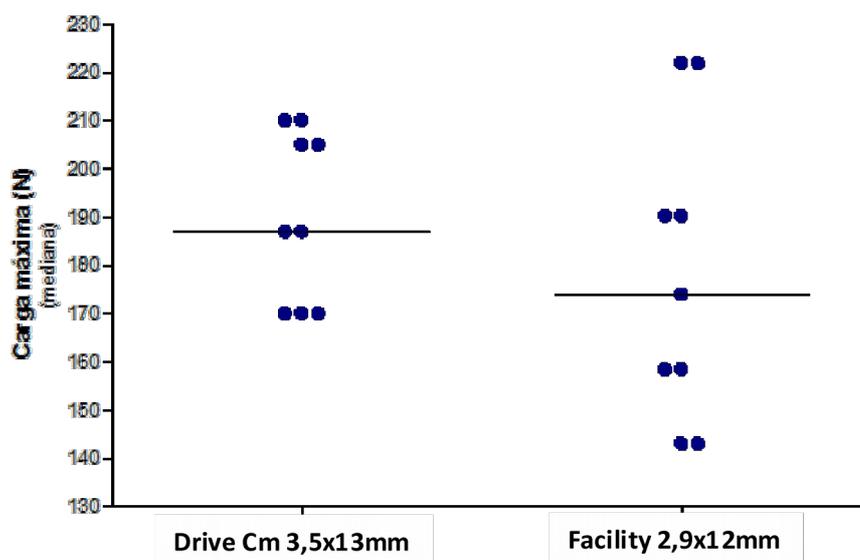


Gráfico 4 – Carga máxima

Os resultados indicam não haver diferença significativa entre os dois tipos de implante em relação à carga máxima.

Tabela 5 – Análise comparativa quanto ao número de ciclos entre os implantes Drive CM e Facility

Tipo	Número de Ciclos						Valor de p
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
Drive CM 3,5x13 mm	9	1699927	79783	23133	5000000	2475165	
Facility 2,9x12mm	9	1682870	14635	5045	5000000	2488050	0,297

*Teste não-paramétrico de Mann-Whitney, $p < 0,05$

No gráfico abaixo são apresentados os resultados obtidos.

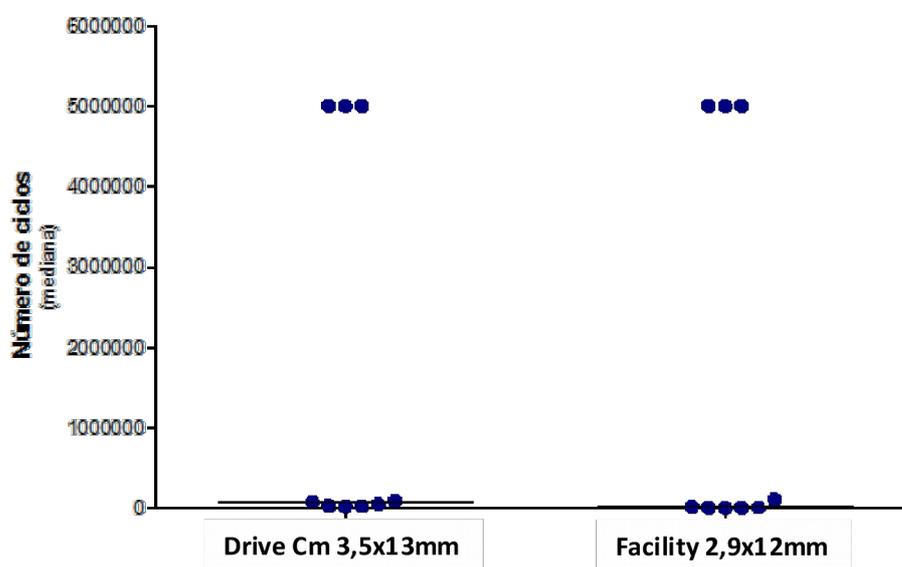


Gráfico 5 – Número de ciclos

Os resultados indicam não haver diferença significativa entre os dois tipos de implante em relação ao número de ciclos.

4.4 Falhas ocorridas durante o ensaio

Para ambos os tipos de implante Drive CM 3,5x13 mm Acqua e Facility 2.9x12mm (Neodent) houve falha em 6 (66,7%) dos 9 corpos de prova avaliados. Ao testar a hipótese

nula de igualdade dos tipos de implante em relação à probabilidade de falha, não foi encontrada diferença significativa ($p=1$).

Tabela 6 – Análise comparativa em relação à ocorrência de falha entre os implantes Drive CM e Facility

Falha	Tipo de implante	
	Drive CM 3,5x13mm	Facility 2,9x12mm
Sim	6	6
	66,7%	66,7%
Não	3	3
	33,3%	33,3%
Total	9	9

Valor de p: 1 (teste exato de Fisher, $p<0,05$).

4.5 Resultados das amostras dos implantes Drive CM 3,5x13 mm Acqua (Neodent)

Nos testes realizados na amostra, três corpos de prova não apresentaram falhas quando submetidos a uma carga máxima (Carga de referência 45%). Duas amostras apresentaram fraturas na rosca do implante próximo ao nível da ancoragem quando submetidos a uma carga máxima 187N (Carga de referência 50%). Dos implantes submetidos a carga máxima de 205N (Carga de referência 55%), um apresentou fratura do componente protético na região do transmucoso e outro apresentou fratura na rosca do implante próximo ao nível da ancoragem. E outros dois submetidos a carga máxima de 210N (Carga de referência 56%) apresentaram na rosca do implante próximo ao nível de ancoragem.

A carga de teste determinada com o limite de fadiga, segundo a ISO 14801, para o sistema de implante Drive CM 3.5x13 mm (Neodent) foi de 170N.

4.6 Resultados das amostras dos implantes FACILITY 2.9x12mm (Neodent)

Nos testes realizados nos nove corpos de prova da amostra, dois corpos de prova não apresentaram falhas quando submetidos a uma carga máxima 143N (Carga de referência 45%). Com carga máxima de 158,5N (Carga de referência 50%), um implante não apresentou falha e um apresentou deformação na rosca do implante próxima a base de ancoragem. Um implante apresentou fratura na rosca do implante próximo a base de ancoragem quando submetido a uma carga máxima de 174N (Carga de referência 55%). Das duas amostras submetidas a carga de 190,2N, uma apresentou deformação na rosca do implante próximo a base de ancoragem e uma apresentou fratura na rosca do implante próximo ao nível da ancoragem. O mesmo comportamento foi observado nos dois últimos corpos de prova quando submetidos a uma carga máxima de 221,9N (Carga de referência 70%).

A carga de teste determinada como limite de fadiga, Segundo ISO 14801, para o sistema de implante Facility (NEO), foi de 143N.

Assim, podemos observar que os implantes de diâmetro de 3,5 mm apresentaram carga de teste 18,9% maior que os implantes facility.

