

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

ELIEZER GUTIERRES

**Análise de sobrevida e modo de falha de implantes estreitos e
extra estreitos**

BAURU
2022

ELIEZER GUTIERRES

Análise da probabilidade de sobrevida e modo de falha de implantes estreitos e extra estreitos

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Estevam A. Bonfante

Coorientadora: Dra. Edmara T. P. Bergamo

BAURU
2022

Gutierrez, Eliezer

Análise da probabilidade de sobrevida e modo de falha de implantes estreitos e extra estreitos/ Eliezer Gutierrez. - Bauru, 2022.

44 p.: il. ; 31cm.

Dissertação (mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, 2022.

Orientador: Prof. Dr. Estevam A. Bonfante

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Data: 24/05/2022

Assinatura: 

FOLHA DE APROVAÇÃO

AGRADECIMENTOS

Após dois anos de mestrado, tenho muito a agradecer a várias pessoas que passaram pela minha vida. Por isso, uso esse espaço para transmitir palavras sinceras àqueles que me apoiaram em mais essa fase.

Primeiramente, agradeço a minha família, por compreenderem minha ausência enquanto me dedico aos estudos, bem como por todo o apoio que sempre me ofereceram. Essa é mais uma conquista que se deve a vocês

Ao **Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante**, meu orientador, que, com muita paciência, sempre esteve disposto a me ajudar e ensinar. Obrigado por sua dedicação e, principalmente, por ter confiado em mim nesses dois anos.

A minha coorientadora, **Dra. Edmara T. P. Bergamo**, por toda a ajuda no laboratório, com a análise dos dados, escrita desta dissertação e pelo apoio prestado durante todo o mestrado.

Aos amigos do laboratório CRANIUM, pelo companheirismo em todos os momentos e pela ajuda em toda a execução deste trabalho. Vocês foram muito importantes, principalmente nos momentos difíceis.

Ao CNPq (133427/2020-0) e FAPESP (auxílio Jovem Pesquisador 2012/19078-7) que permitiram a execução desta pesquisa.

RESUMO

Situações desafiadoras para a reposição de dentes perdidos com implantes dentários exigiram o desenvolvimento de diferentes desenhos de implantes. Nesse sentido, os implantes com diâmetro reduzido (estreitos e extra-estreitos) foram desenvolvidos com o objetivo de reduzir a necessidade de cirurgias de reconstrução do rebordo e permitir a reabilitação de áreas com espaço protético reduzido, onde a instalação de implantes de plataforma regular não é possível. O desenvolvimento de implantes com geometria reduzida, contudo, gera a necessidade de fabricação de uma nova linha de componentes protéticos e itens associados (transferentes, análogos, cilindros, interfaces, parafusos, etc.), aumentando custos, tornando complexo e caro as demandas de estoque nas clínicas e desencorajando muitas vezes o uso. Nesse sentido, a padronização de componentes protéticos para uma mesma linha de implantes pode ser vantajosa para as empresas, mas em especial para o consumidor final. Dessa forma, esse estudo teve por objetivo avaliar a probabilidade de sobrevida e o modo de falha de sistemas de implantes extra estreitos com diâmetro interno compatível com componentes protéticos de implantes com diâmetro regular. Seis diferentes desenhos de implantes foram testados, incluindo implantes estreitos com 3.3 mm de diâmetro (N) e extra estreitos com 2.9 mm de diâmetro (EN) com pilares cimentáveis (Ce) ou bases de titânio (Tib) e implantes de corpo único (OP) com diâmetros de 3.0 e 2.5 mm, compondo os seguintes grupos: N Ce; N Tib; EN Ce; EN Tib; OP 2.5 e OP 3.0. Coroas padronizadas foram fresadas para cada sistema. Os espécimes foram submetidos à fadiga acelerada progressiva a 15 Hz até a carga máxima de 500 N. Os dados obtidos foram utilizados para determinar as curvas de probabilidade Weibull e a probabilidade de sobrevida para a conclusão de uma missão de 50.000 ciclos baseando-se em cargas de 50 a 150 N. Além disso, foi realizada análise fractográfica das amostras que falharam no teste mecânico em estereomicroscópio de luz polarizada e microscópio eletrônico de varredura. Todos os grupos demonstraram alta probabilidade de sobrevida (96-100%) para missões a 50 e 100 N, que representam cargas acima da força máxima voluntária de mordida. Um aumento de 50 N na carga reduziu significativamente a probabilidade de sobrevida dos grupos EN Tib (96%), N Tib (72%) e EN Ce (86%). Fraturas de pilar constituíram o único modo de falha para todos os grupos. Então, conclui-se que todos os grupos apresentaram altos valores de sobrevida e resistência característica considerando-se a indicação desses implantes para regiões de incisivos.

Palavras-chave: Implante Dentário, Falha, Próteses e Implantes

ABSTRACT

Probability of survival of narrow and extra narrow implants

Challenging situations for replacing missing teeth with dental implants required the development of different implant designs. Implants with reduced diameter (narrow and extra-narrow implants) were developed with the objective of reducing the need for ridge reconstruction surgeries and allowing the rehabilitation of areas with reduced prosthetic space, where the placement of regular platform implants is not possible. The development of implants with reduced geometry, however, leads fabrication of a new line of prosthetic components and associated items (transfers, analogs, cylinders, screws, etc.), increasing costs and often discouraging their use. The standardization of prosthetic components for the same line of implants can be advantageous for companies, but especially for the final consumer. Thus, this study aimed to evaluate the survival probability and failure mode of extra-narrow implant systems with an internal diameter compatible with prosthetic components of regular-diameter implants. Six different implant designs were tested, including narrow 3.3 mm diameter (N) and extra narrow 2.9 mm diameter (EN) implants with cementable abutments (Ce) or titanium bases (Tib) and single-body implants (OP) with diameters of 3.0 and 2.5 mm, comprising the following groups: N Ce; N Tib; EN Ce; EN Tib; OP 2.5 and OP 3.0. Standard crowns were milled for each system. The specimens were subjected to progressive accelerated fatigue at 15 Hz up to a maximum load of 500 N. The data obtained were used to determine the Weibull probability curves and the probability of survival for completion of a 50.000-cycle mission based on loads. from 50 to 150 N. In addition, fractographic analysis was performed on samples that failed the mechanical test under a polarized light stereomicroscope and scanning electron microscope. All groups demonstrated a high probability of survival (96-100%) for missions at 50 and 100 N, which represent loads above the maximum voluntary bite force. A 50 N increase in load significantly reduced the probability of survival for the EN Tib (96%), N Tib (72%) and EN Ce (86%) groups. Abutment fractures constituted the only failure mode for all groups. Therefore, it is concluded that all groups presented high probability of survival values and characteristic strength considering the indication of these implants for the incisor area.

Keywords: Dental Implant, Failure, Protheses and Implants

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 -** Gráfico de probabilidade Weibull para uma carga de 100 N demonstrando a probabilidade de falha (%) em função dos ciclos dos diferentes desenhos de implantes estreitos e extra estreitos. **28**
- Figura 2 -** Gráfico de contorno demonstrando o módulo de Weibull em função da resistência característica. **30**
- Figura 3 -** Modos de falha de pilares cimentados representados por fratura de pilar na área de conexão com o implante. Imagens de estereomicroscópio (a e b) e MEV (c). **31**
- Figura 4 -** Imagens de estereomicroscópio (a e b) e MEV (c) demonstrando a origem de fratura no lado lingual de base de titânio ao nível da área de conexão com o implante. **32**
- Figura 5 -** Imagens de estereomicroscópio (a e b) e MEV (c) demonstrando a origem de fratura no lado lingual de implante de corpo único. **32**

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Valores de beta para os diferentes grupos	29
Tabela 2 -	Valores de probabilidade de sobrevida calculados para uma missão de 50.000 ciclos sob diferentes cargas	29
Tabela 3 -	Valores de módulo de Weibull	30
Tabela 4 -	Valores de resistência característica calculados para os diferentes grupos	30

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS

MPa Megapascal (unidade de medida)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1	Implantes estreitos e extra estreitos	17
2.2	Titânio e ligas de titânio em implante com diâmetro reduzido	18
2.3	Fadiga acelerada progressiva	20
3	PROPOSIÇÃO	21
4	MATERIAL E MÉTODOS	23
4.1	Preparo dos espécimes	24
4.2	Testes mecânicos	24
4.3	Fractografia	26
5	RESULTADOS	27
6	DISCUSSÃO	33
7	CONCLUSÕES	36
	REFERÊNCIAS	38

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O uso de implantes dentários para a reposição de dentes perdidos é considerado uma opção de tratamento altamente previsível (JEMT; JOHANSSON, 2006; LEKHOLM; GRÖNDAHL; JEMT, 2006; BUSER *et al.*, 2012; FISCHER; STENBERG, 2012; ÖSTMAN; HELLMAN; SENNERBY, 2012; RAVALD *et al.*, 2013; KREBS *et al.*, 2015). Isso se dá pela alta taxa de sobrevida, aproximadamente 95%, dos implantes osseointegrados, estabilidade dos tecidos peri-implantares e perda óssea marginal de aproximadamente 0,50 mm após um período de acompanhamento de aproximadamente 10 anos (JEMT, 2016). A instalação de implantes dentários de plataforma regular (3,75-4,1 mm) requer, no mínimo, 1 mm de osso residual adjacente a plataforma do implante, 6 mm de largura horizontal, bem como 3 mm de distância entre implantes e 1,5-2,0 mm de distância entre implante e dente (TARNOW; CHO; WALLACE, 2000; GRUNDER; GRACIS; CAPELLI, 2005; TEUGHEL; MERHEB; QUIRYNEN, 2009; BENIC *et al.*, 2012).

