

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Kelynnne Alcântara Brandão de Holanda

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE IMPLANTES
ANTERIORES ASSOCIADOS A INTERMEDIÁRIOS EM
TITÂNIO E ZIRCÔNIA E DE IMPLANTES DE CORPO
ÚNICO EM ZIRCÔNIA**

Taubaté – SP

2017

UNIVERSIDADE DE TAUBATÉ
Kelynnne Alcântara Brandão de Holanda

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE IMPLANTES
ANTERIORES ASSOCIADOS A INTERMEDIÁRIOS EM
TITÂNIO E ZIRCÔNIA E DE IMPLANTES DE CORPO
ÚNICO EM ZIRCÔNIA**

Trabalho de Dissertação apresentado para
obtenção do Título de Mestre pelo Curso
de Pós-Graduação do Departamento de
Odontologia da Universidade de Taubaté.

Área de Concentração: Prótese Dental

Orientador: Prof. Dr. Rafael Pino Vitti

Coorientador: Prof. Ms. Ricardo Armini Caldas

Taubaté – SP
2017

KELYNNE ALCÂNTARA BRANDÃO DE HOLANDA

Data: 28/04/2017

Resultado: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rafael Pino Vitti - Universidade de Taubaté

Assinatura_____

Profa. Dra. Marina Amaral - Universidade de Taubaté

Assinatura_____

Prof. Dr. Marcos Aurélio Bomfim da Silva - Universidade Federal de Alagoas

Assinatura_____

Holanda KAB, Caldas RA, Vitti RP. Avaliação biomecânica de implantes anteriores associados a intermediários em titânio e zircônia e de implantes de corpo único em zircônia. 2017.

RESUMO

Objetivo: O presente estudo in silico avaliou pela análise de elementos finitos (AFE) o comportamento de implantes em titânio associados a intermediários em zircônia e titânio e implantes em zircônia de corpo único. **Método:** Uma imagem parcial da região anterior da maxila foi obtida por meio de tomografia computadorizada. Três modelos de elementos finitos foram confeccionados com o auxílio do software de modelagem 3D (SolidWorks): Ti-Ti (controle): implante cone morse (3,75 x 11mm; NobelActive) e intermediário em titânio (Esthetic Abutment); Ti-Zr: implante cone morse em titânio (3,75 x 11mm; NobelActive) e intermediário em zircônia (Procera Esthetic Abutment #9); Zr: implante de corpo único em zircônia (4,1 x 12mm; Straumann Pure Ceramic). Foram criadas coroas computadorizadas do elemento 11 em dissilicato de lítio (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) cimentadas em todos os grupos. Uma carga de 100N (45º) foi aplicada de forma contínua simulando o movimento de excursão da guia incisal. As tensões de von Mises, máximas (tração) e mínimas (compressão) principais foram obtidas, comparadas e utilizadas para avaliação quantitativa e qualitativa dos grupos. **Resultados:** De acordo com os resultados a geometria de corpo único (Zr) apresentou os mais baixos valores de tensões máxima, mínima e von Mises do que os sistemas de duas peças (Ti-Ti e Ti-Zr), sendo o grupo Ti-Zr o que apresentou as mais altas tensões avaliadas neste estudo. **Conclusão:** O tipo de material influenciou nos valores de tensão encontrados no presente estudo, assim como, a geometria de corpo único (Zr) que apresentou os mais baixos valores de tensões avaliados.

Palavras-chave: Cerâmica; Prótese Dentária Fixada por Implante; Resistência à Tração; Titânio.

Holanda KAB, Caldas RA, Vitti RP. Biomechanical evaluation of anterior implants associated with titanium and zirconia abutments and monotype zirconia implants. 2017.