5. Discussão

Encontrar soluções reabilitadoras sobre implantes para regiões onde existe perda óssea alveolar, especialmente em espessura, constitui o maior desafio da implantodontia atualmente. Neste contexto, os implantes de diâmetro estreito representam uma opção terapêutica importante em casos em que as cirurgias reconstrutivas estão contra-indicadas ou representam uma alternativa para a morbidade destes procedimentos.

Para estabelecer, dentre as alternativas terapêuticas para a reabilitação de maxilas atroficas, sob o ponto de vista cirúrgico e protético, aquela que apresenta o mais adequado comportamento biológico, clínico e mecânico representado em estabilidade de próteses fixas sobre implantes ao longo do tempo, são necessários, além dos testes mecânicos laboratoriais, estudos clínicos e radiográficos que avaliem as opções mais e menos invasivas.

A utilização da liga de titânio grau IV tem sido a primeira opção de matéria prima para a confecção de implantes de diâmetros superiores a 3,5 mm. Contudo, para se conseguir maior resistência, Liens [6] e Thoma et al. [7] realizaram estudos com ligas como a TI-6Al-4v ELI e a liga de Ti-Zr (Roxolid®) e encontraram resultados positivos no incremento da resistência para estas ligas.

No trabalho de Quirynen et al. [8], a taxa de sobrevivência de implantes com diâmetro reduzido produzidos com a liga Ti-Zr comparativamente com os de titânio grau IV foi de 98,7% para o Ti-Zr e de 97,3% para o titânio grau IV. Segundo os autores, esse é o único estudo duplo cego que avalia os dois tipos de implantes, o qual confirma o desempenho similar entre eles, mas sugere, baseado em evidências biomecânicas e de biocompatibilidade que mostram maior resistência à fadiga e excelente osseointegração, que os implantes Ti-Zr poderiam ser utilizados em casos mais desafiadores.

Parece haver uma relação intrínseca entre a microestrutura e as propriedades mecânicas entre as ligas de titânio. Apesar da sua microestrutura muito fina, a liga TI-(13-17) Zr não alcançou os níveis da resistência das duas primeiras ligas. A liga TI-6Al-4v ELI mostrou a maior força de tensão, dureza e resistência a fadiga, comparada com as outras três ligas [6].

Os resultados encontrados por Liens [6] e colaboradores coincidem com os resultados obtidos nos testes de tensão máxima e tensão de escoamento. Neste trabalho, Observou-se que o tipo titânio 6Al4V ELI apresentou valores de tensão máxima e de escoamento maiores do que os valores apresentados pelo tipo titânio grau IV.

Os implantes Facility, de 2.9 mm de diâmetro (Neodent), confeccionados a partir da liga TI-6Al-4v ELI, também foram submetidos a testes mecânicos comparativos com implantes Drive CM de 3,5 mm de diâmetro (Neodent), confeccionados em titânio grau IV. Para cada uma das variáveis “Carga de Referência”, “Carga Máxima” e “Número de Ciclos”, testou-se a hipótese nula de que os resultados são iguais para os dois tipos de implante, contraposta à hipótese alternativa de resultados diferentes. Os resultados indicaram não haver diferença significativa entre os dois tipos de implante em relação às variáveis analisadas.

O teste realizado por Yona et al. [9] avaliou o efeito do diâmetro dos implantes na resistência mecânica e à fadiga. Contudo a amostra era composta por três implantes de 13 mm da liga de titânio Ti6Al4V com 3,3 mm de diâmetro, 3,75 mm e 5 mm conectados a um componente protético reto de 8 mm com parafuso de 7 mm, foram instalados com um componente angulado de 30° em um torque de 30N.cm em um corpo de prova. Todos os implantes eram confeccionados com a mesma liga e os testes mostraram a fratura de implantes como uma falha potencial em implantes de 3,3 mm durante o teste cíclico e uma performance maior do implante de 5 mm no mesmo teste.

Estes resultados diferem dos resultados encontrados nos testes entre os implantes Drive® e facility® realizados nesta pesquisa, provavelmente devido ao fato que, em nosso trabalho, os implantes eram de ligas diferentes e o menor diâmetro foi compensado pela maior

resistência da liga, ao passo que, no estudo de Yona et al. [9], todos os implantes testados eram fabricados com Ti6Al4V. Portanto, a variável representada pelo maior diâmetro foi responsável pelo aumento na resistência à fratura.

Os autores foram unânimes em relatar uma alta taxa de sucesso relacionada ao uso dos implantes de diâmetro estreito. Os ensaios clínicos apresentaram taxas que variaram de 94,20% a 100% de sucesso para implantes com diâmetro abaixo de 3,3mm, Polizzi et al. [10]; Lazzara, Siddiqui, Binon et al. [11]; Vigolo e Givani [12]; Mazor et al. [13]; Vigolo et al. [14]; Shatkin et al. [15]; Anitua et al. [16]; Degidi et al. [17]; Anitua et al. [18]; Huang et al. [19]; Sohn et al. [1]; Quirynen et al. [8]; Garcez Filho e Araújo et al. [20]. Embora não tenha sido encontrado nenhum estudo específico sobre a biocompatibilidade dos implantes estreitos feitos a partir da liga de titânio 6AL4V ELI, os resultados encontrados na revisão de literatura mostram a elevada taxa de sucesso nas reabilitações unitárias e múltiplas com a utilização desses implantes. Isso nos leva a crer que o comportamento biológico com a liga de titânio 6AL4V ELI parece não interferir na osseointegração dos implantes feitos com essa liga.

Romeo et al. [21] fizeram um estudo longitudinal de sete anos e observaram que o prognóstico dos implantes estreitos em médio prazo é similar ao de implantes de diâmetro padrão, confirmando que é alta a segurança dos implantes estreitos; que o prognóstico de ambos os tipos é influenciado pela infecção peri-implantar mais do que por fatores biomecânicos; que a perda óssea peri-implantar não foi influenciada significativamente pelo diâmetro dos implantes; que a qualidade do osso parece ser um fator prognóstico para ambos os tipos de implantes, porque o osso esponjoso está mais associado a falhas; e que a sobrevida dos implantes não parece estar associada à localização.

Apesar dos resultados favoráveis nos testes de resistência em que a liga Ti6Al4V apresentou resultados melhores que os apresentados para liga de titânio grau IV, os testes de fadiga foram superiores para os implantes Drive CM 3.5x13 mm (Neodent). A carga de teste determinada como limite de fadiga, segundo a ISO 14801, para o sistema de implante Drive CM 3.5x13 mm (Neodent) foi de 170N. A carga de teste determinada como limite de fadiga, segundo ISO 14801, para o sistema de implante Facility 2.9x12 mm (Neodent), foi de 143N. Assim, podemos observar que os implantes de diâmetro de 3,5 mm apresentaram carga de teste 18,9% maior que os implantes facility.