Situações clínicas desafiadoras, como reabsorção óssea avançada após exodontia, podem ser encontradas, onde a disponibilidade de osso é limitada para a instalação de implantes de plataforma regular. É comum, nesses casos, a necessidade de cirurgias reconstrutivas do rebordo, que aumentam a morbidade do tratamento, bem como o seu tempo e custo, além de possivelmente serem contraindicadas em pacientes idosos e/ou com complicações sistêmicas (ZINSLI *et al.*, 2004; HATTORI, YOSHINORI *et al.*, 2009).

O uso de implantes estreitos ($3.0 \text{ mm} < \varnothing < 3.75 \text{ mm}$), então, tem sido sugerido para contornar este problema e reabilitar áreas com espaço protético limitado (AL-JOHANY *et al.*, 2017), com redução aproximada de 10% da necessidade de manipulação de tecido ósseo e respeitando os requerimentos mínimos para o preenchimento adequado para a papila (ANDERSEN *et al.*, 2001; ZINSLI *et al.*, 2004; TEUGHEL; MERHEB; QUIRYNEN, 2009; BENIC *et al.*, 2012; MIJIRITSKY *et al.*, 2013; PAPADIMITRIOU *et al.*, 2015). Em estudos clínicos, os implantes estreitos demonstraram taxas de sobrevida similares às aquelas reportadas para os implantes regulares, maiores que 95%, bem como perda óssea marginal de aproximadamente 2 mm após 4 anos de acompanhamento (KLEIN; SCHIEGNITZ; AL-NAWAS, 2014; SCHIEGNITZ; AL-NAWAS, 2018).

Contudo, a reabilitação de áreas como de incisivos laterais superiores e incisivos inferiores pode ser dificultada mesmo com o uso de implantes estreitos. Tendo isso em vista, fabricantes passaram a desenvolver implantes com diâmetros ainda mais reduzidos para atender a demanda clínica em situações com espaço protético reduzido (BORDIN *et al.*, 2017; TUZZOLO NETO *et al.*, 2020). Al-Johany e colaboradores (2017) propuseram uma

classificação baseada nas dimensões dos implantes, incluindo o comprimento, sendo que em relação ao diâmetro, apresentaram as seguintes nomenclaturas: (1) implantes extra estreitos, com diâmetro menor que 3.0 mm; (2) implantes estreitos, com diâmetro entre 3.0 e 3.75 mm; e (3) implantes regulares com diâmetro entre 3.75 e 4.0 mm.

No entanto, sabe-se que a resistência dos implantes e componentes protéticos pode reduzir proporcionalmente com a diminuição de suas dimensões (GIL; PLANELL; PADRÓS, 2002; GARGALLO ALBIOL *et al.*, 2008; BORDIN, DIMORVAN *et al.*, 2018). Avaliações da performance biomecânica de implantes estreitos e seus respectivos componentes protéticos têm indicado uma maior susceptibilidade ao acúmulo de danos por fadiga e, conseqüentemente, à fratura devido às dimensões reduzidas (ALLUM; TOMLINSON; JOSHI, 2008; ALMEIDA *et al.*, 2013; BONFANTE *et al.*, 2015; BONFANTE; COELHO, 2016; GRIGGS, 2017; BORDIN, D.; BERGAMO, E. T. P.; *et al.*, 2018). Além disso, a menor superfície de contato desses implantes influencia diretamente a transmissão de forças ao osso peri-implantar, o que pode aumentar as taxas de complicações biológicas e comprometer o sucesso em longo prazo (HIMMLOVÁ *et al.*, 2004; PETRIE; WILLIAMS, 2005; JAVED; ROMANOS, 2015). Dessa forma, preocupações surgiram a respeito da resistência à fadiga de implantes extra estreitos (BORDIN, DIMORVAN *et al.*, 2018).

A fim de melhorar a performance biomecânica de implantes extra estreitos, diferentes materiais e/ou métodos de processamento passaram a ser utilizados na fabricação dos mesmos, dentre os quais destacam-se as ligas de titânio, como a liga de titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) (PARR; GARDNER; TOTH, 1985; DE LEONARDIS; GARG; PECORA, 1999; SHAPOFF *et al.*, 2010; CALVO-GUIRADO *et al.*, 2015). Esta liga, também conhecida como titânio grau 5, incorporou melhoras substanciais nas propriedades mecânicas dos implantes quando comparado ao titânio comercialmente puro grau 2, apresentando maior limite de escoamento (860 MPa comparado a 275 MPa do grau 2) e resistência a tração final (930 MPa contra 345 MPa do grau 2) e mantendo valores de módulo de elasticidade baixos (MCCRACKEN, 1999). Tais propriedades se mostraram fundamentais e resultaram em um aumento da probabilidade de sobrevivência sob fadiga dos sistemas de implantes fabricados em Ti-6Al-4V comparado aqueles fabricados em titânio comercialmente puro grau 2 (HIRATA *et al.*, 2015), o que seria altamente desejável em implantes extra estreitos.

Contudo, com o desenvolvimento de implantes com geometrias reduzidas (curtos e extra estreitos), surge a necessidade de fabricação e oferta de toda uma nova linha de componentes protéticos e seus itens associados (linha de transferentes, análogos, cilindros, interfaces, parafusos, etc.) estendendo amplamente a gama e a complexidade de itens no estoque de um

consultório odontológico, bem como ampliando o catálogo de produtos de cada empresa. Esse processo é responsável por um aumento no custo de produção das empresas uma vez que tais implantes são fabricados em menor escala por terem menor participação em vendas, podendo até inviabilizar o desenvolvimento de novos sistemas. Tendo isso em mente, a padronização de componentes protéticos para os diferentes sistemas de implantes seria de grande vantagem em especial para o cirurgião dentista para a simplificação das intervenções iniciais e de manutenção, onde os mesmos componentes utilizados nos implantes de diâmetro e comprimento regulares seriam utilizados nas linhas especiais de extra curto, curto, estreito e extra estreito. Ainda a facilitação na organização e estocagem de componentes nos consultórios odontológicos pelos gerentes ou auxiliares seria uma grande vantagem.

O principal motivo de existência de componentes protéticos com geometrias específicas nas linhas de implantes extra estreitos é manter a parede cervical do implante de conexão interna cônica o mais espessa possível. Entretanto, considerando a maior resistência da liga Ti-6Al-4V e o fato de esta representar 45% da produção de titânio, comparado a apenas 30% do Ti comercialmente puro (CHEN; THOUAS, 2015), é de extrema relevância a investigação da viabilidade de uso de componentes protéticos utilizados nas linhas de implante de diâmetro regular nas linhas de implante extra estreito. No entanto, considerando que haverá redução da espessura na área cervical destes implantes extra estreitos, torna-se importante investigar a probabilidade de sobrevida e em especial os modos de falha nestes cenários.

Portanto, estudo tem por objetivo avaliar as propriedades mecânicas, probabilidade de sobrevida e modo de falha de sistemas de implantes extra estreitos experimentais com diâmetro interno idêntico ao de implantes com diâmetro regular com o uso dos mesmos componentes protéticos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Implantes estreitos e extra estreitos

O posicionamento tridimensional ideal dos implantes é fundamental para o sucesso em longo prazo do tratamento, sendo que 1 mm de osso residual adjacente à plataforma do implante e 6 mm de largura alveolar horizontal, bem como 3 mm de distância entre implantes e 1,5-2,0 mm de distância entre implante e dente, são os requerimentos mínimos para implantes de plataforma regular (3,75-4,1 mm) para evitar complicações biológicas e favorecer a formação de papila (TARNOW; CHO; WALLACE, 2000; GRUNDER; GRACIS; CAPELLI, 2005).

Nesse contexto, muitos casos representariam situações clínicas desafiadoras por não apresentarem características que permitam a instalação de implantes na posição tridimensional favorável, o que comprometeria os resultados estéticos, funcionais e biológicos e, conseqüentemente, o sucesso do tratamento. Isto pode ocorrer devido a limitação da altura do rebordo alveolar pelo percurso intraósseo do nervo alveolar inferior na mandíbula (LAUTNER *et al.*, 2012) ou pela expansão do seio maxilar na maxila, relacionada a processos atróficos seguidos a perda dental. Além disso, a redução do rebordo alveolar em espessura pode impedir a utilização de implantes com diâmetro convencional, o que também pode acontecer devido a largura mesio-distal do espaço edêntulo (HOF *et al.*, 2013). De tal modo, cirurgias de reconstrução vertical e horizontal do rebordo foram amplamente indicadas para permitir a instalação de implantes dentais em casos com comprometimento anatômico acentuado (RENOUARD; NISAND, 2006). Contudo, tais procedimentos apresentam riscos e limitações, além das eventuais complicações e morbidade gerada por mais uma etapa cirúrgica envolvida no tratamento (CHIAPASCO; CASENTINI; ZANIBONI, 2009).

