CLARA FASSONI BONACHELA

**Resistência à tração entre componentes de pilar híbrido Conexão® submetido
a teste de fadiga termomecânica**

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 Reabilitação Oral
Orientador: Prof. Dr. Accácio Lins do Valle

BAURU
2018

Bonachela, Clara Fassoni

Resistência à tração entre componentes de pilar híbrido Conexão® submetido a teste de fadiga termomecânica / Clara Fassoni Bonachela – Bauru, 2018.

67 p. : il. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Accácio Lins do Valle

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

Assinatura:

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Zélia Bonachela e Wellington Bonachela e ao meu irmão Pedro Bonachela, pois são eles que me fazem seguir sempre adiante.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por me guiar e ser meu Salvador nas escolhas e caminhos que vou seguindo.

Agradeço ao orientador e co-orientador deste trabalho, respectivamente Prof. Dr. Accácio Lins do Valle e Wellington Cardoso Bonachela pela orientação e confiança em meu trabalho.

Agradeço aos Professores Doutores José Henrique Rubo e Estevan Augusto Bonfante por estarem presentes e disponíveis desde o Exame de Qualificação para esclarecimentos que precisei ao longo do meu trabalho. Também agradeço a Profª Drª Ana Carolina Morandini pela amizade e suporte intelectual.

Agradeço à Profª Drª Ana Flávia Sanches Borges e à Doutoranda Brunna Motta Ferrairo pelo apoio durante a etapa laboratorial da pesquisa conduzida.

Agradeço ao profissional Luiz Ally, pela colaboração prática minuciosa na confecção dos dispositivos e adaptações mecânicas requeridos para este trabalho.

Agradeço aos Professores da Clínica de Reabilitação Oral, em especial ao Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, pelos ensinamentos valiosos concedidos que me formaram uma cirurgiã-dentista mais preparada e por sua competência profissional admirável.

Agradeço aos meus pais, Zélia Bonachela e Wellington Bonachela, por sempre me proporcionarem tudo que eu precisei para que tivesse as melhores condições de vida e estudo, que conseqüentemente me trouxeram a um curso de Mestrado na inigualável Faculdade de Odontologia de Bauru e que me deram muito amor, suporte emocional e forças para não desistir nunca do caminho que estou trilhando para ser uma profissional de sucesso. Ao meu querido irmão Pedro Bonachela, pelo ser apoio incondicional e por ser o meu maior defensor e conselheiro em tudo que faço. À minha querida segunda mãe Rosângela Cirqueira, por uma vida inteira de dedicação à mim, completa de amor e esmero. E enfim a todos os restantes membros de minha família, que de alguma forma me apoiaram e compartilharam comigo todas as minhas conquistas.

Agradeço ao meu companheiro Pedro José Trindade de Moraes por todo suporte emocional, companheirismo e afeto, imprescindíveis para mim. Agradeço aos meus amigos, que tanto foram pacientes com minhas ausências por conta das responsabilidades, como também foram meu porto seguro, fazendo desses anos mais leves, divertidos e completos, em especial Laís Fassoni, Daniela Pasquarelli, Gabriela Guimarães, Camila Gaudêncio, Larissa Rinaldi e Ana Carolina Trindade. Em especial à minha amiga, colega de mestrado Milena Steluti Marques, pela parceria especial em todos os momentos de aprendizado e dificuldades.

***"Não aceitamos a ideia de que as coisas só possam ser pretas ou
brancas, acreditamos nos matizes(...)"***

Érico Veríssimo

RESUMO

Os pilares de próteses sobre implantes são determinantes para o sucesso final da restauração. Dentre os mais variados disponíveis no mercado, os pilares híbridos são uma proposta atual que propõe associar otimização da estética com performance biomecânica de qualidade à longo prazo.

Sendo assim, o objetivo desse estudo foi verificar a resistência à tração entre os componentes do pilar híbrido parafusado Precision Link® (Conexão®) após ensaio de fadiga térmica e mecânica, através de uma metodologia inovadora proposta pelos autores.

Foram utilizados 33 Conjuntos Precision Link $\varnothing 3,5$ NP + Copping de Zircônia Base para Acrescentar $\varnothing 3,5$ (Conexão), distribuídos em 3 grupos de 11 espécimes, nomeados de acordo com o número de ciclos mecânicos aos quais foram submetidos durante o teste de fadiga (Grupo Controle [G CONTROLE], Grupo de 240 000 ciclos [G1] e Grupo de 480 000 ciclos [G2]). Após o ensaio de fadiga termomecânica, os pilares foram submetidos a teste de tração, por meio de um dispositivo desenvolvido exclusivamente para esse trabalho, adaptado em uma máquina de ensaios universal.

Os dados de resistência a tração foram submetidos à análise estatística através da análise de variância a 1 critério e Teste de Tukey para comparações individuais, mediante à qual foi identificada diferença estatisticamente significativa entre G1 e G CONTROLE e G1 e G2, tendo G1 demonstrado valores de resistência a tração menores que os outros grupos (Valores médios: G CONTROLE= 58,172 N, G1= 46,181 N, G2= 64,725 N).

Pode-se concluir que a metodologia proposta para esse estudo, com o desenvolvimento de um dispositivo específico de tração é efetiva para identificar os valores de resistência à tração dos componentes de pilares híbridos parafusados Precision Link® (Conexão®) e a exposição aos ciclos termomecânicos testados no ensaio de fadiga influencia nos valores de tração entre os mesmos, primeiro diminuindo-os e depois aumentando-os de volta possivelmente por conta do fenômeno de degradação em baixa temperatura nos componentes de zircônia.

Palavras-chave: Implante Dentário. Estresse mecânico. Resistência à Tração

ABSTRACT

Tension strenght between the two pieces of the hybrid abutment Conexão® after thermomechanical fatigue test

Implant abutments have a key role in the success of dental rehabilitations. Among other options, hybrid abutments are a new option that can associate esthetic achievements with efficient long-term biomechanical performance.

The purpose of this study was to verify the tension strenght between the components of the screw-retained hybrid abutment Precision Link® (Conexão®) after thermomechanical fatigue test, using an innovative approach.

Thirty-three samples of Precision Link (d)3,5 NP + Zirconia Coping Add Base (d)3,5 (Conexão) were divided in three groups of eleven specimens each. The groups were divided by the number of mechanical cycles (Control Group [CONTROL G], Group of 240 000 cycles [G1] and Group of 480 000 cycles [G2]). After the thermomechanical fatigue test, the abutments were submitted to a tension strenght test in a specific device designed by the authors for this study. The referred device was coupled to an universal testing machine.