O reduzido diâmetro pode representar uma redução na resistência mecânica de implantes frente a cargas mastigatórias, aumentando assim o risco de fratura de implantes e falhas mecânicas [2]. Devido a esse risco, indica-se inclusive a instalação de um maior número de implantes. Apesar dessa limitação, os estudos sugerem que o posicionamento de implantes, bem como uma adequada distribuição de forças oclusais, deve ser sempre considerado quando do planejamento do tratamento de pacientes com maxilas atroficas. Além disso, a associação desses implantes com tratamento de superfícies medianas [5], bem como fusão com o componente protético formando implantes de corpo único [1], podem melhorar o prognóstico desse tipo de tratamento.

6. Conclusão

Com base nos testes e resultados obtidos, pode-se concluir que a liga de titânio 6AL4V ELI apresentou maior resistência que o titânio grau IV, com taxa superior de 39,24% na tensão máxima e 44,70% na tensão de escoamento.

Nos testes comparativos entre os implantes Drive CM 3.5x13 mm (Neodent) e os implantes Facility 2.9x12 mm (Neodent) não houve diferença significativa entre os implantes com relação às variáveis carga de referência, carga máxima e número de ciclos. Contudo os implantes de diâmetro de 3,5 mm apresentaram carga de teste 18,9% maior que os implantes Facility, pois carga de teste determinada como limite de fadiga, segundo a ISO 14801, para o sistema de implante de 3.5 foi de 170N enquanto que para o sistema de implante do implante de 2.9 mm a carga de teste determinada como limite de fadiga, segundo ISO 14801, foi de 143N.

Diante destes resultados é possível afirmar que o aumento da resistência obtido com a liga a liga de titânio 6AL4V ELI é um fator determinante no aumento da segurança biomecânica dos implantes estreitos, sendo um forte indicativo para os altos índices de sucesso clínico observados na literatura internacional.

Referências

1. Sohn DS, Bae MS, Heo JU, Park JS, Yea SH, Romanos GE (2011) Retrospective multicenter analysis of immediate provisionalization using one-piece narrow-diameter (3.0-mm) implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26:163-168.
2. Sheikh AM, Shihabuddin OF, Ghoraba SM (2012) Two versus three narrow-diameter implants with locator attachments supporting mandibular overdentures: a two-year prospective study. *Int J Dent* doi: 10.1155/2012/285684.
3. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H (2003) Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res* 14:444-454.
4. Cehreli MC, Akça K (2004) Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent* 24:513-519.
5. Veltri M, Ferrari M, Balleri P (2008) One-year outcome of narrow diameter blasted implants for rehabilitation of maxillas with knife-edge resorption. *Clin Oral Implants Res* 19:1069-1073.
6. Liens A, Fabrègue D, Courtois N, Chauvin B, Chevalier J (2015) Multi-scale microstructural and mechanical characterization of titanium and titanium alloys used in dentistry. *Clin Oral Implants Res* 26:50.
7. Thoma DS, Jones AA, Dard M, Grize L, Obrecht M, Cochran DL (2011) Tissue integration of a new titanium-zirconium dental implant: a comparative histologic and radiographic study in the canine. *J Periodontol* 82:1453-1481
8. Quirynen M, Al-Nawas B, Meijer HJ, Razavi A, Reichert TE, Schimmel M et al (2015) Smalldiameter titanium Grade IV and titanium–zirconium implants in edentulous mandibles: three-year results from a double-blind, randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res* 26:831-840
9. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE (2014) Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part I: mechanical behavior. *Clin Implant Dent Relat Res* 16:172-177.
10. Polizzi G, Fabbro S, Furri M, Herrmann I, Squarzone S (1999) Clinical application of narrow Branemark System implants for single-tooth restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14:496-503.

11. Lazzara RJ, Siddiqui AA, Binon P, Feldman SA, Weiner R, Phillips R, Gonshor A (1996) Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. *Clin Oral Implants Res* 7:73-83.
12. Vigolo P, Givani A (2000) Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: a five-year retrospective study. *J Prosthet Dent* 84:50-54.
13. Mazor Z, Steigmann M, Leshem R, Peleg M (2004) Mini-implants to reconstruct missing teeth in severe ridge deficiency and small interdental space: a 5-year case series. *Implant Dent* 13:336-341.
14. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G (2004) Clinical evaluation of small-diameter implants in single-tooth and multiple-implant restorations: a 7 year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19:703-709.
15. Shatkin TE, Shatkin S, Oppenheimer BD, Oppenheimer AJ (2007) Mini dental implants for long-term fixed and removable prosthetics: a retrospective analysis of 2514 implants placed over a five-year period. *Compend Contin Educ Dent* 28:92-99.
16. Anitua E, Errazquin JM, De Pedro J, Barrio P, Begoña L, Orive G (2010) Clinical evaluation of Tiny® 2.5- and 3.0-mm narrow-diameter implants as definitive implants in different clinical situations: a retrospective cohort study. *Eur J Oral Implantol* 3:315-322.
17. Degidi M, Nardi D, Piattelli A (2009) Immediate versus one-stage restoration of small-diameter implants for a single missing maxillary lateral incisor: a 3-year randomized clinical trial. *J Periodontol* 80:1393-1398.
18. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Ardanza B, Andía I (2010) 5-years clinical experience with BTI dental implants: risk factors for implant failure. *J Clin Periodontol* 35:724-732.
19. Huang JS, Zhao JJ, Liu Q, Liu TT (2010) Clinical research of immediate restoration implant with mini-implants in edentulous space. *Hua xi kou Qiang yi xue za zhi* 28:412-416.
20. Garcez-Filho JA, Araujo MG, Sukekava F, Mendonça CG, Conceição APF (2008) Uso de implantes dentários de diâmetro reduzido na região posterior dos maxilares. Estudo retrospectivo de até 8 anos. *Rev Dental Press Periodontia Implantol* 2:39-46.
21. Romeo E, Lops D, Amorfini L, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G (2006) Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1-7 years: a

longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 17:139-148.

6. Referências

1. Cehreli MC, Akça K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24(6):513-9.
2. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(4):444-54.
3. Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(6):553–9.
4. Andersen E, Saxegaard E, Knutsen BM, Haanaes HR. A prospective clinical study evaluating the safety and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(2):217-24.
5. Anitua E, Errazquin JM, de Pedro J, Barrio P, Begoña L, Orive G. Clinical evaluation of Tiny[®] 2.5- and 3.0-mm narrow-diameter implants as definitive implants in different clinical situations: a retrospective cohort study. *Eur J Oral Implantol* 2010;3(4):315-22.
6. Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Ardanza B, Andía I. 5-years clinical experience with BTI dental implants: risk factors for implant failure. *J Clin Periodontol.* 2008;35(8):724-32.
7. Araujo MS. Implantes de diâmetro reduzido em reabilitação de maxila e mandíbula: relato de caso clínico [monografia]. Curitiba: Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico; 2014.
8. Barter S, Stone P, Brägger U. A pilot study to evaluate the success and survival rate of titanium-zirconium implants in partially edentulous patients – results after 24 months follow-up. *Clin. Oral Implants Res.* 2012;23(7):843-81.