ABSTRACT

Aim: The present in silico study evaluated the behavior of titanium implants associated with abutments in zirconia and monotype zirconia implant using finite element analysis (FEA). **Method:** A partial image of the anterior region of the maxilla was obtained by computed tomography. Three models of finite element were made using 3D modeling software (SolidWorks): Ti-Ti (control): implant morse cone (3.75 x 11mm; NobelActive) and titanium abutment (Esthetic Abutment); Ti-Zr: cone morse implant in titanium (3.75 x 11mm; NobelActive) and zirconia abutment (Procera Esthetic Abutment #9); Zr-Zr: monotype zirconia implant (4.1 x 12mm; Straumann Pure Ceramic). Computerized crowns of element 11 in lithium disilicate (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) cemented in all groups were created. A load of 100N (45°) was applied continuously simulating the excursion movement of the incisal guide. The von Mises, maximum (tensile) and minimum (compression) principal stresses were obtained, compared and used for the quantitative and qualitative evaluation of the groups. **Results:** According to the results the single body geometry (Zr) presented the lowest values of maximum, minimum and von Mises tensions than the two pieces systems (Ti-Ti and Ti-Zr), with the Ti-Zr group having the highest tensions evaluated in this study. **Conclusions:** The type of material influenced the voltage values found in the present study, as well as the single body geometry (Zr) that presented the lowest values of stresses evaluated.

Keywords: Ceramics; Dental Prosthesis, Implant-Supported; Tensile Strength; Titanium.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	5
2. REVISÃO DA LITERATURA	9
3. PROPOSIÇÃO	29
4. MÉTODO.....	30
4.1. Construção dos Modelos.....	31
4.2. Análise dos Modelos	32
5. RESULTADOS	35
6. DISCUSSÃO	42
7. CONCLUSÃO.....	46
REFERÊNCIAS.....	47

1. INTRODUÇÃO

O homem sempre buscou substituir os elementos dentários perdidos por dentes artificiais com intuito de restabelecer a estética e a função mastigatória. Os estudos sobre o uso de implantes tiveram início na década de sessenta. Com o passar dos anos e com os avanços tecnológicos, os materiais sofreram um aprimoramento considerável e a exigência estética por parte dos profissionais e pacientes aumentou (Martins, 2013).

Os implantes de titânio são amplamente utilizados e sua alta taxa de sucesso foi comprovada em diversos estudos laboratoriais e clínicos (Borgonovo et al., 2013; Spies et al., 2015; Galvão et al., 2016). A principal desvantagem do titânio é sua coloração, que pode transparecer através dos tecidos moles ou podem ser visíveis frente uma recessão gengival, comprometendo a estética da restauração. As cerâmicas à base de zircônia são materiais restauradores estéticos que podem ser utilizados como materiais alternativos ao titânio (Hashim et al., 2016). Dentre as cerâmicas odontológicas, a zircônia apresenta elevadas propriedades físicas e químicas, como altos valores de resistência à flexão, tenacidade à fratura (semelhante ao metal) e dureza, alto módulo de elasticidade, além de ótima estabilidade dimensional e biocompatibilidade com os tecidos da cavidade bucal (Nakamura et al., 2010).

Essas boas propriedades físico-químicas da zircônia estão relacionadas com a presença do ítrio (Basílio et al., 2016). Esse material existe sob três formas: monoclinica, tetragonal e cúbica. A zircônia em seu estado puro apresenta uma estrutura cristalina monoclinica na temperatura ambiente, sendo estável até a temperatura de 1170°C. Entre 1170°C e 2370°C a zircônia possui estrutura tetragonal. Já acima de 2370°C, os cristais de zircônia apresentam formato cúbico (Chevalier et

al., 2009). Após o seu processamento, durante o resfriamento, a fase tetragonal se transforma novamente em monoclinica e esta transformação acarreta em uma expansão volumétrica de 3-4%. Mas, o óxido de ítrio é adicionado a zircônia com a finalidade de estabilizá-la em sua fase tetragonal após seu resfriamento (zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio - Y-TZP). Isso melhora a resistência mecânica da zircônia, pois quando a Y-TZP é induzida por tensões que iniciam a propagação de uma trinca, os cristais tetragonais próximos a trinca se transformam na fase monoclinica estável. E a expansão volumétrica ocorrida durante essa transformação provoca tensões de compressão que se opõe ao crescimento e propagação da trinca (Hannink et al., 2000). Devido a essa combinação de fatores, a zircônia pode ser um material utilizado para a confecção de implantes e intermediários (pilares) cerâmicos (Borgonovo et al., 2013; Passos et al., 2014; Gungor & Ylmaz, 2016).

Concomitantemente com a elevada utilização e taxa de sucesso dos implantes dentários, há um aumento na incidência de complicações mecânicas dessas restaurações (Passos et al., 2014). Fatores importantes na manutenção da osseointegração de próteses implanto-suportadas estão ligadas ao comportamento biomecânico dessas próteses, tais como a transmissão de tensões ao redor do osso adjacente ao implante (Geng et al., 2001; Torcato et al., 2015). As forças oclusais induzem tensões nos implantes e na prótese, influenciando a remodelação óssea ao redor dos implantes (Sahin et al., 2002).