Statistic analysis (ANOVA-1 e Tukey Test) showed G1 had statistical significative lower values of tension strenght than CONTROL G and also than G2. (Mean values: CONTROL G= 58,172 N, G1= 46,181 N, G2= 64,725 N)

In conclusion, the methodology proposed for this study was effective in identifying the tension strenght values between the components of the screw-retained hybrid abutment Precision Link® (Conexão®). Also, the thermomechanical fatigue test influenced in the tension strenght values, first reducing the values of tension strenght, then increasing them back, by the transformation of phase of zirconia exposed to a wet environment.

Keywords: Dental Implant-Abutment Design. Mechanical Stress. Tensile Strength

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	17
2.1 Pilares de Implantes.....	17
2.2 Complicações possíveis em pilares híbridos.....	19
2.2.1 Inerentes à zircônia.....	19
2.2.2 Perda do parafuso do pilar.....	21
2.3 Pilar híbrido Precision Link® (Conexão®).....	22
2.4 Interface zircônia-titânio / teste de tração.....	22
2.5 Proposta do estudo.....	24
3 PROPOSIÇÃO.....	27
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	31
4.1 Preparo dos espécimes para teste de fadiga termomecânica.....	31
4.2 Teste de fadiga termomecânica.....	33
4.3 Preparo do implante modificado.....	35
4.4 Preparo dos espécimes para teste de tração.....	39
4.5 Teste de tração.....	40
4.6 Análise estatística.....	42
5 RESULTADOS.....	45
5.1 Teste de resistência à tração.....	45
5.2 Análise em microscopia eletrônica de varredura.....	48
6 DISCUSSÃO.....	53
7 CONCLUSÃO.....	59
REFERÊNCIAS.....	63

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

O aumento da demanda por produtos com melhor performance mecânica e estética por parte dos profissionais e pacientes na área da Odontologia Reabilitadora alcançou o campo dos pilares sobre implantes. O aperfeiçoamento demandado da forma e cor dos pilares levou ao desenvolvimento de pilares inteiramente confeccionados em cerâmica e mais atualmente de pilares híbridos, os quais têm utilizado o titânio para a conexão com o implante sobre o qual se adapta uma estrutura cerâmica, com o intuito de evitar a possibilidade de fraturas observadas nos pilares totalmente cerâmicos (MIEDA, M. et al., 2018). Os pilares híbridos, de maneira geral, são formados por um componente metálico responsável pela conexão com o implante e um componente em cerâmica, mais comumente zircônia, sendo unida a ele através de fricção entre ambos ou por intermédio de algum tipo de cimento (KIM, J. S. et al., 2013).

Os tipos de pilares, seu material, durabilidade e sua forma de conexão com os implantes devem ser considerados uma vez que as complicações inerentes aos componentes das próteses sobre implantes ainda não foram totalmente eliminados (CORAY, R.; ZELTNER, M.; ÖZCAN, M., 2016).

A perda do parafuso dos pilares é um dos principais problemas associados com as próteses sobre implantes, tendo sido demonstrado que 43% das mesmas ocorre durante o primeiro ano em função e uma vez com torque perdido, fica sujeito à fratura. Acredita-se que pilares relacionados com implantes através de conexões internas apresentem menos esse tipo de complicação protética, entretanto não há comprovação científica na literatura, uma vez que também é um evento de origem multifatorial (PARDAL-PELÁEZ, B.; MONTERO, J., 2017).

Outra problemática comum sobre os pilares é a fratura dos componentes cerâmicos por sobrecarga mastigatória. Devido à alta dureza e friabilidade da zircônia, pode haver concentração de tensões na região de contato entre a zircônia e qualquer outro componente metálico (seja a base metálica do pilar, seu parafuso ou a própria conexão com o implante). Um pequeno grau de liberdade rotacional combinado com uma pequena desadaptação pode levar à grande concentração de estresses que levam à perda dos componentes (ABOUSHELIB, M. N.; SALAMEH, Z., 2009). Além

disso, presente na cavidade oral, frente a estresses e a presença de umidade, a zircônia pode estar sujeita à degradação em baixa temperatura, podendo prejudicar suas propriedades mecânicas ao longo do tempo (PEREIRA, G. K. R. et al., 2015).

Sujeitos a essas complicações protéticas, os pilares híbridos do tipo unidos por fricção têm nessa seu sistema de travamento grande responsabilidade no sucesso a longo-prazo, o qual não tem sido comumente estudado na literatura. Recentemente foi lançado no mercado um pilar híbrido de fricção denominado Precision Link (Conexão Sistemas de Prótese Ltda, Arujá/SP - Brasil), formado por um componente fabricado em titânio e outro em zircônia, unidos de maneira altamente precisa em seu sistema de travamento, com tolerância praticamente nula (5 micrômetros), sendo ambos fixados ao implante através de um único parafuso passante. Devido a essas características, sugere-se garantia máxima estética associada à precisão de adaptação, que, além das razões biológicas, é importante para evitar micromovimentações e possível perda ou fratura do pilar (SUI, X et al., 2014).

Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à tração entre os componentes do pilar híbrido parafusado Precision Link® (Conexão®) após ensaio de fadiga térmica e mecânica para simulação das condições em cavidade bucal.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Pilares de Implantes

As restaurações implantossuportadas unitárias vêm se popularizando tanto entre os cirurgiões-dentistas como entre os pacientes, demonstrando excelentes taxas de sobrevivência, as quais podem ser comprovadas por estudos clínicos (MUDDUGANGADHAR, B. et al., 2015). Sabe-se que o sucesso do tratamento com implantes não depende somente do sucesso na osseointegração, mas também da integração perfeita do complexo implante-pilar-coroa aos tecidos peri-implantares circundantes e ao restante do arco dentário (ALSAHHAF, A. et al., 2017), que influencia diretamente na estética peri-implantar determinada pela morfologia e pela aparência do tecido mole peri-implantar (PARK, A. et al., 2007).

Os primeiros pilares que surgiram no mercado foram os pré-fabricados em titânio e são até hoje amplamente utilizados devido à sua biocompatibilidade e às suas excelentes propriedades mecânicas (KIM, J. S. et al., 2013). Sendo um material dúctil, o titânio é capaz de tolerar bem forças compressivas e de tensão. Antes de fraturar, ele sofre deformação elástica, seguida de plástica (SAILER, I. et al., 2009 (a)), sendo capaz de suportar próteses fixas sobre implante por um longo prazo (FOONG, J. K. W. et al., 2013).

Por sua vez, o pilar pré-fabricado apresenta a limitação de não se adaptar bem às situações clínicas com grande diferença entre o diâmetro do implante e da coroa protética. Nesses casos o pilar não consegue fornecer um perfil de emergência adequado, pois não é capaz de seguir a curvatura do tecido mole e essa função acaba sendo transferida para a coroa protética, que necessita ser confeccionada com sobrecontorno e margens muito profundas na mucosa, o que dificultaria por sua vez a etapa de cimentação (GLAUSER, R. et al., 2004).