Com o intuito de viabilizar a instalação dos implantes em condições anatômicas diversas, foram desenvolvidos sistemas com dimensões menores que as dos implantes regulares, tanto em diâmetro (implantes estreitos) quanto em comprimento (implantes curtos) (CHO *et al.*, 2007; SIVOLELLA *et al.*, 2013; ESPOSITO *et al.*, 2015). De fato, são considerados implantes estreitos os sistemas com diâmetro menor que 3.75 mm (AL-JOHANY *et al.*, 2017), os quais têm contribuído para a reabilitação de áreas com espaço horizontal limitado, respeitando os requisitos mínimos para preenchimento por papila, além de, muitas vezes dispensarem cirurgias reconstrutivas (ANDERSEN *et al.*, 2001; ZINSLI *et al.*, 2004). Estudos prévios têm demonstrado uma redução de aproximadamente 10% da necessidade de aumentos horizontais de rebordo quando se indica implantes de plataforma reduzida (ANDERSEN *et al.*, 2001; MIJIRITSKY *et al.*, 2013). Além disso, dados de estudos clínicos demonstraram que os implantes estreitos apresentam altas taxas de sobrevida (96.9% a 100%),

com períodos de acompanhamento variando entre 1 e 7 anos (VIGOLO *et al.*, 2004; ZEMBIĆ *et al.*, 2012). Revisões sistemáticas e meta-análises reportaram resultados clínicos e radiográficos comparáveis aos de implantes regulares, mesmo em regiões posteriores (SCHIEGNITZ; AL-NAWAS, 2018; ALRABIAH, 2019).

Baseado nos resultados favoráveis obtidos por implantes estreitos, a indústria, então, motivou-se em desenvolver implantes estreitos com diferentes diâmetros, os quais poderiam ser indicados para reabilitação de cenários extremamente desafiadores, como incisivos laterais superiores e incisivos inferiores (POMMER *et al.*, 2018). Conseqüentemente, novas classificações em função do diâmetro dos implantes foram propostas, sendo que a de Al-Johani e colaboradores, em 2017 tem sido amplamente utilizada (AL-JOHANY *et al.*, 2017). Nesta, os implantes estreitos foram divididos em duas subcategorias: extra estreitos (com diâmetro menor que 3 mm) e estreitos (com diâmetro menor que 3.75 mm e maior ou igual a 3 mm). Os implantes de diâmetro extra estreitos têm sido comercializados como componentes de corpo único, os quais proporcionam maior rigidez estrutural ao sistema e simplifica o tratamento ao possibilitar cirurgias sem retalho (BIDRA; ALMAS, 2013; JAWAD; CLARKE, 2019), bem como componentes de 2 partes, implantes e componentes protéticos, os quais proporcionam maior número de possibilidades reabilitadores devido à maior variedade de componentes para reabilitação (RIZK; BADR, 2017).

2.1 Titânio e ligas de titânio em implante com diâmetro reduzido

O titânio foi descoberto no final do século XVIII, contudo, a produção industrial deste metal passou a ocorrer somente em 1948. Suas qualidades superiores levaram, quase imediatamente, ao estudo de suas aplicações médicas, culminando em estudos em animais (na década de 1950) que elucidaram a sua biocompatibilidade (BOTHE, 1940; LEVENTHAL, 1951; BEDER; EADE, 1956; GAY, 1957; BEDER; PLOGER, 1959).

O desenvolvimento do titânio como um material para implantes dentários iniciou na década de 1960. A grande maioria desses implantes é feita de titânio devido a sua excelente capacidade de adesão ao osso, resistência, módulo de Young e biocompatibilidade (PLANELL, 2009; KOIZUMI *et al.*, 2019). O titânio apresenta excelente resistência a corrosão devido a camada estável de óxido de titânio que se forma na sua superfície. Essa camada é resiliente e capaz de se regenerar, então a resistência é mantida mesmo em ambientes corrosivos como o fluido corporal. O titânio, então, apresenta alta biocompatibilidade (ASRI *et al.*, 2017). Seu ponto de fusão é de aproximadamente 1668 °C, variando de acordo com os elementos de liga. Suas propriedades mecânicas são significativamente alteradas pela presença de impurezas

como o oxigênio, carbono e nitrogênio (PARR; GARDNER; TOTH, 1985; WATAHA, 1996; ISO, 2018; KOIZUMI *et al.*, 2019). O titânio comercialmente puro é classificado em quatro graus, dependendo da quantidade de impurezas e propriedades mecânicas. O oxigênio tem um efeito importante sobre essas propriedades: quanto maior o conteúdo de oxigênio, mais forte, duro e quebradiço é o titânio (DONACHIE, 2000; KAUR; SINGH, 2019; KOIZUMI *et al.*, 2019).

O titânio é um metal de transição, cuja transformação de fase ocorre a 885 °C. Esse metal muda de uma estrutura cristalina com reticulado hexagonal compacto (fase α) para um reticulado cúbico de corpo centrado (fase β). A adição de elementos de liga ao titânio altera as temperaturas de transformação das fases α e β , dependendo do tipo de elemento (PARR; GARDNER; TOTH, 1985; KOIZUMI *et al.*, 2019).

As ligas de titânio são categorizadas em tipos α , β e $\alpha+\beta$ de acordo com a sua estrutura a temperatura ambiente. As ligas tipo α são utilizadas na indústria como ligas resistentes ao calor. As ligas tipo $\alpha+\beta$ são ligas bifásicas nas quais partículas α precipitam na fase β . O alumínio é comumente adicionado ao titânio como um α -estabilizante; ele aumenta a resistência sem comprometer muito seu alongamento e dureza. Através da adição de um β -estabilizante a liga tipo α , a liga tipo $\alpha+\beta$ resultante obtém o fortalecimento de estado sólido e capacidade de tratamento térmico da matriz de fase β (PARR; GARDNER; TOTH, 1985; WATAHA, 1996).

A seleção de biomateriais para a fabricação de implantes de diâmetro reduzido (estreitos e extra estreitos) deve considerar que a resistência de implantes e componentes protéticos podem reduzir proporcionalmente com a diminuição de suas dimensões (GIL; PLANELL; PADRÓS, 2002; GARGALLO ALBIOL *et al.*, 2008; BORDIN, DIMORVAN *et al.*, 2018). Avaliações da performance biomecânica de implantes estreitos e seus respectivos componentes protéticos têm indicado uma maior suscetibilidade ao acúmulo de danos por fadiga e, conseqüentemente, à fratura devido as dimensões reduzidas (ALLUM; TOMLINSON; JOSHI, 2008; ALMEIDA *et al.*, 2013; BONFANTE *et al.*, 2015; BONFANTE; COELHO, 2016; GRIGGS, 2017; BORDIN, DIMORVAN *et al.*, 2018). Além disso, a menor superfície de contato desses implantes influencia diretamente a transmissão de forças ao osso peri-implantar, o que pode aumentar as taxas de complicações biológicas e comprometer o sucesso em longo prazo (HIMMLOVÁ *et al.*, 2004; PETRIE; WILLIAMS, 2005; JAVED; ROMANOS, 2015). Dessa forma, preocupações surgiram a respeito da resistência a fadiga de implantes extra estreitos (BORDIN, DIMORVAN *et al.*, 2018).

Nesse sentido, a liga de titânio-alumínio-vanádio (Ti6Al4V) se destaca entre os diferentes materiais e métodos de processamento utilizados na fabricação de implantes estreitos

e extra estreitos a fim de melhorar a performance biomecânica dos mesmos (PARR; GARDNER; TOTH, 1985; DE LEONARDIS; GARG; PECORA, 1999; SHAPOFF *et al.*, 2010; CALVO-GUIRADO *et al.*, 2015; BORDIN, DIMORVAN *et al.*, 2018). Esta liga foi desenvolvida como uma liga tipo $\alpha+\beta$ para uso na indústria aeroespacial e contém 6% de alumínio como um α -estabilizante e 4% de vanádio como β -estabilizante. O Ti6Al4V apresenta propriedades mecânicas superiores ao titânio comercialmente puro grau 2, como maior limite de escoamento (860 MPa comparado a 275 MPa do grau 2) e resistência a tração final (930 MPa contra 345 MPa do grau 2), além de manter valores de módulo de elasticidade mais baixos (WATAHA, 1996; MCCRACKEN, 1999).

2.2 Fadiga acelerada progressiva

O teste de fadiga acelerada progressiva tem sido amplamente utilizado para avaliar o comportamento biomecânico de reabilitações implantossuportadas (FREITAS-JÚNIOR *et al.*, 2012; ALMEIDA *et al.*, 2013; MACHADO *et al.*, 2013; BONFANTE *et al.*, 2015; BONFANTE; COELHO, 2016), uma vez que os resultados desse tipo de estudo permitem a extrapolação do comportamento de falha de um material ou sistema clinicamente de maneira rápida (BONFANTE; COELHO, 2016).