9. Pellizzer EP, Santiago Junior JF, Batista VES, Mello CC, Lopes LFTP, Almeida DAF et al Influência do aumento do comprimento de implantes dentários. *Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Fac.* 2013;13(3):87-94.
10. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration In Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985. p 199-210.
11. Bugarin Jr JG. *O uso de biomateriais na prática odonto-estomatológica-uma análise bioética [dissertação]. Ciências da Saúde: Universidade de Brasília; 2002.*
12. Cawood JI, Howell RA. A classification of edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988;17(4):232-6.
13. Chiapasco M, Romeo E, Vogel G. Vertical distraction osteogenesis of edentulous ridges for improvement of oral implant positioning: a clinical report of preliminary results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:43-51.
14. Coutinho KD, Guerra PVA, Ferreira MAC, Valentim RAM, Guerra Neto CLB, Costa Júnior JCA. Ensaio biomecânico de fadiga em implantes dentários nitretados a plasma em cátodo oco. *Rev Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde.* 2015;5(2)28-36.
15. Degidi M, Nardi D, Piattelli A. Immediate versus one-stage restoration of small-diameter implants for a single missing maxillary lateral incisor: a 3-year randomized clinical trial. *J Periodontol.* 2009;80(19):1393-8.
16. El-Sheikh AM, Shihabuddin OF, Ghoraba SM. Two versus three narrow-diameter implants with locator attachments supporting mandibular overdentures: a two-year prospective study. *Int J Dent.* 2012;2012:285684. doi: 10.1155/2012/285684. Epub 2012 jun 18.
17. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseintegrated oral implants. (I) Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 1998;106(1):527-51.

18. Garcez-Filho JA, Araujo MG, Sukekava F, Mendonça CG, Conceição APF. Uso de implantes dentários de diâmetro reduzido na região posterior dos maxilares. Estudo retrospectivo de até 8 anos. *Rev Dental Press Periodontia Implantol.* 2008;2(3):39-46.
19. Huang JS, Zhao JJ, Liu Q, Liu TT. Clinical research of immediate restoration implant with mini-implants in edentulous space. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2010;28(4):412-6.
20. Mohammed M, Thulasingam C, Nasser KS, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P. evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2011;11(3):165–71.
21. Lazzara R, Siddiqui AA, Binon P, Feldman SA, Weiner R, Phillips R et al. Retrospective multicenter analysis of 3i endosseous dental implants placed over a five-year period. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(1):73-83.
22. Liens A, Fabrègue D, Courtois N, Chauvin B, Chevalier J. Multi-scale microstructural and mechanical characterization of titanium and titanium alloys used in dentistry. *Clin. Oral Implants Res.* 2015;26(S12):50.
23. Lyford RH, Mills MP, Knapp CI, Scheyer ET, Melloning JT. Clinical evaluation of freeze-drie block allografts for alveolar ridge augmentation: a case series. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* 2003;23(5):417-25.
24. Mardinger O, Oubaid, S, Manor Y, Nissan J, Chaushu G. Factors affecting the decision to replace failed implants: a retrospective study. *J Periodontol.* 2008;79(12):2262-6.
25. Mazor Z, Steigmann M, Leshem R, Peleg M. Mini-implants to reconstruct missing teeth in severe ridge deficiency and small interdental space: a 5-year case series. *Implant Dent.* 2004;13(4):336-41.
26. Olate S, Lyrio MC, de Moraes M, Mazzonetto R, Moreira RW. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010;68(2):414-9.

27. Polizzi G, Fabbro S, Furri M, Herrmann I, Squarzone S. Clinical application of narrow Branemark System implants for single-tooth restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(4):496-503.
28. Quirynen M, Al-Nawas B, Meijer HJA, Razavi A, Reichert TE, Schimmel M, et al. Small-diameter titanium Grade IV and titanium–zirconium implants in edentulous mandibles: three-year results from a double-blind, randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(7):831-40.
29. Reddy MS, O'Neal SJ, Haigh S, Aponte-Wesson R, Geurs NC. Initial Clinical efficacy of 3-mm implants immediately placed into function in conditions of limited spacing. *Int.J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):281-8.
30. Saoudoun A, Le Gall MG. An 8-year compilation of clinical results obtained with Steri-Oss endosseous implants. *Compend Contin Educ Dent*. 1996;17(7):669-88.
31. Seibert JS. Reconstruction of deformed partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts. Part I. Technique and wound healing. *Compend Contin Educ Dent*. 1983;4(5):437-53.
32. Shatkin TE, Shatkin S, Oppenheimer BD, Oppenheimer AJ. Mini dental implants for long-term fixed and removable prosthetics: a retrospective analysis of 2514 implants placed over a five-year period. *Compend Contin Educ Dent*. 2007;28(2):92-9.
33. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part I: mechanical behavior. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(2):172-7.
34. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: failure analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(2):178-84.
35. Soares MAD, Takamori ER. Avaliação de implantes dentais com conexão do tipo hexágono interno quanto à resistência à fadiga. *Innov Implant J Biomater. Esthet*. 2011;6(2):41-6.

36. Sohn DS, Bae MS, Heo JU, Park JS, Yea SH, Romanos GE. retrospective multicenter analysis of immediate provisionalization using one-piece narrow-diameter (3.0-mm) implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(1):163-8.
37. Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Freine J. How successful are small-diameter implants? A literature review. *Clin. Oral Implants Res*. 2012;23(5):515-25.
38. Thoma DS, Jones AA, Dard M, Grize L, Obrecht M, Cochran DL. Tissue integration of a new titanium-zirconium dental implant: a comparative histologic and radiographic study in the canine. *J Periodontol*. 2011;82(10):1453-61.
39. Veltri M, Ferrari M, Balleri P. One-year outcome of narrow diameter blasted implants for rehabilitation of maxillas with knife-edge resorption. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(10):1069-73.
40. Vigolo P, Givani A. Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: a five-year retrospective study. *J Prosthet Dent*. 2000;84(1):50-4.
41. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Clinical evaluation of small-diameter implants in single-tooth and multiple-implant restorations: a 7 year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(5):703-9.
42. Associação Brasileira de Normas Técnicas. ISO 14801: Odontologia: implantes: ensaio dinâmico de fadiga para implantes odontológicos endósseos. Rio de Janeiro: ABNT;2012.
43. American Society for Testing and Materials. ASTM F136 – 12. Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56401). Pensilvânia: ASTM; 2013.

7. Apêndice

As variáveis quantitativas avaliadas nos ensaios foram descritas por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. As falhas ocorridas durante os ensaios foram descritas por frequências e percentuais. Para a comparação dos tipos de implante em relação a variáveis quantitativas, foi considerado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Em relação à ocorrência de falha, os tipos de implante foram comparados usando-se o teste exato de Fisher. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional IBM SPSS Statistics v.20.