Visando corrigir esse problema estético e funcional, surgiram os pilares personalizados, que podem criar um perfil de emergência mais adequado para a coroa e possibilitam o posicionamento levemente subgingival das margens (SAILER, I. et al., 2007). Esta condição é importante sobretudo em dentes

anteriores, muitas vezes associados à linha do sorriso alta em alguns pacientes, nos quais a interface entre a margem gengival e os componentes protéticos se torna facilmente visível (SAILER, I. et al., 2007) por meio da alta transmissão da luz nessas áreas críticas de interface entre a margem gengival e os componentes protéticos (GEHRKE, S. A. et al., 2016), possibilitando uma comparação visual direta da prótese sobre implante com o dente natural adjacente (GLAUSER, R. et al., 2004).

Mesmo personalizados, os pilares de titânio ou metálicos podem prejudicar o resultado estético devido à sua coloração cinza (SAILER, I. et al., 2009 (b)) em casos específicos, como: (1) altura gengival insuficiente para recobrir a interface coroa-pilar; (2) perda óssea marginal associada a recessão do tecido gengival (GEHRKE, S. A. et al., 2016); (3) presença de tecido gengival delgado incapaz de bloquear a luz refletida da superfície metálica (ARAMOUNI, P. et al., 2008); (4) instalação do implante próximo ao osso cortical labial ou superficialmente no osso alveolar (FOONG, J. K. W. et al., 2013).

A fim de otimizar a estética mucogengival, o uso de pilares confeccionados em cerâmica foi sugerido (ALSAHHAF, A. et al., 2017). Os pilares em cerâmica são capazes de alcançar ótima estética mucogengival (ARAMOUNI, P. et al., 2008), uma vez que apresentam coloração mais próxima ao dente (GLAUSER, R. et al., 2004) e funcionam como ótima opção para as regiões anteriores e de pré-molares, as quais demandam maior estética (SAILER, I. et al., 2009 (a)).

Os primeiros pilares totalmente cerâmicos foram introduzidos por Ingber A. e Prestipino V, 1991, sendo confeccionados de óxido de alumínio altamente purificado e densamente sinterizado (99,5%) (STIMMELMAYR, M. et al., 2013), para implantes Branemark (Nobel Biocare) (GLAUSER, R. et al., 2004), devido às propriedades físicas favoráveis dessa cerâmica (PRESTIPINO, V.; INGBER, A., 1993) Esses pilares eram feitos manualmente para se adequar anatomicamente a cada sítio individualmente. Estudos in vitro demonstraram uma alta resistência à fratura, mas estudos clínicos relataram fraturas em 7% das coroas unitárias e 1,9% das próteses fixas implantossuportadas.

Na busca por um material cerâmico para um pilar com melhores propriedades físicas, a zircônia estabilizada por ítria foi introduzida em 1996 (SAILER, I. et al., 2009 (a)). Ao associar satisfatória resistência à fratura (resistência à fratura e a

forças de tensão de aproximadamente o dobro da alumina (STIMMELMAYR, M. et al., 2013)), propriedades ópticas melhores que o titânio, excelente biocompatibilidade e possibilidade de aprimoramento do desenho intrasulcular (GEHRKE, S. A. et al., 2006), a zircônia se popularizou no meio da implantodontia (SAGIRKAYA, E. et al., 2012).

Caracterizada quimicamente por um óxido radiopaco, insolúvel em água, não citotóxica, com baixo potencial de adesão bacteriana e baixo potencial corrosivo, é o material de escolha na área da Odontologia inclusive para pilares de implantes (ZEMBIC, A. et al., 2013).

Estudos clínicos comprovam a eficiência dos pilares de zircônia. Sailer relatou 100% de sobrevivência de pilares de zircônia personalizados para coroas unitárias de caninos em um ano (STIMMELMAYR, M. et al., 2013). Glauser et al., 2004 também demonstraram em estudo clínico, uma taxa de 100% de sobrevivência de pilares de zircônia após 4 anos (SAILER, I. et al., 2007). Em estudo retrospectivo mais recente, com observação de 12 anos, também foi comprovada a eficiência desse tipo de pilar, demonstrando taxas de sucesso e sobrevivência para restaurações unitárias anteriores variando em torno de 90% (PASSOS, S. P. et al., 2016). Entretanto, apesar do sucesso clínico relatado, casos de fratura dos pilares de zircônia também foram relatados (KIM, J. S. et al., 2013), uma vez que a zona de contato direto do pilar cerâmico com o implante é suscetível à trincas e/ou fraturas (CHUN, H. et al., 2015), consistindo em sua zona mais fraca (SUI, X. et al., 2014).

Diante dessa problemática, surgiram os pilares híbridos, que consistem em um elemento transmucoso de zircônia e outro elemento de titânio ou de outro metal responsável pela conexão com o implante (ZANDSPARSA, R.; ALBOSEFI, A., 2016). Este segundo componente metálico promoveria uma interface mais resistente ao substituir o ponto de contato entre o pilar de zircônia e o implante. Desse modo, os pilares híbridos propõem melhorar a performance mecânica geral do sistema, enquanto mantêm a estética satisfatória (SILVA, N. et al., 2016).

2.2 Complicações possíveis em pilares híbridos

2.2.1 Inerentes à zircônia

A zircônia pura é um cristal polimórfico que pode ser encontrado em três diferentes formas alotrópicas, dependendo da temperatura: monoclínica (em temperaturas até 1170 °C), tetragonal (de 1170 até 2370 °C) e cúbica (2370 °C até o ponto de fusão) (BARTOLO, D et al., 2017). A adição de estabilizadores como óxidos de ítria e cerium previnem a transformação de fase e mantêm os cristais de zircônia na sua forma mais estável tetragonal em temperatura ambiente (DENRY, I.; KELLY, J. R., 2008). A zircônia utilizada na Odontologia é normalmente estabilizada por ítria (CHEVALIER, J.; GREMILLARD, L.; DEVILLE, S., 2007), exibindo propriedades mecânicas, estabilidade química e dimensional superiores comparadas a outras cerâmicas (PEREIRA, G. K. R et al., 2015).

Esse material, entretanto, está sujeito a um fenômeno denominado degradação em baixa temperatura, o qual acontece com a zircônia em ambiente úmido. Há uma transformação da fase tetragonal para a monoclínica, a qual causa microfraturas e diminuição da resistência e densidade do material (PEREIRA, G. K. R et al., 2015). Esse fenômeno acontece inicialmente nos grãos mais superficiais, onde água vai se incorporando entre os grãos de zircônia devido ao preenchimento das vacâncias de oxigênio e depois continua para o interior da estrutura do material (CHEVALIER, J.; GREMILLARD, L.; DEVILLE, S., 2007). Geralmente descreve-se que se dá em temperaturas de 200 a 300 °C, mas também pode acontecer em situações *in vivo*, bem como a transformação de fase se dá quando a zircônia é exposta a estresse mecânico. Sendo assim, exposta a carga cíclica (como a mastigação) e ao ambiente oral, úmido, a resistência à fratura desse material pode ser comprometida (NAKAMURA, K. et al., 2015).