Neste teste um espécime é sujeito a níveis incrementais de carga durante os ciclos de fadiga. Primeiro, cada espécime é submetido a carga constante durante um determinado período de tempo. A carga sobre o espécime é então aumentada fase a fase até sua falha ou suspensão. É comum a utilização de pelo menos três perfis de estresse (leve, moderado e agressivo) para esse teste, devido a necessidade de distribuição das falhas entre diferentes fases de carga, o que propicia melhor predição estatística e intervalos de confiança mais estreitos. Leve, moderado e agressivo referem-se à velocidade cada vez maior e gradual com a qual um espécime é fadigado para alcançar determinado nível de carga, significando que espécimes designados ao perfil leve serão ciclados por mais tempo para atingir a mesma carga de um espécime designado aos perfis moderado ou agressivo. Esses perfis normalmente iniciam a uma carga que representa aproximadamente 30% do valor médio da carga única a fratura e termina a uma carga aproximada a 60% do mesmo valor (BONFANTE; COELHO, 2016).

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Esse estudo teve o objetivo de analisar a probabilidade de sobrevida e os modos de falhas de sistemas de implantes extra estreitos com geometria interna, na área de conexão com os componentes protéticos, idêntica à de implantes estreitos.

Assim, as hipóteses nulas postuladas foram:

- (I) Os implantes estreitos e extra estreitos não apresentariam probabilidade de sobrevida e modos de falha significativamente diferentes.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Preparo dos espécimes

Seis diferentes configurações de um sistema de implante foram testadas no presente estudo, incluindo implantes estreitos com 3.3 mm de diâmetro (N) e extra estreitos com 2.9 mm de diâmetro (EN), ambos com pilares cimentáveis (Ce) ou interfaces de titânio (Tib) e implantes de corpo único (OP) com diâmetros de 3.0 e 2.5 mm (Medens, Itu, SP, Brasil), compondo os seguintes grupos: OP 3.0; OP 2.5; N Ce; N Tib; EN Ce e EN Tib.

Os implantes foram fixados em um delineador (B2, Bioart, São Carlos, SP, Brasil) para padronização do posicionamento e incluídos com o uso de resina acrílica de polimetilmetacrilato (Dentsply, York, PA, EUA) em uma matriz com 15 mm de diâmetro mantendo a plataforma do implante posicionada ao nível da resina acrílica (ISO 14801:2016).

Pilares cimentáveis foram instalados sobre os implantes dos grupos N Ce e EN Ce com o uso de um torquímetro digital (Tohnichi BTG150CN-S, Tohnichi America, Buffalo Grove, IL, EUA) seguindo as instruções do fabricante (25 N.cm).

Coroas padronizadas de incisivos centrais superiores foram desenhadas assentamento adequado sobre os diferentes pilares estudados e fresadas. As coroas foram cimentadas tanto sobre os pilares regulares quanto sobre as bases de titânio e implantes de corpo único com cimento resinoso dual autoadesivo (Rely X Unicem, 3M Oral Care, St. Paul, MN, EUA), de acordo com as instruções do fabricante.

Após a cimentação das coroas, as bases de titânio foram instaladas sobre os implantes dos grupos N Tib e EN Tib com o uso do torquímetro digital (Tohnichi BTG150CN-S, Tohnichi America, Buffalo Grove, IL, EUA) seguindo as instruções do fabricante (25 N.cm).

4.2 Testes mecânicos

Os espécimes (n=18/grupo) foram designados aos perfis de estresse leve (n=9), moderado (n=6) e agressivo (n=3) (BORDIN, D.; BERGAMO, E. T. P.; *et al.*, 2018), seguindo a distribuição proporcional de 3:2:1, como detalhado em outros estudos (BONFANTE; COELHO, 2016). Esses perfis são nomeados de acordo com aumento gradual de carga que os espécimes serão fadigados ao longo dos ciclos até um determinado nível de carga, significando que espécimes designados ao perfil leve passaram por mais ciclos para atingir o mesmo nível de carga de espécimes designados aos perfis moderado ou agressivo, respectivamente.

Os resultados dos testes acelerados foram analisados de forma que um comportamento de perfil de falha fosse extrapolado às condições normais (BONFANTE; COELHO, 2016).

A fadiga acelerada progressiva foi realizada no equipamento de testes dinâmicos totalmente elétrico (ElectroPuls™ E3000 Linear-Torsion System, Instron, Norwood, MA, EUA). As cargas foram aplicadas palatinamente sobre a borda incisal das coroas a 30° do longo eixo do implante utilizando o mesmo endentador plano em uma frequência de 15 Hz em água até a falha (considerada como fratura ou deformação do pilar, parafuso do pilar ou implante) ou suspensão (sem falha ao final do perfil de estresse acelerado) até a carga máxima de 500 N.

A análise dos dados consistiu na distribuição de vida subjacente para descrever os dados de fadiga coletados em diferentes níveis de estresse e uma relação de vida-estresse para quantificar a maneira como a distribuição de vida mudou ao longo dos diferentes níveis de estresse. Dessa forma, a distribuição Weibull foi escolhida para se adequar aos dados coletados nos testes de fadiga acelerada progressiva e suas funções de distribuição de probabilidade (fdp)

são dadas por $f(T) = \frac{\beta}{\eta} \left(\frac{T}{\eta}\right)^{\beta-1} e^{-\left(\frac{T}{\eta}\right)^\beta}$, onde η = parâmetro de escala e β = parâmetro de forma.

Considerando o modelo de estresse tempo-variante ($x(t)$), a relação de potência inversa (RPI) foi selecionada para extrapolar uma condição de acúmulo de danos considerando o efeito cumulativo das cargas aplicadas, comumente referido como modelo de acúmulo de danos. Em tal modelo, a RPI se dá por $x(t) = \left(\frac{\alpha}{x(t)}\right)^\eta$, onde L=dados de vida e x(t)=estresse. Assim, a RPI-Weibull fdp (onde η é substituído pela RPI) foi dada por:

$f(t, x(t)) = \beta \left(\frac{x(t)}{\alpha}\right)^n \left(\int_0^t \left(\frac{x(u)}{\alpha}\right)^n du\right)^{\beta-1} e^{-\left(\left(\frac{x(t)}{\alpha}\right)^n du\right)^\beta}$. A partir da probabilidade extrapolada, uma

variedade de funções é derivada, incluindo a confiabilidade $R(t, x(t)) = e^{-\left(\left(\frac{x(t)}{\alpha}\right)^n du\right)^\beta}$.

Estimação de parâmetros para todas as análises foi obtida através do método MLE e intervalo de confiança bilateral de 90% foi aproximado utilizando a abordagem da matriz de Fisher. Consequentemente, as curvas de probabilidade Weibull (probabilidade de falha versus número de ciclos) para cargas de 100 N foram calculadas e plotadas (Alta Pro 21, Reliasoft, Tucson, AZ, USA). A probabilidade de sobrevivência foi calculada para a conclusão de uma missão de 50.000 ciclos a 50, 100 e 150 N e as diferenças entre os grupos foram identificadas com base na não sobreposição dos intervalos de confiança.

Como o parâmetro beta calculado da probabilidade Weibull foi <1 em alguns grupos, o cálculo Weibull bi-paramétrico do módulo de Weibull, um parâmetro adimensional que mede a variabilidade dos resultados, e a resistência característica, carga na qual 63,2% dos espécimes falhariam, foi realizado utilizando a carga final à falha em fadiga (Weibull ++, Reliasoft, Tucson, AZ, USA). Um gráfico de contorno Weibull bi-paramétrico (módulo de Weibull versus

resistência característica) foi plotado para determinar diferenças entre os grupos através da não sobreposição dos intervalos de confiança.