Tabela 1 – Dados dos tipos de Titânio 6ALV4-ELI e Titânio grau V

AMP	Corpo de prova	Tensão máxima (MPa)	Tensão de escoamento (MPa)
Titânio grau V	1	792,39	632,93
Titânio grau V	2	802,65	474,24
Titânio grau V	3	774,93	605,91
Titânio grau V	4	805,73	640,73
Titânio grau V	5	777,82	628,28
6Al-4v ELI	1	1277,92	1054,68
6Al-4v ELI	2	1285,62	1060,04
6Al-4v ELI	3	1285,45	1065,04
6Al-4v ELI	4	1290,47	1068,98
6Al-4v ELI	5	1361,63	1144,23

Tabela 2 – Dados de implante Drive CM e Facility

Implante	Corpo de prova	Carga de referência (%)	Carga max (N)	Ciclos (nº)	Falha	Momento de flexão (N.mm)	Carga média (N)	Amplitude (N)
Drive CM 3,5x13 mm	1	50	187	79783	sim	1028,5		
Drive CM 3,5x13 mm	2	50	187	92762	sim	1028,5		
Drive CM 3,5x13 mm	3	45	170	5000000	não	935		
Drive CM 3,5x13 mm	4	45	170	5000000	não	935		
Drive CM 3,5x13 mm	5	45	170	5000000	não	938		
Drive CM 3,5x13 mm	6	55	205	29424	sim	1127,5		
Drive CM 3,5x13 mm	7	55	205	47147	sim	1127,5		
Drive CM 3,5x13 mm	8	56	210	23133	sim	1155		
Drive CM 3,5x13 mm	9	56	210	27097	sim	1155		
Facility 2,9x12mm	1	70	221,9	5554	sim		122,0	99,8
Facility 2,9x12mm	2	70	221,9	5045	sim		122,0	99,8
Facility 2,9x12mm	3	60	190,2	5304	sim		104,6	85,6
Facility 2,9x12mm	4	60	190,2	9462	sim		104,6	85,6
Facility 2,9x12mm	5	55	174	14635	sim		17,4	96,0
Facility 2,9x12mm	6	50	158,5	5000000	não		87,2	71,3
Facility 2,9x12mm	7	50	158,5	105830	sim		87,2	71,3
Facility 2,9x12mm	8	45	143	5000000	não		78,5	64,2
Facility 2,9x12mm	9	45	143	5000000	não			

7.1 Artigo Científico 2

Artigo elaborado de acordo com as normas da Revista de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilo-facial.

Bloco homologo para a elevação do seio maxilar.

Homologous block for maxillary sinus elevation.

Frederico Rodger Rodrigues Gomes Cardoso*, Leandro Eduardo Kluppel**, João Geraldo Bugarin Junior***, Renata Marques da Silva Nemetala****, Valdor Araujo Naves Neto*****, Danilo Sergio Carvalho Sousa*****

*CD, Especialista em implantodontia, Mestrando em Implantodontia do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO). Professor Assistente da Universidade Paulista – UNIP e professor de pós-graduação em Implantodontia UNIP/IPESP.

**CD, Ms, PhD, Professor do programa de mestrado ILAPEO.

***CD, Ms, PhD, Professor Titular da Universidade Paulista – UNIP e Coordenador de pós-graduação em Implantodontia UNIP/IPESP.

****CD, Ms, Professora Adjunta da Universidade Paulista – UNIP e professora de pós-graduação em Implantodontia UNIP/IPESP.

*****CD, Especialista em Cirurgia e Traumatologia Bucal Maxilo Facial, Especialista em implantodontia, Mestrando em Implantodontia do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO). Professor Assistente da Universidade Paulista – UNIP e professor de pós-graduação em Implantodontia UNIP/IPESP.

*****CD, Especialista em Ortodontia, Especialista em implantodontia, Mestrando em Implantodontia do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO). Professor de pós-graduação em Implantodontia UNIP/IPESP.

Universidade Paulista – UNIP/DF

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO)

Frederico Rodger Rodrigues Gomes Cardoso
Rua 24 Norte, Lote 11/12 Bloco A, apt 1201
Brasília – DF – Brasil.
Cep: 71.916-750
e-mail: fredericorodger@gmail.com

Resumo

O objetivo deste trabalho é apresentar um caso clínico de reconstrução de maxila severamente reabsorvida associada à pneumatização do seio maxilar por meio de cirurgia de elevação do assoalho seio maxilar, com a utilização do enxerto homólogo em bloco. O exame intra-oral e a avaliação radiográfica demonstraram perda dentária total e severa reabsorção óssea no arco superior, com uma maxila atrésica, o que dificultava o uso de uma prótese total, comprometendo as funções mastigatórias e fonética. O planejamento consistiu no levantamento de seio maxilar bilateral e enxerto com dois blocos de osso cortico-medular de 20x10x6 mm, provenientes do Banco de Tecidos Musculo-Esquelético Universidade de Marília. Após um ano do enxerto, seis implantes Cone Morse (Neodent®, Brasil) foram instalados na maxila. Nesse momento amostras do tecido osso foram coletadas para o exame histológico. O caso clínico apresentou uma boa resposta de reparo ósseo, sob o aspecto clínico, radiográfico e histológico, sendo possível a realização de implantes na região e posterior reabilitação com estabilidade funcional. Devido à escassa literatura atual sobre o uso deste material com procedência exclusivamente nacional nos procedimentos odontológicos, torna-se evidente que novos estudos são necessários para melhor avaliar todos os pontos de sua aplicabilidade clínica.

Palavras-chave: Maxila, Transplante Ósseo, Implantes Dentários.

Abstract

The objective of this paper is to present a clinical case of jaw reconstruction severely resorbed associated with extensive pneumatization of the maxillary sinus through surgery of elevation of the maxillary sinus floor, using the homograft block. Surgery was performed on a female patient, 56 years old, which had as her main complaint the instability of dentures and chewing difficulty. The intra-oral physical examination and radiographic evaluation showed complete tooth loss and severe bone resorption in the maxillary arch, with a maxillary atresia, which hindered the use of a denture, compromising the masticatory and phonetic functions. The surgical planning consisted of lifting bilateral maxillary sinus graft and two cortico-cancellous bone blocks with 20x10x6 mm size, from the Bank of Musculo-Skeletal Tissue of the University of Marilia - UNIMAR. After one year of controlled graft six Cone Morse implants (Neodent[®], Brazil) were installed in the caliper 03 on the right side and three on the left. At that time samples of bone tissue were collected from the site of installation of the implants for histological examination. The clinical case presented a good bone repair response, from a clinical, radiographic and histological aspects enabling to perform implants in the region and subsequent rehabilitation with functional stability. Due to limited current literature on the use of this material of exclusive national origin in dental procedures, it is clear that further studies are needed to better assess all points of its clinical applicability.

Keywords: Mandible, Bone Transplantation, Dental Implants.

Introdução

A busca por reabilitação protética com implantes de pacientes em situações limítrofes, como a atrofia do rebordo alveolar, tem se tornado um grande desafio para os profissionais da implantodontia¹.

Contornos alveolares insuficientes podem exigir procedimentos de reconstrução para restaurar um volume ósseo adequado antes da colocação do implante. Defeitos ósseos que envolvem grande volume de preenchimento muitas vezes exigem a realização de cirurgias de enxerto em bloco.