Os pilares de implantes, portanto, uma vez expostos ao ambiente oral e carga mastigatória estariam sujeitos a essa transformação de fase e suas inerentes consequências (ZEMBIC, A. et al., 2013).

Outro fator que pode estar associado às falhas seria a zircônia se fraturar no momento em que for submetida à forças de tensão que excedam os limites conferidos pela sua alta dureza, pois mais especificamente sobre sua utilização em pilares, estresses são gerados principalmente nos pontos de contato entre os componentes seus componentes, podendo levar à fratura (ABOUSHLIB, M. N.; SALAMEH, Z., 2009).

2.2.2 Perda do parafuso do pilar

A perda dos parafusos dos pilares é uma complicação muito frequente relacionada às próteses implantossuportadas (FEITOSA, P.C.P. et al., 2013). Em estudo comparativo das taxas de sucesso e complicações em próteses fixas dentossuportadas com implantossuportadas e coroas unitárias de ambos os tipos, relatou-se que esse tipo de complicação é o segundo em ordem de frequência de complicações técnicas, perdendo apenas para a fratura do material de cobertura da prótese (PJERTUSSON, B. E. et al., 2004).

No momento do parafusamento do pilar, a força de aperto, também conhecida como pré-carga, é gerada por um torque rotacional que alonga o parafuso, promovendo uma junção estável entre parafuso e pilar (PARK, A. et al., 2010).

Por conta de forças externas, como a mastigação, segundo Bickford, ocorre um deslizamento das roscas que contribui para liberar parte da tensão desse estiramento, diminuindo a sua pré-carga e depois, devido a continuidade da perda da pré-carga até abaixo de um nível crítico, as roscas podem rotacionar (desrosqueamento) perdendo sua função (CIBIRKA, R. M. et al., 2001).

Também é sugerido que a presença de pequenos desajustes entre implante e pilar, bem como entre o próprio parafuso e o pilar, podem levar a perda do parafuso, uma vez que sobrecargas de tensão e compressão podem ser a ele direcionadas nesses casos (BARBOSA, G. A. S. et al., 2008).

Para diminuir esse problema, já foram sugeridos muitos mecanismos como componentes antivibracionais como géis de silicone ou vedantes de rosca, mecanismos de travamento nos componentes, mecanismos de controle de torque e mudança no desenho da conexão (MCGLUMPHY E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J., 1998)

Sugere-se que a perda de parafusos pode ser influenciada também por fatores como o tipo de conexão com o implante, sendo a cônica preferível às demais por apresentar menor estresse sobre suas estruturas, principalmente sobre os parafusos, visto que a porção cônica protege a estrutura de sobrecargas (TUNES, F. S. M. et al., 2015).

Os cuidados básicos necessários para reduzir a ocorrência dessa complicação seriam apertar o parafuso da conexão com o torque recomendado pelo fabricante

(TUNES, F. S. M. et al., 2015), submetendo suas roscas apenas a pré-carga e não às tensões de montagem dos componentes e também garantir assentamento correto e passividade clínica dos parafusos (ELIAS, C. N. et al., 2016).

2.3 Pilar híbrido Precision Link® (Conexão®)

Aparecendo pela primeira vez 2015 em um dos maiores encontros de Implantodontia do Brasil, o Precision Link® (Conexão®) foi lançado com a proposta de ser um pilar híbrido de alta performance. É composto por um componente em titânio (titânio ASTM F67 Grau 4 - Titânio Hard) e um componente em zircônia (3Y-TZP-HIP), unidos por fricção e estabilizados à plataforma dos implantes através de um único parafuso. A porção em titânio, denominada Link, apresenta-se com um hexágono externo em sua superfície, ao qual se ajusta perfeitamente uma base de zircônia, cuja precisão de travamento permite tolerância inicial na ordem de 5 micrômetros.

O sistema apresenta ajuste tal que, sob ensaio de fadiga, a folga desprezível obtida influenciou no aumento da resistência mecânica do conjunto, pois há maior área de contato entre as diferentes partes do conjunto, o que aumenta melhora a distribuição de forças e redução das tensões nas interfaces. O significado clínico desse ótimo ajuste se expressaria em estabilidade do sistema e união entre as partes durante a função mastigatória, proteção dos parafusos contra sobrecargas e aumento da longevidade do sistema com garantia biológica (ELIAS, C. N. et al., 2016).

2.4 Interface zircônia-titânio / teste de tração

Os pilares híbridos são formados por dois componentes, sendo um deles uma porção em titânio, responsável pela conexão com o implante, à qual se relaciona uma porção em zircônia adaptada por fricção ou adesão (KIM, J. S. et al., 2013).

Diferentes trabalhos foram conduzidos para avaliar confiabilidade de diferentes tipos de cimento cimentos utilizados para união entre os componentes, métodos de

tratamento de superfície e espaço para cimentação ideais, submetendo os pilares híbridos a diferentes condições de fadiga termomecânica e depois a teste de tração (MEHL, C. et al., 2018; GERKHE, P. et al., 2014)

Para melhorar a adesão entre o titânio e a zircônia dos pilares também foi estudada o tipo de união mais estável à respeito das margens, se em formato de ombro, chanfrado ou "back-taper", dentre as quais esta última preveniu melhor contra danos e dissolução de cimento, sugerindo-se portanto garantir melhor estabilidade a longo-prazo do que os demais tipos de margens, bem como proteger contra peri-implantite (MIEDA, M. et al., 2018).

Contudo, trabalhos sobre pilares híbridos de fricção foram realizados apenas com objetivo de averiguar sua resistência à fratura (CHUN, H. et al., 2015; STIMMELMAYR, M. et al., 2013; SAILER, I. et al., 2009 (a)) comparando-as ou não com pilares inteiramente fabricados em zircônia e/ou titânio.

Sobre o pilar Precision Link (Conexão) especificamente, um trabalho foi conduzido com objetivo de aferir a precisão de encaixe no sentido biológico e na sua importância frente à sua resistência à fratura, deixando de analisar seu significado em relação à resistência à tração oferecida ao longo do tempo sob simulação de carga mastigatória (ELIAS, C. N. et al., 2016).

Sabe-se que a precisão de encaixe entre os componentes é capaz de diminuir a possibilidade de desadaptação e de liberdade rotacional, o que pode subtrair a geração de excessivo estresse na região do parafuso criando instabilidade (SUI, X. et al., 2014). Uma tolerância de hexágono para hexágono mais precisa melhora a distribuição de forças, permite menor movimento entre os componentes e reduz o potencial de perda do parafuso (CIBIRKA, R. M. et al., 2001).