4.3 Análise fractográfica

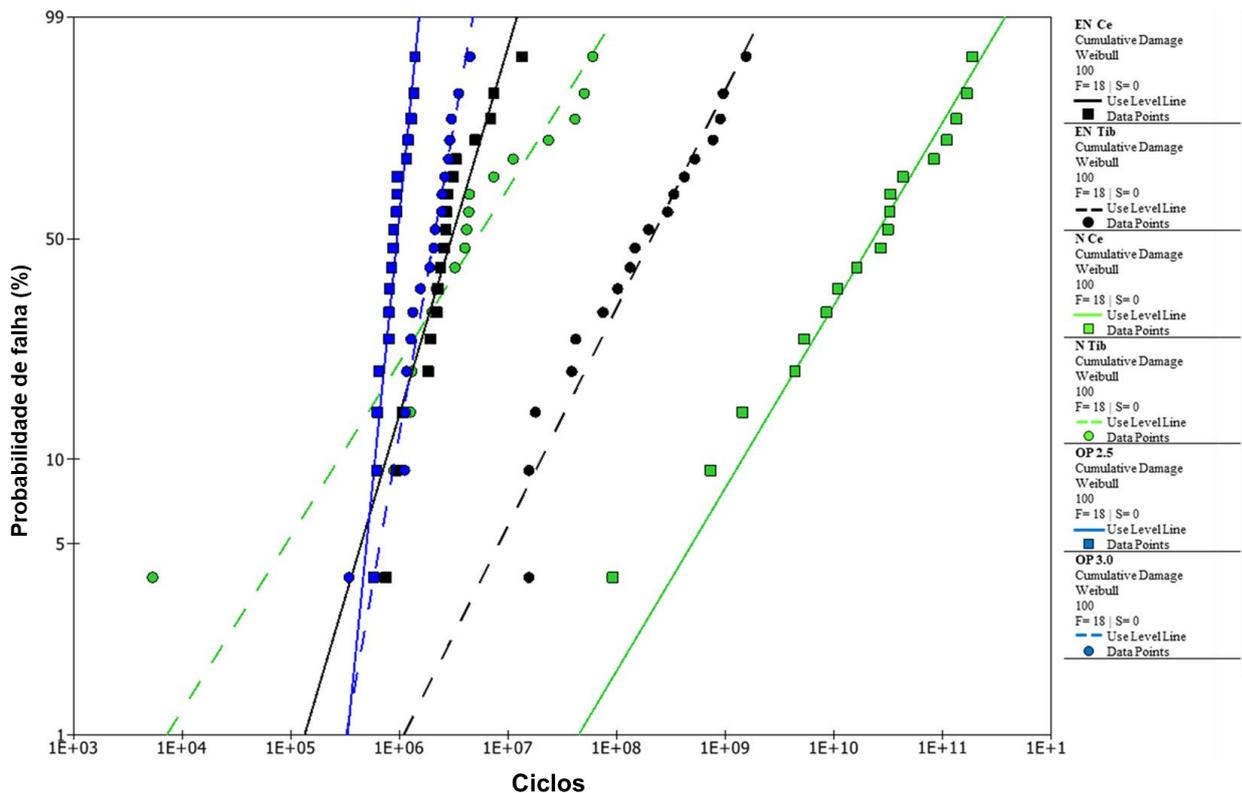
Todos os espécimes que falharam foram avaliados em estereomicroscópio de luz polarizada (AxioZoom V16, Zeiss, Oberkochen, Germany) utilizando o modo Z-stack que automatiza a obtenção de imagens ao longo do plano z e une-as dentro da mesma profundidade de foco (ZEN 2.3, PRO, Zeiss) para diagnosticar os locais e modos de falha e orientar a análise fractográfica subsequente em microscopia eletrônica de varredura (VEGA3-TESCAN, Brno-Kohoutovice, República Tcheca).

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Todas as amostras falharam durante o teste de fadiga acelerada progressiva. As curvas de probabilidade Weibull calculadas com os dados de fadiga acelerada progressiva para um nível de carga de 100 N estão plotadas na figura 1. O valor de beta (β) (Tabela 1) derivado do cálculo de probabilidade Weibull foi $\beta=2.28$ (1.58-3.27), $\beta=4.03$ (2.87-5.67), $\beta=1.36$ (0.9-2.05) para os grupos OP 3.0, OP 2.5 e EN Ce, respectivamente, indicando que as falhas foram regidas principalmente pelo acúmulo de danos durante fadiga e que tendem a aumentar com o tempo. O limite inferior do intervalo de confiança no grupo EN Ce também sugere a influência da resistência do material. Em contraste, os grupos EN Tib, N Tib e N Ce apresentaram valores médios de beta $\beta=0.8$ (0.4-1.62), $\beta=0.64$ (0.35-1.17) e $\beta=0.67$ (0.41-1.09), indicando que as falhas provavelmente foram regidas pela resistência do material em vez do acúmulo de danos e que tendem a reduzir com o tempo.

Imagem 1 – Gráfico de probabilidade Weibull para uma carga de 100 N demonstrando a probabilidade de falha (%) em função dos ciclos dos diferentes desenhos de implantes estreitos e extra estreitos



Resultados

Tabela 1 – Valores de beta para os diferentes grupos

	OP 3.0	OP 2.5	EN Tib	N Tib	EN Ce	N Ce
Limite superior	3.27	5.67	1.62	1.17	2.05	1.09
Valor de beta	2.28	4.03	0.80	0.64	1.36	0.67
Limite inferior	1.58	2.87	0.40	0.35	0.90	0.41

A probabilidade de sobrevida com intervalo de confiança de 90% calculada para missões de 50.000 ciclos a 50, 100 e 150 N é apresentada na tabela 2. Todos os grupos demonstraram alta probabilidade de sobrevida (96-100%) para missões a 50 e 100 N, que representam cargas acima da força de mordida voluntária na região anterior (HATTORI, Y. *et al.*, 2009). Um aumento de 50 N na carga provocou redução significativa (definida pela não sobreposição dos intervalos de confiança) da probabilidade de sobrevida dos grupos EN Tib (96%), N Tib (72%) e EN Ce (86%).

Tabela 2 – Valores de probabilidade de sobrevida calculados para uma missão de 50.000 ciclos sob diferentes cargas

	OP 3.0	OP 2.5	EN Tib	N Tib	EN Ce	N Ce
Limite superior	100	100	99	99	99	100
50 N	99	100	99	99	99	99
Limite inferior	99	99	99	97	99	99
Limite superior	99	100	99	99	99	99
100 N	99	99	99	96	99	99
Limite inferior	99	99	99	88	98	99
Limite superior	99	99	98	85	94	99
150 N	99	99	96	72	86	99
Limite inferior	95	99	86	52	71	95
Limite superior	66	93	40	17	1	63
200 N	51	85	13	5	0	43
Limite inferior	33	70	1	1	0	20

O módulo de Weibull e resistência característica estão demonstrados nas tabelas 3 e 4, respectivamente, e plotados em um gráfico de contorno (Figura 2). Todos os grupos apresentaram valores semelhantes para o módulo de Weibull (8.9-13.6). Os grupos OP 2.5 e OP 3.0 apresentaram os maiores valores de resistência característica (256, 244-268 N; 237, 230-245 N), sem diferença significativa entre si, contudo, todos os grupos apresentaram valores superiores às forças de mordida voluntária máximas reportadas na região anterior, aproximadamente 200 N (HELLSING, 1980).

Resultados

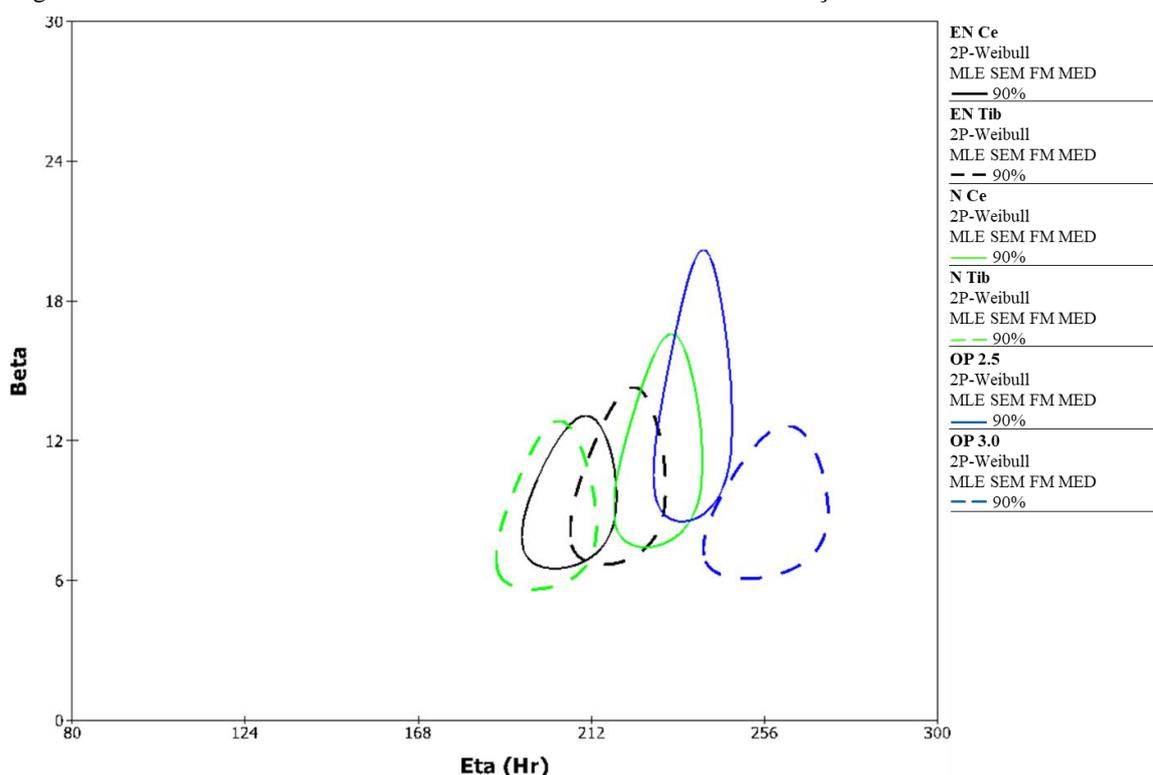
Tabela 3 – Valores de módulo de Weibull

	OP 3.0	OP 2.5	EN Tib	N Tib	EN Ce	N Ce
Limite superior	18.9	12.0	13.5	12.1	12.5	15.6
Módulo de Weibull	13.6	9.1	10.2	8.9	9.6	11.5
Limite inferior	9.8	6.9	7,6	6.5	7.4	8.5