As conexões com cone morse foram desenvolvidas para melhorar as propriedades biomecânicas do conjunto implante/intermediário protético e para reduzir a incidência de complicações mecânicas encontradas nos sistemas de implantes de hexágono externo e interno, tais como a alta incidência de

micromovimentos entre intermediário/implante e afrouxamento de parafusos. Os implantes com conexão cone morse apresentam melhor adaptação entre o componente protético e o implante, diminuindo a fenda formada entre essas duas estruturas, reduzindo os níveis de reabsorção periimplantar, além de melhorar a estabilidade mecânica do intermediário, diminuindo os micromovimentos e conseqüentemente o afrouxamento e/ou fratura dos parafusos protéticos (Khraisat et al., 2002).

Os implantes de corpo único minimizam a reabsorção óssea do tecido ósseo adjacente ao implante pela ausência de união intermediário/implante, além da técnica cirúrgica ser mais simples e menos sensível que a técnica de instalação dos implantes de duas peças. O primeiro implante de corpo único em cerâmica (alumina) surgiu na Odontologia na década de 80. Entretanto, apesar de apresentarem satisfatória osseointegração e estética, esses implantes tiveram baixa taxa de sobrevivência por possuírem pequena resistência à fratura e fraca união ao tecido ósseo (Andreiotelli et al., 2009; Gahlert et al., 2015). Já o implante de corpo único em zircônia foi recentemente desenvolvido e possui o intermediário integrado ao desenho do implante, não existindo fendas entre o implante e o intermediário. Além disso, as melhores propriedades físico-químicas e biológicas da zircônia em relação aos outros tipos de cerâmicas o seu uso como componentes de implantes dentários (Gahlert et al., 2015).

O sucesso dos implantes e das próteses implanto-suportadas deve-se principalmente ao conhecimento de como as tensões são transferidas para os implantes e seus componentes durante a reabilitação protética (Nedir et al., 2006), uma vez que se essas tensões forem mal distribuídas podem gerar complicações no prognóstico clínico, resultando em falhas na reabilitação protética, tais como: fratura

da cerâmica, afrouxamento do parafuso, deslocamento das restaurações e/ou fratura dos componentes protéticos ou até mesmo do implante (Sahin et al., 2002).

Muitas vezes, os estudos in vivo do comportamento biomecânico de implantes e seus componentes fica inviabilizado por aspectos éticos e/ou metodológicos (Gungor & Yilmaz, 2016). Já os estudos in vitro não conseguem avaliar o comportamento interno das estruturas bucais e/ou dos implantes analisadas. Dessa forma, a análise de elementos finitos (AEF) é um método alternativo para avaliar, qualitativamente e quantitativamente, a distribuição das tensões e deformações que ocorrem em estruturas de qualquer geometria, tais como osso cortical e trabecular, implantes, intermediários e próteses, oferecendo informações precisas e confiáveis a respeito da biomecânica envolvida em diversas situações clínicas (Mao et al., 2016).

Recentemente, os estudos científicos têm concentrado esforços em avaliar a viabilidade do uso das cerâmicas em alternativa aos implantes de titânio e a capacidade desses materiais em responder as exigências mecânicas a qual um implante é submetido. Mas, apesar do sucesso dos implantes de zircônia no tratamento restaurador (Borgonovo et al., 2013) foram encontrados poucos dados na literatura sobre como as tensões ocorrem e são distribuídas nos implantes de zircônia e tecidos adjacentes. Além disso, devido ao número crescente de sistemas de implantes cerâmicos comercialmente disponíveis e da opção de implantes de corpo único e duas peças, o aumento da demanda por restaurações altamente estéticas e o desempenho clínico de implantes de zircônia torna-se de interesse substancial para que o dentista possa avaliar o prognóstico do tratamento reabilitador.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Hannink et al., (2000) fizeram uma revisão da literatura focada na transformação da fase tetragonal para monoclínica da zircônia estabilizada por ítrio. Os autores relataram que, devido a necessidade de se utilizar materiais restauradores com melhores propriedades mecânicas em regiões sujeitas a grandes cargas mastigatórias, a zircônia começou a ser usada na Odontologia. Seu notável desempenho mecânico, explorado em diversas aplicações médicas e na Engenharia, deve-se principalmente a transformação da fase tetragonal para a fase monoclínica. Esta transformação pode ser induzida por fatores termomecânicos, no entanto, quando estabilizada com ítrio, a estrutura tetragonal da zircônia que surge em alta temperatura pode ser mantida à temperatura ambiente. E durante a transformação de fase (tetragonal para monoclínica) ocorre uma expansão volumétrica e tensões compressivas contrárias a propagações de fraturas, o que proporcionam um aumento da resistência mecânica da zircônia.