Sabe-se entretanto que a zircônia, por ser um material elevada dureza, pode desgastar materiais de menor dureza como o titânio quando em contato íntimo, possivelmente criando pequenas desadaptações (ALMEIDA, P. J. et al., 2016; GEHRKE, S. A. et al., 2016).

Logo, sob carga mastigatória haver concentração de forças nas diferentes interfaces que apresentem um mínimo de desadaptação e isso poderia levar à perda dos componentes (ABOUSHLIB, M. N.; SALAMEH, Z., 2009), incluindo-se o parafusos dos pilares.

Sendo assim, a fricção entre os componentes do pilar, uma vez que não há cimento interposto, se torna a única forma de retenção e consequente permanência desses

tipos de pilares em função, a qual deve ser, pois, avaliada em longo-prazo.

2.5 Proposta do estudo

Uma vez expostas as possíveis complicações sujeitas a esse tipo de pilar de implante, propôs-se o presente estudo, que teve por objetivo avaliar a confiabilidade desse sistema de travamento ao longo do tempo indiretamente a partir da obtenção dos valores de resistência à tração entre os componentes do pilar híbrido Precision Link® (Conexão®) após ensaio de fadiga termomecânica.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência à tração entre os componentes do pilar híbrido Precision Link® (Conexão®) através de um dispositivo desenvolvido especificamente para esse trabalho após ensaio de fadiga térmica e mecânica.

As hipóteses testadas nesse estudo foram:

- H_1 : o novo dispositivo desenvolvido para teste de tração entre os componentes do pilar híbrido Precision Link é efetivo
- H_2 : a quantidade de ciclos mecânicos e térmicos a que são submetidos diminuem os valores de resistência à tração dos pilares.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Preparo dos espécimes para teste de fadiga termomecânica

Foram utilizados para esse trabalho 33 pilares híbridos parafusados Precision Link® (Conexão® Sistemas de Prótese Ltda. Arujá/SP - Brasil) e 23 implantes Parafusos Corticais Master Flash HI Porous NP 3,5x13 (Conexão Sistemas de Prótese Ltda. Arujá/SP - Brasil) (Figs. 1 e 2).

Fig.1

Fig.2

Os pilares foram numerados de 1 a 33 e, com o auxílio de um programa de aleatorização, foram distribuídos em 3 grupos, contendo 11 espécimes cada. Um dos implantes foi separado para modificação necessária ao teste de tração, já os demais implantes, considerando que o grupo controle não participa do teste de fadiga, foram distribuídos aleatoriamente entre os outros 2 grupos, contando 11 espécimes em cada. Os grupos foram nomeados de acordo com o número de ciclos aos quais foram submetidos durante o teste de fadiga mecânica: Grupo Controle (G CONTROLE), Grupo de 240 000 ciclos (G1) e Grupo de 480 000 ciclos (G2).

A partir de um espécime inicial confeccionado como mostram as Figuras 3a- 3d, os pilares e implantes pertencentes aos grupos 1 e 2 tiveram sua montagem realizada com auxílio de uma matriz de silicoma de adição (Figs. 4a-4b) especificamente fabricada para fixá-los a bases cilíndricas de resina acrílica (20 mm de diâmetro x 14 mm de altura) em angulação de 30°. O posicionamento dos implantes foi realizado

de forma que permanecessem com 3 mm de sua porção mais cervical expostos fora da base de resina acrílica (Figs. 5a-5f). Esse esquema de montagem está de acordo com as especificidades indicadas pela norma ISO 14801:2016 para simulação de situações de pior prognóstico. Os pilares foram parafusados aos implantes com torque de 30 N, como indicado pelo fabricante.

Fig.3a

Fig.3b

Fig.3c

Fig.3d

Fig.4a

Fig.4b

Fig.5a

Fig.5b

Fig.5c

Fig.5d

Fig.5e

Fig.5f

4.2 Teste de fadiga termomecânica

Os espécimes foram então submetidos a teste de resistência à fadiga em máquina de ciclagem termomecânica (Biocycle®, Biopdi® - Laboratório de Materiais Odontológicos, Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo) sob carga dinâmica de 0-49N (ELSAYED, A. et al., 2018; TRUNINGER, T. C. et al., 2012), a uma frequência de 2 Hz (Fig. 6). Acredita-se que essa carga representa o valor médio das forças mastigatórias na dentição anterior (ALSAHHAF, A. et al., 2017; KERN, M.; STRUB, J. R.; LÜ, X. -Y., 1999). As quantidades de 240 000 e 480 000 ciclos foram escolhidos para simular 1 e 2 anos de uso clínico (OBERMEIER, M. et al., 2017; KAMMERMEIER, A. et al., 2016; NAKAMURA, K. et al., 2015).

Fig.6

A carga foi aplicada através de edentador metálico, em formato de hemiesferas (raio de 3,18 mm) na região mais superior do pilar, correspondente à Base de Zircônia (Fig. 7). A carga aplicada diretamente no pilar e o edentador hemiesférico metálico foram parâmetros utilizados a fim de facilitar comparação com demais trabalhos descritos na literatura (CORAY, R.; ZELTNER, M.; ÖZCAN, M., 2016; STIMMELMAYR, M. et al., 2013).

Fig.7

O teste foi realizado com os espécimes submersos em água (Fig. 8), sob variação de temperatura em 5 e 55 °C, as quais simulam os extremos de temperatura na cavidade oral (em ciclos de 120 segundos, também com a finalidade de facilitar comparação entre estudos (ALSAHHAF, A. et al, 2017; ROSENTRITT, M. et al, 2014), sendo o tempo de enchimento e esvaziamento de 12 segundos, tempo este necessário para submergir integralmente o espécime.

Fig.8

4.3 Preparo do implante modificado

Para o teste de tração, um implante foi especificamente preparado para que nele pudessem ser fixados os pilares com um parafuso passante através de seu ápice, divergindo da maneira convencional. O preparo dessa modificação no implante foi realizado em Microtorno CNC americano, 2800 rpm (Fig. 9).

Fig.9

Primeiramente foram realizados cortes graduais de 0,025 mm na região do ápice do implante, com a finalidade de alcançar a região de maior diâmetro do mesmo, sendo removidos no total 2,5 mm de material (Fig. 10).

Fig.10

Em seguida, foram feitas perfurações com brocas de carboneto de tungstênio na direção do centro do ápice do implante, sendo a primeira de 1,6 mm de diâmetro e 7,5 mm de profundidade (Fig. 11) e a segunda de 2,5 mm de diâmetro e 2,5 mm de

profundidade (Fig. 12).