Tabela 4 – Valores de resistência característica calculados para os diferentes grupos

	OP 3.0	OP 2.5	EN Tib	N Tib	EN Ce	N Ce
Limite superior	245	268	227	209	215	237
Resistência característica (N)	237	256	218	200	206	229
Limite inferior	230	244	210	191	197	221

Figura 2 – Gráfico de contorno demonstrando o módulo de Weibull em função da resistência característica

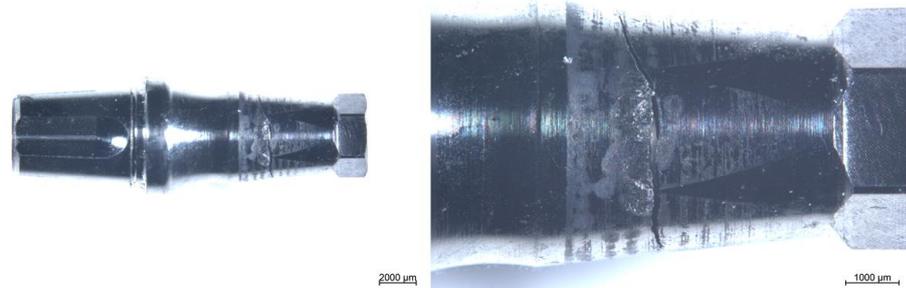


As falhas representativas estão retratadas nas Figuras 3-5. O único modo de falha observado para os grupos cimentados e com bases de titânio foi a fratura dos pilares, independente do diâmetro do implante. Já os implantes de corpo único fraturaram na região coronal próximo à interface com a coroa. Em todos os cenários, a fratura se originou na superfície lingual ao nível da conexão com o implante, onde a carga provocou tensões de tração. O estresse excedeu a resistência do material criando uma zona plástica devido ao

Resultados

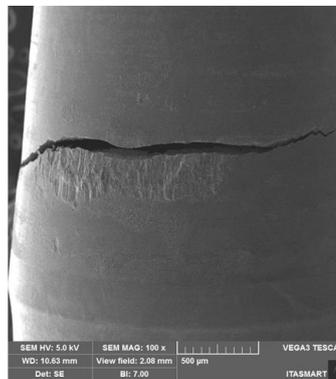
comportamento dúctil do titânio. Uma deformação plástica foi observada e a fratura se propagou para o lado oposto a origem.

Figura 3 – Modos de falha de pilares cimentados representados por fratura de pilar na área de conexão com o implante. Imagens de estereomicroscópio (a e b) e MEV (c).



(a)

(b)



(c)

Resultados

Figura 4 – Imagens de estereomicroscópio (a e b) e Mem(c) demonstrando a origem de fratura no lado lingual de base de titânio ao nível da área de conexão com o implante.

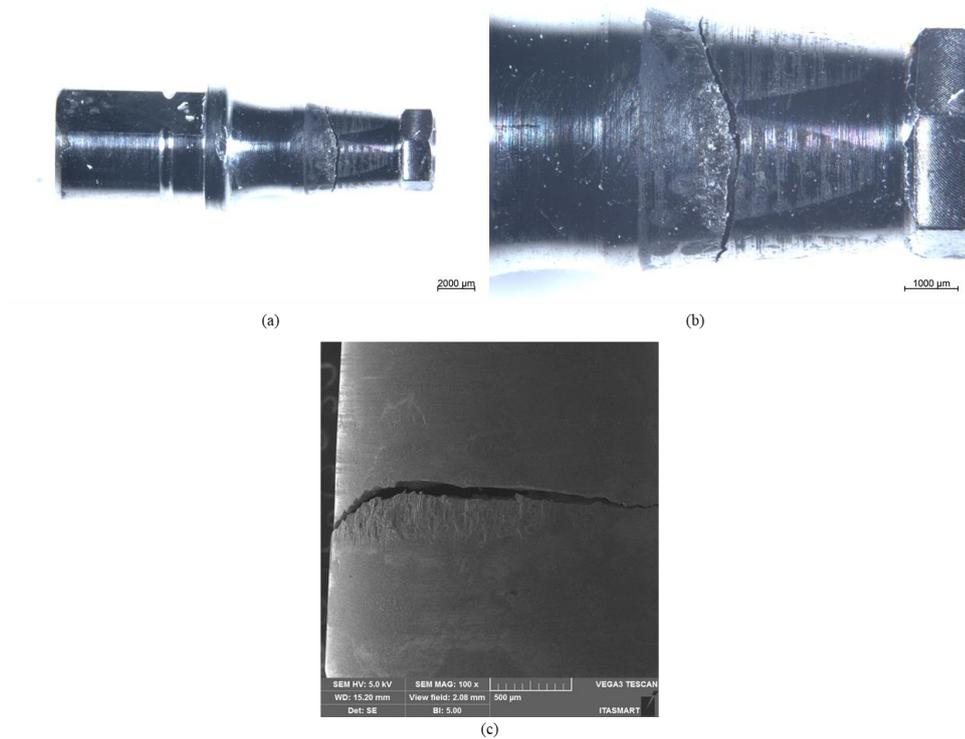
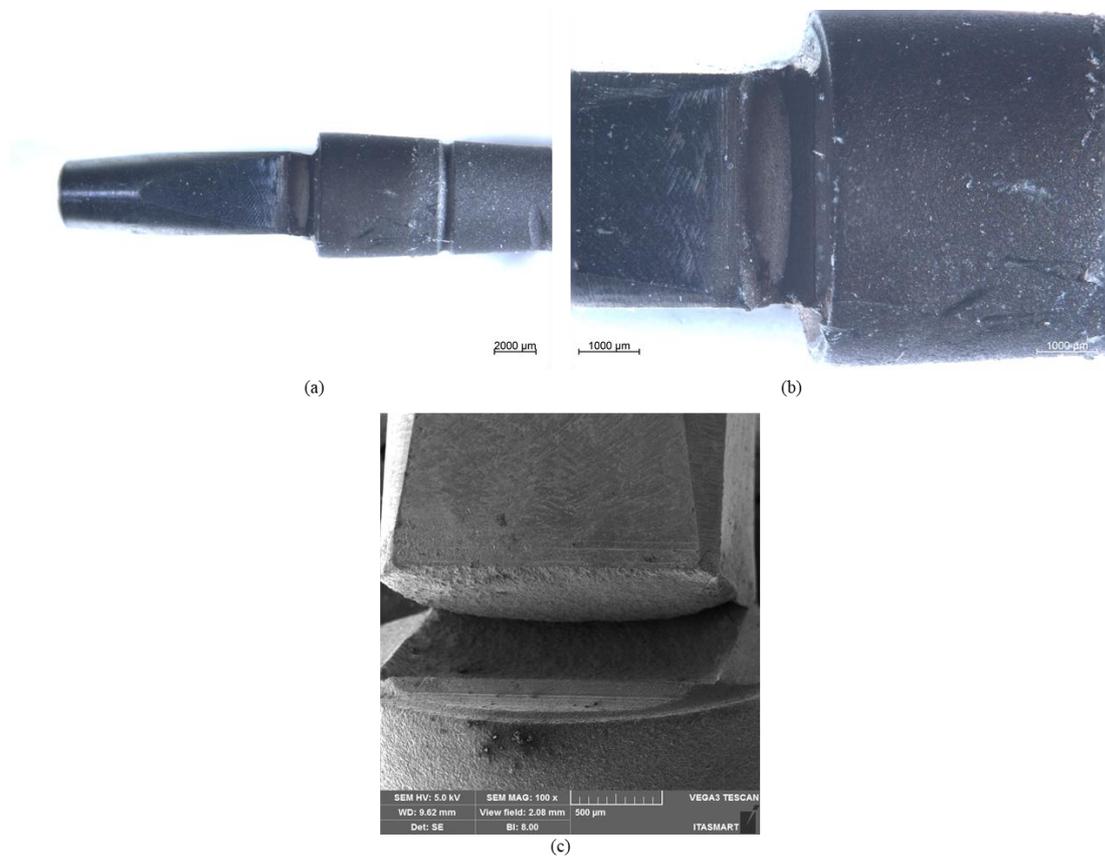


Figura 5 – Imagens de estereomicroscópio (a e b) e MEV (c) demonstrando a origem de fratura no lado lingual de implante de corpo único.



6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

O desenvolvimento de novos desenhos de implantes para atender diferentes demandas clínicas tem como consequência o aumento do portfólio de produtos das empresas e do número de componentes para seleção pelos profissionais, devido a necessidade de componentes específicos para tais implantes, aumentando custos, tornando complexo e caro as demandas de estoque nas clínicas e desencorajando muitas vezes o uso. Então, o uso de implantes extra estreitos com componentes protéticos iguais aos de implantes estreitos pode ser extremamente em especial para o profissional reabilitador bem como para as empresas.