O suporte ósseo para implantes na parte posterior da maxila é muitas vezes deficiente, devido à atrofia do rebordo alveolar e à pneumatização do seio maxilar. Esta condição pode ser tratada com técnicas cirúrgicas que visam o reposicionamento do assoalho do seio maxilar. A técnica mais comumente utilizada é a de elevar o assoalho do seio, inserindo enxerto de osso particulado por meio de uma janela aberta na parede lateral do seio maxilar. Quando a necessidade de ganho ósseo é menor, técnicas menos invasivas com osteótomos de *Summers*, podem ser usadas³.

Apesar de o osso autógeno ser considerado o padrão-ouro como material de enxertia, sua remoção envolve cirurgia para remoção no leito doador, além da cirurgia da região receptora, levando à maior morbidade cirúrgica¹. Uma alternativa ao osso autógeno são os biomateriais. Vários substitutos ósseos, de diferentes origens, como os aloplásticos, homogêneos e xenógenos, têm sido empregados no levantamento do seio maxilar⁴. O osso homogêneo, o osso bovino mineralizado, a hidroxiapatita, o beta-tricalciofosfato e o vidro bioativo destacam-se como materiais mais citados e empregados para esta finalidade⁵.

O uso de homoenxertos congelados obtidos por meio de banco de órgãos e tecidos tem aumentado as aplicações clínicas de reconstruções ósseas para implantodontia^{6,2}.

Quando os defeitos ósseos são muito extensos, sítios doadores intrabucais são insuficientes e a opção de uso de osso autógeno torna-se restritiva. Por essas razões o uso de tecido ósseo homólogo fresco congelado tem sido utilizado como material alternativo¹.

Assim, a redução da morbidade cirúrgica, pela ausência de área doadora, tem sido relatada como a principal vantagem na utilização de homoenxertos. Além disso, complicações

associadas à área doadora como infecções, hematomas, lesões vasculares e nervosas, podem ser evitadas com o osso homólogo congelado^{7,8,9}.

O objetivo deste trabalho é apresentar um caso clínico de reconstrução de maxila severamente reabsorvida associada à pneumatização extensa do seio maxilar por meio de cirurgia de elevação do assoalho seio maxilar, com a utilização do enxerto homólogo em bloco.

Relato de Caso Clínico

Paciente, gênero feminino, 56 anos, compareceu à clínica de cirurgia com um exame radiográfico panorâmico. Relatou como queixa principal ter perdido os dentes há cerca de 30 anos, queixando-se da instabilidade da prótese total e dificuldade mastigatória. O exame físico intra-oral e a avaliação radiográfica demonstraram perda dentária total e severa reabsorção óssea no arco superior, com uma maxila atrésica, o que dificultava o uso de uma prótese total, comprometendo as funções mastigatórias e fonética.

Como planejamento inicial foi proposto uma cirurgia reconstrutiva da maxila com enxerto autógeno de uma área doadora extra-oral, tendo em vista a necessidade de um grande volume ósseo para enxerto, porém a paciente recusou este planejamento após ser informada dos desconfortos esperados no pós-operatório da área doadora. Retornou dois anos depois solicitando outra proposta de tratamento. Nesta oportunidade lhe foi oferecido como alternativa ao osso autógeno, a utilização de osso homólogo proveniente de banco de tecidos músculo-esqueléticos.

Após ter sido devidamente esclarecida sobre os riscos e benefícios esperados do material a ser utilizado e sobre a técnica cirúrgica, a paciente concordou com o tratamento, assinando o termo de consentimento informado previsto pela portaria do Ministério da Saúde. Foi solicitado um exame tomográfico da maxila tipo *cone bean*. As imagens tomográficas revelaram uma assimetria do seio maxilar esquerdo que se apresentava reduzido em tamanho e volume, quando comparado ao lado direito que se encontrava bastante pneumatizado (Figura 1).

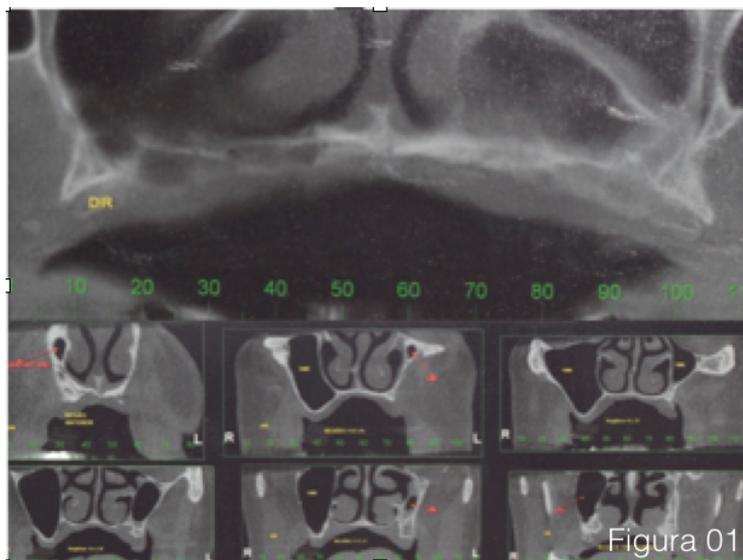


Figura 1 - Aspecto Tomográfico Inicial

O planejamento cirúrgico consistiu no levantamento de seio maxilar bilateral e enxerto com dois blocos de osso cortico-medular com tamanho de 20x10x6 mm, provenientes do Banco de Tecidos Musculo-Esquelético Universidade de Marília - UNIMAR.

Foi realizado uma ampla osteotomia da parede lateral do seio maxilar, seguido de um cuidadoso descolamento da membrana sinusal (Figura 2a). Os blocos ósseos foram descongelados e reidratados em soro fisiológico estéril e então esculpidos e adaptados ao interior do seio maxilar de modo que a parte medular permanecesse em contato com a parede medial do seio maxilar (Figura 2b e 2c). Os blocos foram fixados bilateralmente com três parafusos de 2.0 mm de diâmetro e comprimento de 12 mm, colocados sobre a crista óssea alveolar. Pequenos espaços vazios foram preenchidos com biomaterial particulado de origem sintética e heterógena (Biooss[®], Geistlich). O enxerto foi recoberto com membrana de colágeno reabsorvível e o retalho muco periosteal foi reposicionado e suturado com fio de polyglactina 910 (vicryl[®]).

No mesmo ato cirúrgico de reconstrução da maxila foi realizado a cirurgia para instalação de cinco implantes na mandíbula para confecção de protocolo inferior com carga imediata e instalação da prótese total superior previamente confeccionada (Figura 2d).