Fig.11

Fig.12

Dessa forma, os parafusos passantes que garantem a união dos pilares ao implante podiam ser inseridos pela região de seu ápice, fixando apenas a sua porção de titânio (Figs. 13, 14, 15a-15c). Com a base de zircônia livre do travamento do parafuso, o teste de tração poderia ser realizado, refletindo apenas a precisão do encaixe entre os dois componentes dos pilares, fornecida pela resistência friccional

entre ambos.

Fig.13

Fig.14

Fig.15a

Fig.15b

Fig.15c

4.4 Preparo dos espécimes para teste de tração

Após o ensaio de fadiga termomecânica os pilares foram transferidos individualmente ao implante modificado (Figs. 17a-17c), sem que seus dois componentes fossem separados no ato da remoção do implante ao qual estavam fixados para o primeiro ensaio (Figs. 16a-16e).

Fig.16a

Fig.16b

Fig.16c

Fig.16d

Fig.16e

Fig.17a

Fig.17b

Fig.17c

4.5 Teste de tração

Acoplados ao implante, foram submetidos ao teste de tração em uma máquina de ensaios universal (Kratos Equipamentos, São Paulo 1995, aferida calibração em 29/06/2017 - certificado R35206/17 - Laboratório de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo), com um dispositivo idealizado e desenvolvido especificamente para esse estudo.

O dispositivo é composto por um cilindro torneado exclusivamente para receber o implante modificado por meio de rosqueamento, o que garante precisão e igualdade de posicionamento do mesmo em todos os testes realizados (Fig. 18a-18b).

Fig.18a

Fig.18b

Também apresenta duas aletas móveis fabricadas em metal, responsáveis pela tração da base de zircônia (Fig. 19a). Devido à sua mobilidade, as aletas se justapõem às superfícies "laterais" da base de zircônia e, por meio de dois parafusos passantes verticais, tem o travamento de sua posição garantido (Fig. 19b).

Fig.19a

Fig.19b

O teste foi realizado sob velocidade de 0,5 mm/min, com célula de carga 5 kg (Fig. 20a)., resultando na separação dos componentes (Fig. 20b).

Fig.20a

Fig.20b

O grupo controle também foi submetido a esse ensaio, a fim de comparar a resistência friccional inicial e depois do envelhecimento artificial promovido pelos diferentes números de ciclos mecânicos e térmicos.

4.6 Análise estatística

Os resultados passaram por análise de variância a um critério (ANOVA-1) com nível de significância 5%. Após essa avaliação, os dados foram submetidos ao teste de Tukey para comparações individuais entre os diferentes grupos, com nível de significância de 5%.

Após os ensaios de fadiga termomecânica e de resistência à tração, os componentes de titânio dos pilares foram submetidos à análise em microscopia eletrônica de varredura para análise de sua superfície hexagonal, comparada a controle.

Os componentes de zircônia, por sua vez, foram submetidos à análise por difração de raios X para aferição da quantidade de fase monoclinica e tetragonal inicial e após conduzidos os testes.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Teste de resistência à tração

Todos os espécimes dos grupos-teste puderam ser submetidos ao teste de tração, pois não houve fratura nem soltura de parafuso em nenhuma das amostras submetidas ao ensaio de fadiga termomecânica.

Os valores de tração individuais das amostras estão demonstrados nos gráficos 1, 2 e 3. Uma vez que o ensaio de tração foi conduzido com as aletas do dispositivo travadas nas paredes externas dos componentes de zircônia, extremamente lisos e polidos, sem mecanismos de retenção auxiliares, o atrito entre ambos acaba permitindo pequeno escorregamento entre as superfícies, o que gera essa conformação das linhas do gráfico, com pequenos decréscimos de tensão antes de cada aumento.

Gráfico 1 - Tensão (N) x deslocamento (mm) grupo controle

Gráfico 2 - Tensão (N) x deslocamento (mm) grupo 1

Gráfico 3 - Tensão (N) x deslocamento (mm) grupo 2

Os valores de média e desvio-padrão dos valores obtidos para todos os grupos estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1. Média e desvio-padrão da resistência à tração

GRUPO	Valores médios de tração (N)
G CONTROLE	58,172 ($\pm 13,243$)
G1	46,181 ($\pm 7,89$)
G2	64,725 ($\pm 11,894$)

O intervalo de confiança dos valores de cada grupo foi individualmente calculado para aferir a confiabilidade do dispositivo desenvolvido para a pesquisa. Os diferentes intervalos de confiança estão expostos na Tabela 2.

Tabela 2. Intervalos de confiança dos valores de resistência à tração

GRUPO	Intervalo de confiança
G CONTROLE	51,9740 - 62,9876
G1	40,8806 - 51,1604
G2	56,7342 - 72,7154

Sob análise de variância a 1 critério (ANOVA-1) foi verificada a presença de diferença significativa entre os grupos testados ($p=0.002$) como descrito na Tabela 3.

Tabela 3. Análise de variância a 1 critério (ANOVA-1) da resistência à tração

Source of Variation	DF	SS	MS	F	P
Between Groups	2	1945,484	972,742	7,698	0,002
Residual	30	3790,955	126,365		
Total	32	5736,44			

Dentre os grupos testados, G1 apresentou valor médio de resistência à tração menor que G CONTROLE e G2, ao contrário de G2, que apresentou valores maiores que G CONTROLE e G1. Porém, essa diferença foi estatisticamente significativa apenas entre G1 e G CONTROLE e G1 e G2, como indicou a análise estatística fornecida pelo teste de Tukey com nível de significância de 5%.

5.2 Análise em microscopia eletrônica de varredura

Os componentes de titânio dos pilares foram submetidos à análise em microscopia eletrônica de varredura para verificação da integridade de sua porção hexagonal após conduzidos os testes, comparada a seu aspecto inicial. Para a análise, as amostras foram fixadas no porta-amostra com fita de carbono dupla-face, realizado o alto vácuo e microscópio operado em 10 kV.

Fig.20

A partir das imagens obtidas (Fig. 20), podemos verificar que houve um arredondamento dos vértices dos hexágonos dos pilares que foram submetidos ao teste de fadiga termomecânica, sendo mais pronunciados em G2 do que em G1.

Em todos os componentes analisados por essa metodologia, foi verificada uma intercorrência inclusive em G CONTROLE. Foi encontrado um pequeno defeito em um dos vértices e/ou em uma face dos hexágonos correspondente a uma remoção de material "em camadas" inferior a 50 micrômetros de espessura, provável resultado do momento da adaptação do componente de zircônia sobre o hexágono de titânio devido à diminuta folga presente entre esses dois componentes (Figs. 21 e 22a-22b).

Fig.21

Fig.22a

Fig.22b

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Para a realização desse trabalho, foi desenvolvido um dispositivo específico para submeter o pilar híbrido Precision Link® (Conexão®) a teste de tração entre seus componentes. Sua efetividade pode ser afirmada pela análise das médias dos valores de tensão de cada grupo e seus intervalos de confiança. Sendo pequenos, próximos aos valores médios, os intervalos de confiança trazem segurança de que o dispositivo é confiável para a realização desse tipo de ensaio, validando a primeira hipótese proposta pelos autores.