Sabe-se que não apenas implantes estreitos, mas também seus respectivos componentes protéticos podem ser mais propensos ao acúmulo de danos e fratura devido aos seus desenhos reduzidos (ALLUM; TOMLINSON; JOSHI, 2008; BONFANTE *et al.*, 2015; FREITAS *et al.*, 2016; BORDIN, DIMORVAN *et al.*, 2018). Além disso, o uso de componente com maior diâmetro em implantes extra estreitos tem como consequência a redução da espessura das paredes dos implantes, o que pode reduzir sua capacidade de carga, aumentar a tendência ao afrouxamento do parafuso e a outras complicações mecânicas como a fratura (DITTMER *et al.*, 2011; LEE *et al.*, 2016).

Dessa forma, o presente estudo teve por objetivo estimar a probabilidade de sobrevida e determinar os modos de falha de coroas anteriores suportadas por sistemas de implantes extra estreitos com diâmetro interno compatível com componentes protéticos de implantes com diâmetro regular. Os valores de beta calculados para cada grupo demonstraram que a falha dos implantes dos grupos OP 3.0, OP 2.5 e EN Ce foram aceleradas predominantemente pela fadiga e tendem a aumentar com o tempo. Contudo, também há evidências da influência da resistência do material no grupo EN Ce baseadas nos valores do limite inferior do intervalo de confiança. Já os grupos EN Tib, N Tib e N Ce tiveram suas falhas atribuídas principalmente a resistência do material em vez do acúmulo de danos.

O módulo de Weibull é um parâmetro adimensional utilizado como um indicador da variação de resistência ou distribuição de resistência assimétrica como resultado da população de falhas dentro da estrutura de um material. Valores maiores de m indicam distribuição do tamanho de falhas mais homogêneo ao longo do material, menor dispersão de dados e, conseqüentemente, maior confiabilidade estrutural (RITTER, 1995; QUINN; QUINN, 2010). No presente estudo, todos os grupos apresentaram módulo de Weibull semelhantes, indicando confiabilidade estrutural similar, e os valores, encontrados entre 8.9 e 13.6, também corroboram com os resultados de estudos prévios avaliando diferentes sistemas de implantes estreitos sob metodologias de fadiga similares (FREITAS *et al.*, 2016; BORDIN, DIMORVAN *et al.*, 2018).

Todos os grupos apresentaram alta probabilidade de sobrevida (quase 100%) em missões estimadas de 50.000 ciclos a 50 e 100 N. Esse dado sugere que o novo desenho de implante extra estreito proposto com os componentes compatíveis pode ser uma opção confiável para a reposição de incisivos laterais e incisivos inferiores, uma vez que a força mastigatória fisiológica média dessa região varia dentro da faixa estimada (14.5 N) (HATTORI, YOSHINORI *et al.*, 2009). Além disso, todos os desenhos de implantes apresentaram valores de resistência característica (η , que indica a carga na qual 63,2% dos espécimes de cada grupo falhariam) superiores ao de força de mordida voluntária máxima reportada na literatura para incisivos, de aproximadamente 200 N (HELLSING, 1980).

A análise fractográfica mostrou que fraturas de pilar constituíram o único modo de falha para todos os grupos. A não ocorrência de fraturas de implantes sugere que a liga de titânio (Ti6Al4V), mesmo em implantes com paredes do terço coronal finas, foi efetiva em transferir as falhas para os componentes protéticos, que podem ser substituídos com facilidade, evitando a morbidade relacionada à remoção do implante fraturado e instalação de um novo. Esses dados também demonstraram que a resistência da reabilitação implanto-suportada foi limitada pela fratura do pilar, onde o alto estresse concentrado na conexão implante-pilar excedeu seu limite de escoamento enquanto os ciclos decorriam e a carga aumentava durante a fadiga levando a fratura. O uso de pilares monolíticos conectados aos implantes de conexão interna cônica tem sido sugerido para aumentar a resistência limitada dos pilares de duas peças, com potencial melhora da performance biomecânica (BORDIN *et al.*, 2017; BORDIN, D.; BERGAMO, E. T. P.; *et al.*, 2018; BORDIN, D.; WITEK, L.; *et al.*, 2018).

7 CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

A hipótese nula foi parcialmente rejeitada. Entre os grupos com bases de titânio, os implantes estreitos apresentaram probabilidade de sobrevida significativamente maior que os implantes extra estreitos para missões de 50.000 ciclos a 150 N; Já para os pilares cimentáveis, os implantes extra estreitos apresentaram maior probabilidade de sobrevida para as mesmas missões. Além disso, encontrou-se que:

1) todas as falhas foram determinadas por fratura do pilar, não havendo diferenças entre os modos de falha de implantes estreitos e extra estreitos;

2) todos os grupos apresentaram altos valores de sobrevida e resistência característica considerando-se a indicação desses implantes para regiões de incisivos.

REFERÊNCIAS

AL-JOHANY, S. S. *et al.* Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. **J Prosthodont**, 26, n. 3, p. 252-260, Apr 2017.

ALLUM, S. R.; TOMLINSON, R. A.; JOSHI, R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. 19, n. 6, p. 553-559, 2008.

ALMEIDA, E. O. *et al.* Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 28, n. 1, p. 103-108, Jan-Feb 2013.

ALRABIAH, M. Comparison of survival rate and crestal bone loss of narrow diameter dental implants versus regular dental implants: A systematic review and meta-analysis. 10, n. 1, p. e12367, 2019.

ANDERSEN, E. *et al.* A prospective clinical study evaluating the safety and effectiveness of narrow-diameter threaded implants in the anterior region of the maxilla. 16 2, p. 217-224, 2001.

ASRI, R. I. M. *et al.* Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review. **Materials Science and Engineering: C**, 77, p. 1261-1274, 2017/08/01/ 2017.

BEDER, O. E.; EADE, G. An investigation of tissue tolerance to titanium metal implants in dogs. **Surgery**, 39, n. 3, p. 470-473, Mar 1956.

BEDER, O. E.; PLOGER, W. J. Intraoral titanium implants. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, 12, n. 7, p. 787-799, 1959/07/01/ 1959.

BENIC, G. I. *et al.* Dimensions of buccal bone and mucosa at immediately placed implants after 7 years: a clinical and cone beam computed tomography study. 23, n. 5, p. 560-566, 2012.

BIDRA, A. S.; ALMAS, K. Mini implants for definitive prosthodontic treatment: A systematic review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 109, n. 3, p. 156-164, 2013/03/01/ 2013.

BONFANTE, E. A. *et al.* Effects of implant diameter and prosthesis retention system on the reliability of single crowns. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 30, n. 1, p. 95-101, Jan-Feb 2015.

BONFANTE, E. A.; COELHO, P. G. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. **Adv Dent Res**, 28, n. 1, p. 18-27, Mar 2016.

BORDIN, D. *et al.* Influence of platform diameter in the reliability and failure mode of extra-short dental implants. **J Mech Behav Biomed Mater**, 77, p. 470-474, Jan 2018.

BORDIN, D. *et al.* Fracture strength and probability of survival of narrow and extra-narrow dental implants after fatigue testing: In vitro and in silico analysis. **J Mech Behav Biomed Mater**, 71, p. 244-249, Jul 2017.

BORDIN, D. *et al.* Fatigue Failure of Narrow Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. **J Prosthodont**, 27, n. 7, p. 659-664, Aug 2018.

BORDIN, D. *et al.* Fatigue Failure of Narrow Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. 27, n. 7, p. 659-664, 2018.

BOTHE, R. J. S. G. O. Reaction of bone to multiple metallic implants. 71, p. 598-602, 1940.

BUSER, D. *et al.* 10-Year Survival and Success Rates of 511 Titanium Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface: A Retrospective Study in 303 Partially Edentulous Patients. 14, n. 6, p. 839-851, 2012.

CALVO-GUIRADO, J. L. *et al.* Marginal bone loss evaluation around immediate non-occlusal microthreaded implants placed in fresh extraction sockets in the maxilla: a 3-year study. 26, n. 7, p. 761-767, 2015.

CHEN, Q.; THOUAS, G. A. Metallic implant biomaterials. **Materials Science and Engineering: R: Reports**, 87, p. 1-57, 2015/01/01/ 2015.

CHIAPASCO, M.; CASENTINI, P.; ZANIBONI, M. Bone Augmentation Procedures in Implant Dentistry. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, 24 Suppl, p. 237-259, 01/01 2009.

CHO, S. C. *et al.* Immediate loading of narrow-diameter implants with overdentures in severely atrophic mandibles. **Pract Proced Aesthet Dent**, 19, n. 3, p. 167-174, Apr 2007.

DE LEONARDIS, D.; GARG, A. K.; PECORA, G. E. Osseointegration of rough acid-etched titanium implants: 5-year follow-up of 100 minimatic implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 14, n. 3, p. 384-391, May-Jun 1999.

DITTMER, S. *et al.* Effect of Implant–Abutment Connection Design on Load Bearing Capacity and Failure Mode of Implants. 20, n. 7, p. 510-516, 2011.

DONACHIE, M. J. **Titanium: a technical guide**. ASM international, 2000. 161503062X.

ESPOSITO, M. *et al.* Short implants versus bone augmentation for placing longer implants in atrophic maxillae: One-year post-loading results of a pilot randomised controlled trial. **Eur J Oral Implantol**, 8, n. 3, p. 257-268, Autumn 2015.