Durante nove meses o controle foi feito com tomografia e exames radiográficos panorâmicos. Após um ano de controle do enxerto, seis implantes cone morse (Neodent®, Brasil) foram instalados na maxila, 03 do lado direito e três do lado esquerdo. Nesse momento amostras do tecido osso no local da instalação dos implantes foram coletadas para o exame histológico. No corte histológico do tecido biopsiado da área enxertada, observa-se osso maduro, com matriz óssea bem eosinofílica, em cuja periferia encontra-se osteoblastos ativos em meio a estroma conjuntivo frouxo, que se apresenta constituída por seus fibroblastos de núcleos alongados e fibras colágenas. O que se destaca é a presença de leve infiltrado inflamatório crônico, tipicamente mononuclear nessa matriz extracelular circundante do osso neoformado.. Após seis meses da instalação dos implantes superiores, estes foram carregados com uma prótese tipo protocolo provisória. Após a reabilitação final a paciente permaneceu em controle clínico e radiográfico até presente data (Figura 3b e 3c).

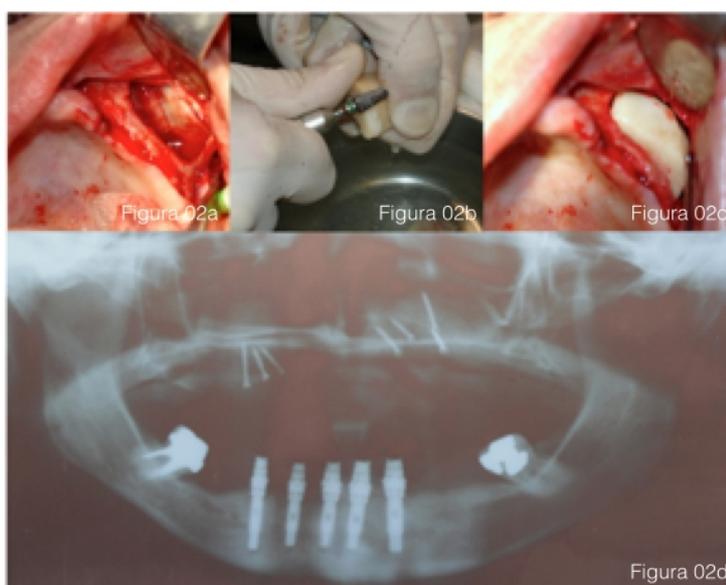


Figura 2 a: Osteotomia da parede lateral do seio maxila

Figura 2 b: Preparo do bloco de osso homogêneo

Figura 2 c: Adaptação do bloco dentro da cavidade do seio maxilar

Figura 2 d: Aspecto radiográfico após a enxertia e instalação de 05 implantes na mandíbula com prótese tipo protocolo provisória.

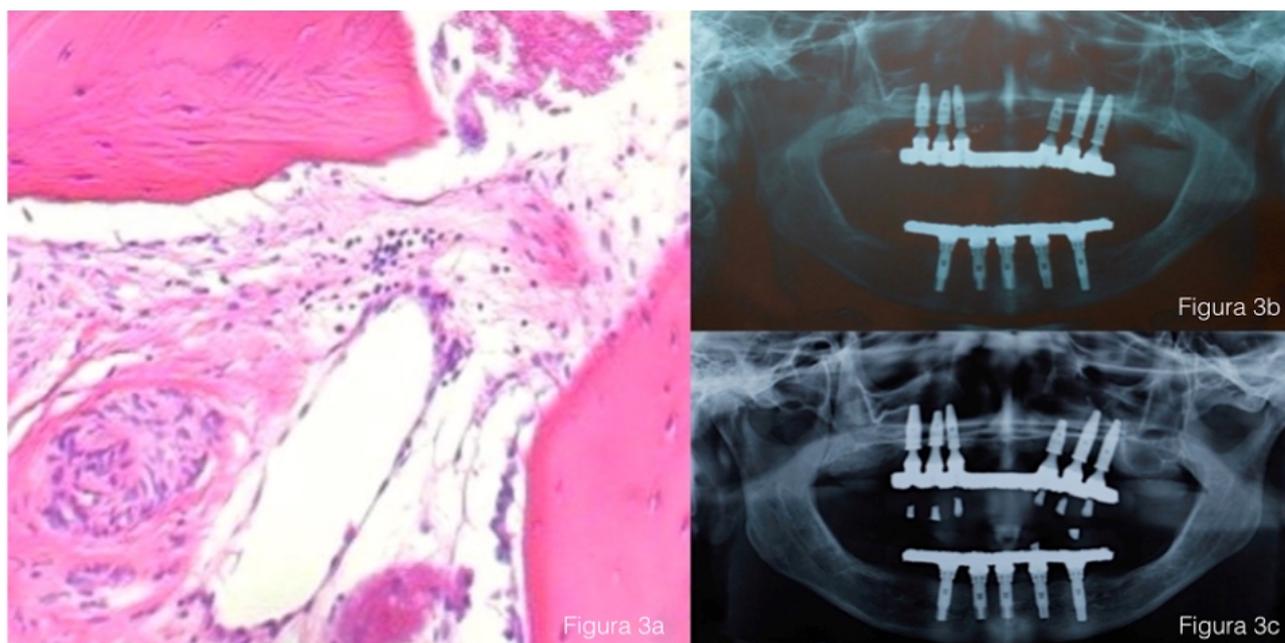


Figura 3a: Corte histológico do fragmento ósseo homogêneo
 Figura 3 b: Controle radiográfico de 2 anos
 Figura 3 c: Controle radiográfico de 4 anos

Discussão

O osso autógeno é considerado “padrão ouro” entre os materiais de enxerto por razões biológicas, sendo o único material de enxerto que pode cumprir todos os três componentes da tríade da regeneração, osteogênese, osteoindução e osteocondução⁹. Contudo alguns aspectos, como a limitação da quantidade de osso disponível e a morbidade da área doadora podem contribuir para que a enxertia autógena não seja desejada pelo paciente, ou até mesmo pelo profissional¹⁰.

Para os casos em que há necessidade de grande quantidade de material, o uso de áreas doadoras extra-orais é descrito. No entanto, complicações são descritas com o uso da técnica, como: distúrbios durante o tratamento^{11,12}, fraturas por estresse¹³, perda de sangue e parestesia^{11,14,13,12}, infecções superficiais¹⁴, hematomas¹³ e, mais comumente, dor aguda e/ou crônica no sítio doador^{11,13}.

Como alternativa ao osso autógeno, há o osso homogêneo. Suas características em longo prazo têm resultados semelhantes, embora a enxertia com osso homogêneo tenha um

índice de reabsorção maior. Apesar de existirem desvantagens no uso do osso homogêneo, a portaria do Ministério da Saúde que regulamenta os Bancos de Ossos no Brasil propicia segurança ao seu uso pelos rígidos critérios que devem ser observados na captação desse tipo de osso¹⁵.