Validada a metodologia, os valores de resistência à tração puderam ser analisados em suas diferenças entre os diferentes grupos. Dentre eles, G1 apresentou valor médio de tração inferior a G CONTROLE, contudo G2 apresentou valor médio sem diferença estatisticamente significativa de G CONTROLE, o que leva a aceitação apenas parcial da segunda hipótese do estudo.

Em concordância com a hipótese proposta, G1, grupo submetido a 240 000 ciclos mecânicos, apresentou valor médio de resistência à tração inferior ao grupo-controle. Acredita-se que isso se deu por conta do íntimo contato entre as superfícies dos pilares em seu encaixe hexagonal, que, sob ação de dos ciclos mecânicos, pode ter provocado o desgaste do titânio pelo componente de zircônia. Devido à dureza superior ao titânio, a zircônia pode ter atuado em sua superfície de maneira a desgastá-la (STIMMELMAYR ET AL., 2012) de modo suficiente para ocorrer uma diminuição da tolerância do sistema de travamento e consequente valores de tração menores que os iniciais. Corroborando essa teoria, temos a análise de microscopia de varredura, a qual mostra o arredondamento dos vértices dos hexágonos de titânio após o ensaio de fadiga termomecânica em contraste com a situação inicial apresentada pelos espécimes do grupo-controle (Fig. 23).

Fig.23

Essa diminuta folga apresentada pelo sistema de travamento do sistema também pode ter sido responsável pelo achado nas análises de microscopia eletrônica de varredura de todos os espécimes, de remoção "em camadas presente em todos os componentes de titânio, seja em no vértice e/ou faces (Figs. 24a-24b) do hexágono.

Fig.24a

Fig.24b

Apesar do sistema de travamento ser relatado na ordem de 5 micrômetros por informação do fabricante, em análise realizada por um grupo de pesquisadores foi verificada que a folga apresentada entre os componentes do pilar corresponde à apenas 437 nanômetros (ELIAS, C. N. et al., 2016). Considerando que a zircônia por sua dureza superior ao titânio tem a capacidade de desgastá-lo quando em contato íntimo (ALMEIDA, P. J. et al., 2016), o fenômeno pode ter acontecido no momento da fixação inicial dos componentes entre si, uma vez que apresentou-se inclusive nos espécimes do grupo-controle.

Considerando ainda a segunda hipótese proposta pelo estudo, o resultado de valor médio de resistência à tração referente a G2 é o responsável pela discordância parcial da mesma, uma vez que não se apresentou como um valor menor que G CONTROLE, mas sim, um valor estatisticamente equivalente a G CONTROLE. A explicação do ocorrido pode estar na possível ocorrência de transformação de fase de tetragonal para monoclinica nos componentes de zircônia dos pilares de G2. Sabe-se que a zircônia pode estar sujeita a essa transformação de fase quando exposta à estresses mecânicos e mudanças de temperatura (HARADA, K. et al., 2016), podendo ser exacerbada na presença de umidade (DENRY, I.; KELLY, J. R., 2008), sendo o fenômeno denominado como degradação em baixa temperatura. Essa transformação de fase ocasiona um aumento de volume nos grãos da zircônia na ordem de 3 a 5% (BARTOLO, D. et al., 2017). Sendo assim, podemos propor que, nas amostras que compõem G2, por terem sido expostas ao dobro de ciclos termomecânicos, o fenômeno da transformação de fase possa ter sido mais expressivo, de modo a compensar a perda de adaptação que houve entre os componentes de titânio e zircônia devido ao desgaste do hexágono do titânio, por meio de um aumento de volume do componente de zircônia.

À respeito do número de ciclos mecânicos, muitos trabalhos apresentam um protocolo de aplicação de 1 200 000 ciclos para verificar as possíveis intercorrências nas propriedades físicas dos materiais como diminuição de resistência à fratura, propagação de trincas, entre outros (ELSAYED, A. et al., 2018; OBERMEIER, M. et al., 2017; ALSAHAF, A. ROSENTRITT, M. et al., 2014; NOTHDURF, F. P. et al., 2011)

O presente estudo optou por um número de ciclos mecânicos menor, que poderia representar a simulação de 1 e 2 anos de uso clínico pelo fato de que a solda de parafuso dos pilares, como intercorrência comum desse tipo de prótese, quando se

dá, tem grande possibilidade de ocorrer nesses períodos mais iniciais, como é demonstrado na literatura, que 43% dos mesmos podem se perder durante o primeiro ano em função (PARDAL-PELÁEZ, B.; MONTERO, J., 2017). Sendo assim, o objetivo do estudo era verificar justamente se nesses períodos mais iniciais já existem alterações significativas das propriedades mecânicas dos materiais envolvidos, bem como alterações da relação mecânica entre eles, em sua interface de encaixe, o que foi verificado e evidenciado pelos nossos resultados.

Como limitações desse trabalho, por fim, temos o fato de ser um trabalho laboratorial, o qual para serem extrapolados os resultados para a clínica é necessário muita cautela, além dos fatores metodológicos como o reduzido número de ciclos térmicos e mecânicos e o fato de a carga ter sido aplicada diretamente nos pilares, sem uma coroa por sobre eles. Mais estudos devem ser conduzidos nessa linha de pesquisa para observar o comportamento desse tipo de pilar frente a maior número de ciclos termomecânicos de fadiga e com coroas de diferentes materiais interpostos, para que haja uma soma consistente de informações laboratoriais que sejam com segurança confirmadas ou não por estudos clínicos.

7 CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Como conclusões temos que a metodologia proposta para esse estudo, com o desenvolvimento de um dispositivo de tração específico, é efetiva para identificar os valores de resistência à tração entre os componentes de pilares híbridos Precision Link® (Conexão®); e que a exposição dos espécimes aos ciclos de fadiga termomecânica testados tem efeito em seus valores de resistência à tração, inicialmente diminuindo-os e depois aumentando-os novamente a resultados semelhantes aos valores iniciais.