FISCHER, K.; STENBERG, T. Prospective 10-Year Cohort Study Based on a Randomized Controlled Trial (RCT) on Implant-Supported Full-Arch Maxillary Prosthesis. Part 1: Sandblasted and Acid-Etched Implants and Mucosal Tissue. 14, n. 6, p. 808-815, 2012.

FREITAS-JÚNIOR, A. C. *et al.* Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. **Dental Materials**, 28, n. 10, p. e218-e228, 2012/10/01/ 2012.

FREITAS, G. P. *et al.* Survival Probability of Narrow and Standard-Diameter Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. **Int J Prosthodont**, 29, n. 2, p. 179-185, Mar-Apr 2016.

GARGALLO ALBIOL, J. *et al.* Endosseous dental implant fractures: an analysis of 21 cases. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**, 13, n. 2, p. E124-128, Feb 1 2008.

GAY, W. I. Prosthetic replacement of the mid-shaft of the radius of the dog. **The American Journal of Surgery**, 94, n. 5, p. 741-746, 1957/11/01/ 1957.

GIL, F. J.; PLANELL, J. A.; PADRÓS, A. Fracture and fatigue behavior of shot-blasted titanium dental implants. **Implant Dent**, 11, n. 1, p. 28-32, 2002.

GRIGGS, J. A. Dental Implants. **Dent Clin North Am**, 61, n. 4, p. 857-871, Oct 2017.

GRUNDER, U.; GRACIS, S.; CAPELLI, M. Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. **Int J Periodontics Restorative Dent**, 25, n. 2, p. 113-119, Apr 2005.

HATTORI, Y. *et al.* Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. **Journal of Biomechanics**, 42, n. 10, p. 1533-1538, 2009/07/22/ 2009.

HATTORI, Y. *et al.* Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. **J Biomech**, 42, n. 10, p. 1533-1538, Jul 22 2009.

HELLSING, G. On the regulation of interincisor bite force in man. 7, n. 5, p. 403-411, 1980.

HIMMLOVÁ, L. *et al.* Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. **J Prosthet Dent**, 91, n. 1, p. 20-25, Jan 2004.

HIRATA, R. *et al.* Mechanical Evaluation of Two Grades of Titanium Used in Implant Dentistry. 30 4, p. 800-805, 2015.

HOF, M. *et al.* Esthetic evaluation of single-tooth implants in the anterior maxilla following autologous bone augmentation. 24, n. A100, p. 88-93, 2013.

ISO, I. J. I. G., Switzerland. 5832–2: Implants for Surgery-Metallic Materials-Part 2: Unalloyed Titanium. 2018.

JAVED, F.; ROMANOS, G. E. Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. **Clin Oral Investig**, 19, n. 1, p. 1-10, Jan 2015.

JAWAD, S.; CLARKE, P. T. Survival of Mini Dental Implants Used to Retain Mandibular Complete Overdentures: Systematic Review. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 34, n. 2, p. 343-356, Mar/Apr 2019.

JEMT, T. Single-Implant Survival: More Than 30 Years of Clinical Experience. **Int J Prosthodont**, 29, n. 6, p. 551-558, Nov/Dec 2016.

JEMT, T.; JOHANSSON, J. Implant Treatment in the Edentulous Maxillae: A 15-Year Follow-Up Study on 76 Consecutive Patients Provided with Fixed Protheses. 8, n. 2, p. 61-69, 2006.

KAUR, M.; SINGH, K. Review on titanium and titanium based alloys as biomaterials for orthopaedic applications. **Mater Sci Eng C Mater Biol Appl**, 102, p. 844-862, Sep 2019.

KLEIN, M. O.; SCHIEGNITZ, E.; AL-NAWAS, B. Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 29 Suppl, p. 43-54, 2014.

KOIZUMI, H. *et al.* Application of titanium and titanium alloys to fixed dental prostheses. **Journal of Prosthodontic Research**, 63, n. 3, p. 266-270, 2019/07/01/ 2019.

KREBS, M. *et al.* Long-Term Evaluation of ANKYLOS® Dental Implants, Part I: 20-Year Life Table Analysis of a Longitudinal Study of More Than 12,500 Implants. 17, n. S1, p. e275-e286, 2015.

LAUTNER, N. *et al.* Intramandibular course of the mandibular nerve; clinical significance for distraction and implantology. **Rev Stomatol Chir Maxillofac**, 113, n. 3, p. 161-168, Jun 2012.

LEE, J. H. *et al.* Effect of the Coronal Wall Thickness of Dental Implants on the Screw Joint Stability in the Internal Implant-Abutment Connection. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 31, n. 5, p. 1058-1065, Sep-Oct 2016.

LEKHOLM, U.; GRÖNDAHL, K.; JEMT, T. Outcome of Oral Implant Treatment in Partially Edentulous Jaws Followed 20 Years in Clinical Function. 8, n. 4, p. 178-186, 2006.

LEVENTHAL, G. S. TITANIUM, A METAL FOR SURGERY. 33, n. 2, p. 473-474, 1951.

MACHADO, L. S. *et al.* Implant-Abutment Connection Designs for Anterior Crowns: Reliability and Failure Modes. 22, n. 5, p. 540-545, 2013.

MCCRACKEN, M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. **J Prosthodont**, 8, n. 1, p. 40-43, Mar 1999.

MIJIRITSKY, E. *et al.* Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. **Implant Dent**, 22, n. 4, p. 394-398, Aug 2013.

ÖSTMAN, P.-O.; HELLMAN, M.; SENNERBY, L. Ten Years Later. Results from a Prospective Single-Centre Clinical Study on 121 Oxidized (TiUnite™) Brånemark Implants in 46 Patients. 14, n. 6, p. 852-860, 2012.

PAPADIMITRIOU, D. E. *et al.* Narrow-Diameter versus Standard-Diameter Implants and Their Effect on the Need for Guided Bone Regeneration: A Virtual Three-Dimensional Study. **Clin Implant Dent Relat Res**, 17, n. 6, p. 1127-1133, Dec 2015.

PARR, G. R.; GARDNER, L. K.; TOTH, R. W. Titanium: The mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 54, n. 3, p. 410-414, 1985/09/01/ 1985.

PETRIE, C. S.; WILLIAMS, J. L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. 16, n. 4, p. 486-494, 2005.

PLANELL, J. A. Bone repair biomaterials. Cambridge: Woodhead publishing 2009.

POMMER, B. *et al.* Extra-short (< 7 mm) and extra-narrow diameter (< 3.5 mm) implants: a meta-analytic literature review. **Eur J Oral Implantol**, 11 Suppl 1, p. S137-s146, 2018.

QUINN, J. B.; QUINN, G. D. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. **Dent Mater**, 26, n. 2, p. 135-147, Feb 2010.

RAVALD, N. *et al.* Long-term evaluation of Astra Tech and Brånemark implants in patients treated with full-arch bridges. Results after 12–15 years. 24, n. 10, p. 1144-1151, 2013.

RENOUARD, F.; NISAND, D. Impact of implant length and diameter on survival rates. 17, n. S2, p. 35-51, 2006.

RITTER, J. E. Predicting lifetimes of materials and material structures. **Dent Mater**, 11, n. 2, p. 142-146, Mar 1995.

RIZK, F. N.; BADR, A. Effect of One Piece Versus Two Piece Mini Implants on Bone Height of Implant Retained Mandibular Overdenture. 2017.

SCHIEGNITZ, E.; AL-NAWAS, B. Narrow-diameter implants: A systematic review and meta-analysis. **Clin Oral Implants Res**, 29 Suppl 16, p. 21-40, Oct 2018.

SHAPOFF, C. A. *et al.* Radiographic analysis of crestal bone levels around Laser-Lok collar dental implants. **The International journal of periodontics & restorative dentistry**, 30, n. 2, p. 129-137, 2010/04// 2010.

SIVOLELLA, S. *et al.* Splinted and Unsplinted Short Implants in Mandibles: A Retrospective Evaluation With 5 to 16 Years of Follow-Up. 84, n. 4, p. 502-512, 2013.

TARNOW, D.; CHO, S.; WALLACE, S. J. J. o. p. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. 71, n. 4, p. 546-549, 2000.

TEUGHEL, W.; MERHEB, J.; QUIRYNEN, M. J. C. O. I. R. Critical horizontal dimensions of interproximal and buccal bone around implants for optimal aesthetic outcomes: a systematic review. 20, p. 134-145, 2009.

TUZZOLO NETO, H. *et al.* A Comparative Analysis of Implants Presenting Different Diameters: Extra-Narrow, Narrow and Conventional. **Materials (Basel)**, 13, n. 8, Apr 17 2020.

VIGOLO, P. *et al.* Clinical evaluation of small-diameter implants in single-tooth and multiple-implant restorations: a 7-year retrospective study. 19 5, p. 703-709, 2004.

WATAHA, J. C. Materials for endosseous dental implants. **J Oral Rehabil**, 23, n. 2, p. 79-90, Feb 1996.

ZEMBIĆ, A. *et al.* Immediately restored one-piece single-tooth implants with reduced diameter: one-year results of a multi-center study. 23, n. 1, p. 49-54, 2012.

ZINSLI, B. *et al.* Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 19, n. 1, p. 92-99, Jan-Feb 2004.