O material de enxertia proveniente de banco de ossos humanos (enxerto alógeno fresco congelado) proporciona, em cirurgias de levantamento de seio maxilar, um adequado volume ósseo para futura instalação de implantes. A análise histológica do enxerto incorporado evidencia a vitalidade do mesmo. O material deve ser adquirido em banco de tecidos regularizados pelo Ministério da Saúde. A possibilidade de transmissão de doenças pela utilização do material é de baixa magnitude¹⁷. O caso clínico aqui relatado apresentava atrofia maxilar muito severa e pneumatização dos seios maxilares. A quantidade de osso necessária era um fator que impossibilitava a utilização de sítios intra-orais como potenciais doadores. Sendo assim, apresentava-se como opção à enxertia autógena as áreas extra-bucais. Contudo, a análise dos riscos mencionados acima, levou a escolha do uso de bloco de osso homólogo dentro do seio maxilar com posterior inserção de implantes dentais.

A utilização de osso humano fresco congelado é uma alternativa viável para reconstrução dos rebordos atróficos e enxertos nos seios maxilares, diminuindo a morbidade e riscos inerentes aos procedimentos autógenos nas áreas doadoras, além de apresentarem capacidade de remodelação, incorporação e qualidade que permitem resistir às cargas funcionais quando da instalação de implantes osseointegrados¹⁷.

Apesar de resultados menos favoráveis para o uso de bloco homólogo terem sido descritos quando comparado ao uso de blocos autógenos¹⁸, bons resultados já foram descritos em condições de atrofia menos severas^{19,1}. Estes estudos ratificam a inserção do enxerto em bloco de osso homogêneo, dentro do seio maxilar, justaposto à parede medial do seio, o que pode conferir ao enxerto proteção contra pressões externas, como por exemplo de prótese. Também, esse aumento do contato ósseo pode fornecer um maior suprimento sanguíneo que lhe propiciará maior nutrição necessária para remodelação da matriz óssea com grande previsibilidade de seu volume final.

Considerações Finais

O osso homólogo pode ser utilizado como uma alternativa viável ao osso autógeno quando em casos criteriosamente selecionados. O caso clínico relatado apresentou uma boa resposta de reparo ósseo, sob o aspecto clínico, radiográfico e histológico, sendo possível a realização de implantes na região e posterior reabilitação com estabilidade funcional.

Devido à escassa literatura atual sobre o uso deste material com procedência exclusivamente nacional nos procedimentos odontológicos, torna-se evidente que novos estudos são necessários para melhor avaliar todos os pontos de sua aplicabilidade clínica.

Lista de Figuras

Figura 1: Aspecto Tomográfico Inicial

Figura 2 a: Osteotomia da parede lateral do seio maxila

Figura 2 b: Preparo do bloco de osso homogéno

Figura 2 c: Adaptação do bloco dentro da cavidade do seio maxilar

Figura 2 d: Aspecto radiográfico após a enxertia e instalação de 05 implantes na mandíbula com prótese tipo protocolo provisória.

Figura 3 a: Corte histológico do fragmento ósseo homogéno

Figura 3 b: Controle radiográfico de 2 anos

Figura 3 c: Controle radiográfico de 4 anos

Referências

1. Viscioni A, Dalla Rosa J, Paolin A, Franco M. Fresh-frozen bone: case series of a new grafting material for sinus lift and immediate implants. *J Ir Dent Assoc.* 2010;56(4):186-91.
2. Petrungaro PS, Amar S. Localized ridge augmentation with allogenic block grafts prior to implant placement: case reports and histologic evaluations. *Implant Dent.* 2005;14(2):139-48.
3. Fermegard R, Astrand P. Osteotome sinus floor elevation without bone grafts – a three-year retrospective study with astra tech implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Apr;14(2):198-205.
4. Artzi Z, Nemcovsky CE, Dayan D. Bovine HA spongiosa blocks and immediate implant placement in sinus augmentation procedures. Histopathological and histomorphometric observations on different histological stainings in 10 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(4):420-7.
5. Zubler KR, Queiroz TP, Betoni-Junior W, Esteves JC, dos Santos PL. Biomateriais em cirurgia de levantamento de seio maxilar – uma revisão crítica. *Implant News.* 2012;9(4):494-501.
6. Baptista AD, Sorrilha A, Tormes TAM, Abdome YA, Croci AT, Camargo OP, et al. Estudo histológico dos enxertos ósseos homólogos em humanos. *Acta Ortop Bras.* 2003;11(4):220-4.
7. Leonetti JA, Koup R. Localized maxillary ridge augmentation with a block allograft for dental implant placement: case reports. *Implant Dent.* 2003;12(3): 217-26.
8. D’Aloja C, D’Aloja E, Santi E, Franchini M. The use of fresh-frozen bone in oral surgery: a clinical study of 14 consecutive cases. *Blood Transfus.* 2011;9(1);41-5.
9. Misch CM. Autogenous bone: is it still the gold standard? *Implant Dent.* 2010;19(5):361.
10. Misch CE, Dietsch F. Bone-grafting materials in implant dentistry. *Implant Dent.* 1993;2(3):158-67.
11. Dawson KH, Egbert MA, Myall RW. Pain following iliac crest bone grafting of alveolar clefts. *J Craniomaxillofac Surg.* 1996;24(3):151-4.
12. Nkenke E, Weisbach V, Winckler E, Kessler P, Schultze-Mosgau S, Wiltfang J. Morbidity of harvesting of bone grafts from the iliac crest for preprosthetic

- augmentation procedures: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004;33(2):157-63.
13. Joshi A, Kostakis GC. An investigation of post-operative morbidity following iliac crest graft harvesting. *Br Dent J.* 2004;196(3):167-71.
 14. Schnee CL, Freese A, Weil RJ, Marcotte PJ. Analysis of harvest morbidity and radiographic outcome using autograft for anterior cervical fusion. *Spine (Phila Pa 1976).* 1997;22(19):2222-7.
 15. Del Valle RA, Carvalho ML, Gonzalez MR. Estudo do comportamento de enxerto ósseo com material doador obtido dos bancos de tecidos músculo-esquelético. *Rev Odontol Univ Cid São Paulo.* 2006;18(2) 189-94.
 16. Cosmo LAM, Macedo LGS, Pelegrine AA, Macedo NL. Enxerto ósseo em levantamento de seio maxilar com osso humano fresco congelado. *Implantnews.* 2007; 4(4): 385-90.
 17. Biagini AC, Lacerda EJR, Antunes VLC, Koga MM, Salvoni AD. Osso homogêneo fresco congelado utilizado na reconstrução de maxila atrófica. *Implantnews* 2009;6(2):143-8.
 18. Lumetti S, Consolo U, Galli C, Multinu A, Piersanti L, Bellini P, et al. fresh-frozen bone blocks for horizontal ridge augmentation in the upper maxilla: 6-month outcomes of a randomized controlled trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16(1):116-23.
 19. Acocella A, Sacco R, Nardi P, Agostini T. Simultaneous implant placement in sinus floor augmentation using iliac bone block grafts in severe maxillary atrophies: case report. *Implant Dent.* 2008;17(4):382-8.

8. Anexo

Normas da Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-maxilo-facial.

<http://www.revistacirurgiabmf.com/instrucoes%20autores.htm>

Normas da Revista Clinical Oral Investigation.

<http://www.springer.com/medicine/dentistry/journal/784>