Posteriores estudos ainda devem ser conduzidos para analisar os fenômenos resultantes nos espécimes expostos a diferentes padrões metodológicos de ensaio de fadiga termomecânica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABOUSHLIB, M. N.; SALAMEH, Z. Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. **Int J Prosthodont**, v.22, n.6, p. 616-619. 2009

ALMEIDA, P. J. et al. Comparative analysis of the wear of titanium/titanium and titanium/zirconia interfaces in implant/abutment assemblies after thermocycling and mechanical loading. **Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac**, v. 57, n. 4, p. 207-214. 2016

ALSAHHAF, A. et al. Fracture resistance of zirconia-based implant abutment after artificial long-term aging. **J Mech Behav Biomed Mater**, v.66, p.224-232. 2017

ARAMOUNI, P. et al. Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. **J Contemp Dent Pract**, v. 9, n. 7, Nov. 2008

BARBOSA, G. A. S. et al. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. **Braz Dent J**, v. 19, n. 4, p. 358-363. 2008

BARTOLO, D. et al.. Effect of polishing procedures and hydrothermal aging on wear characteristics and phase transformation of zirconium dioxide. **J Prosthet Dent**, v. 117, n. 4, p. 545-551. 2017

CHEVALIER, J.; GREMILLARD, L.; DEVILLE, S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. **Annu Rev Mater Res**, v. 37, p. 1-32. 2007

CHUN, H. et al. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 30, n. 2, p. 346-350. 2015

CIBIRKA, R. M. et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J Prosthet Dent**, v. 85, n. 3, p. 268-275, Mar. 2001

CORAY, R.; ZELTNER, M.; ÖZCAN, M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: a systematic review and meta-analysis. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 62, p. 333-346. 2016

DENRY, I.; KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. **Dent Mat**, v. 24, p. 299-307. 2008

ELIAS, C. N. et al. Precisão dimensional e resistência à fadiga de conectores tipo *link* para pilares protéticos de zircônia. **IN Perio**, v. 1, n. 1, p. 29-37. 2016

ELSAYED, A. et al. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. **Clin Oral Impl Res**, v. 29, p. 20-27. 2018

FEITOSA, P. C. P. et al. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. **Eur J Dent**, v. 7, n. 3, p. 267-271, Sep. 2013

FOONG, J. K. W. et al. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. **J Prosthet Dent**, v. 109, n. 5, p. 304-312, May. 2013

GEHRKE, S. A. et al. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining screw loosening. **Quintessence Int**, v. 37, n. 1, p. 41-48, Oct. 2006

GEHRKE, P. et al. Retentive strength of two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 16, n. 6, p. 920-925. 2014

GEHRKE, S. A. et al. Mechanical behavior of zirconia and titanium abutments before and after cyclic load application. **J Prosthet Dent**, v. 116, n. 4, p.529-535, Oct. 2016

GLAUSER, R. et al. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. **Int J Prosthodont**, v. 17, n. 3, p. 285-290. 2004

HARADA, K. et al. Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. **J Prosthet Dent**, v. 115, n. 2, p. 215-223, Feb. 2016

KAMMERMEIER, A. et al. In vitro performance of one- and two-piece zirconia implant systems for anterior application. **J Dent**, v. 53, p. 94-101. 2016

KERN, M.; STRUB, J. R.; LÜ, X. -Y. Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. **J Oral Rehabil**, v. 26, p. 372-378. 1999

KIM, J. S. et al. In vitro assesment of three types of zirconia implant abutments under static load. **J Prosthetic Dent**, v. 109, n. 4, p. 255-263. 2013

MCGLUMPHY E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am**, v. 42, n. 1, p. 71-89. 1998

MEHL,C. et al. Retention of zirconia on titanium in two-piece abutments with self-adhesive resin cements. **J Prosthetic Dent**, p.1-6. 2018

MIEDA, M. et al. The effective design of zirconia coping on titanium base in dental implant superstructure. **Dent Mat J**, v. 37, n. 2, p. 237-243. 2018

MUDDUGANGADHAR, B. C. et al. Meta-analysis of failure and survival rate of implant-supported single crowns, fixed partial denture, and implant tooth-supported prostheses. **J Int Oral Health**, v. 7, n. 9, p. 11-17. 2015

NAKAMURA, K. et al. The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 47, p. 49-56. 2015

NOTHDURF, F. P. et al. Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. **Clin Oral Invest**, v. 15, p. 157-163. 2011

OBERMEIER, M. et al. Mechanical performance of cement- and screw-retained all ceramic single crowns on dental implants. **Clin Oral Invest**, Jul. 2017

PARK, A. E. et al. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assesment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. **Clin Oral Impl Res**, v. 18, p. 569-574. 2007

PARDAL-PELÁEZ, B.; MONTERO, J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. **J Clin Exp Dent**, v. 9, n. 11, p. 1335-1361. 2017

PASSOS, S. P. et al. Performance of zirconia abutments for implant-supported single-tooth crowns in esthetic areas: a retrospective study up to 12-year follow-up. **Clin Oral Impl Res**, v. 27, p. 47-54. 2016

PEREIRA, G. K. R et al. Low-temperature degradation of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analysis. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 55, p. 151-163. 2015

PJETURSSON, B. E. et al. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FDPs) after an observation period of at least 5 years: II. Implant-supported FDPs. **Clin Oral Impl Res**, v. 15, p. 625-642. 2004

PRESTIPINO, V.; INGBER, A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. **J Esthet Dent**, v. 5, n. 2, p. 63-68, Mar/Apr. 1993

ROSENTRITT, M. et al. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. **J Dent**, v. 42, p. 1019-1026. 2014

SAILER, I. et. al. Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. **Eur J Esth Dent**, v. 2, n. 3. 2007

SAILER, I. et. al. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 24, n. 5, p. 850-858. 2009 (a)

SAILER, I. et al. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canino and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminar results at 1-year of function. **Clin Oral Impl Res**, v. 20, p. 219-225. 2009 (b)

SAGIRKAYA, E. et al. A randomized, prospective, open-ended clinical trial of zirconia fixed partial dentures on teeth and implants: interim results. **Int J Prosthodont**, v. 25, p. 221-231. 2012

SILVA, N. et al. Reliability and failure modes of a hybrid ceramic abutment prototype. **J Prosthodont**, v. 00, p. 1-5. 2015

STIMMELMAYR, M. et al. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. **Int J of Oral & Maxillofac Implants**, v. 28, n. 2, p. 488-493. 2013

SUI, X. et al. Experimental research of the relationship between fit accuracy and fracture resistance of zirconia abutments. **J Dent**, v. 42, p. 1353-1359. 2014

TRUNINGER, T. C. et al. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. **Clin Oral Impl Res**, v. 23, p. 12-18. 2012

TUNES, F. S. M. et al. Prótese sobre implante: implicações clínicas do tipo de conexão e forma de fixação. In: ROSSETTI, P. H. O; BONACHELA, W. C. **50 anos de osseointegração: reflexões e perspectivas**. 1ª edição. São Paulo: VM Cultural, 2015. cap. 6, p. 101-111.

ZANDSPARSA, R.; ALBOSEFI, A. An in vitro comparison of fracture load of zirconia custom abutment with internal connection and different angulations and thickness: Part II. **J Prosthodont**, v. 25, p. 151-155. 2016

ZEMBIC, A. et al. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canino and posterior regions. **Clin Oral Impl Res**, v. 24, p. 384-390. 2012