Geng et al., (2001) realizaram uma revisão da literatura com o objetivo de avaliar a eficácia das aplicações dos elementos finitos na Implantodontia. A análise de elementos finitos (AEF) é um método pelo qual se formulam as funções de cada elemento finito e as combinam corretamente para se obter as funções do corpo todo. Os autores mostram que a AEF pode simular os fenômenos de interação entre implantes e os tecidos bucais circundantes, sendo que a análise do processo de adaptação funcional implante-tecido ósseo é verificada por meio de diferentes cargas, seja no implante ou no tecido periimplantar. Os autores ressaltam que a transferência de carga na interface osso-implante depende não só do tipo e intensidade da carga, mas também das propriedades do material do implante e da prótese, da geometria, comprimento e diâmetro do implante, assim como da estrutura da superfície do

implante, além da qualidade e quantidade do osso circundante ao implante. Os autores concluíram que a AEF é uma ferramenta computacional eficaz para avaliar a biomecânica de implantes dentários. Com a AEF, otimizações poderão ser aplicadas a novos sistemas de implantes.

Sahin et al., (2002) realizaram uma revisão da literatura com o objetivo de avaliar evidências relacionadas à influência de forças funcionais sobre a biomecânica de próteses implanto-suportadas. Foram pesquisados artigos referentes ao controle de cargas oclusais e seus efeitos sobre os implantes, a influência da qualidade óssea, tipo e material da prótese, número de implantes e métodos de engenharia (análise de elementos finitos, fotoelasticidade e *strain gage*) empregados na avaliação biomecânica do comportamento de implantes. Os autores relatam que para obter uma visão sobre o efeito biomecânico dos implantes dentários vários fatores devem ser observados, tais como, as direções e magnitudes das forças oclusais, o desenho e o tipo do material do implante/prótese, o número e a distribuição dos implantes, a densidade óssea e as propriedades mecânicas da interface osso-implante. Os autores concluíram que o prognóstico clínico do tratamento protético com implantes é melhor quando os implantes não são submetidos a forças excessivas, quando são instalados em ossos mais densos, quando um maior número de implantes, assim como um maior diâmetro dos mesmos são usados e quando há uma distribuição dos implantes que diminua as tensões de flexão.

Khraisat et al. (2002) avaliaram a resistência à fadiga de diferentes tipos de conexões protéticas de dois sistemas de implantes osseointegrados. Foram utilizados implantes hexágono externo (Branemark, Mark IV, Nobel Biocare, Gotemburgo, Västra Götaland, Suécia) com plataforma de 4,0mm de diâmetro x 10mm de comprimento; e implantes ITI cone morse (*Solid Screw*, Straumann, Waldenberg,

Suíça) com 4,1mm de diâmetro x 10mm de comprimento (n = 7). Foram utilizados intermediários em titânio para ambos os grupos: 3mm de altura e 32Ncm de torque (Mark IV) e 4mm de altura 32Ncm de torque (*Solid Screw*). Infraestruturas de ouro foram cimentadas (fosfato de zinco) em todos os grupos. Uma máquina de ensaio de fadiga foi utilizada aplicando uma carga perpendicular à superfície do intermediário com intensidade variando de 0 a 100N. Foram aplicados 1.800.000 ciclos (75ciclos/min), simulando um período de seis anos de mastigação. As falhas em cada amostra foram observadas a cada 10.000 ciclos sob um microscópio óptico (Doublet loupe, Carton Optical, Tóquio, Japão), sendo as superfícies fraturadas examinadas por um microscópio eletrônico de varredura (EPMA, Shimadzu, Kyoto, Japão). O teste de Fisher foi utilizado para avaliar a associação tipo de conexão x falha. Todos os parafusos do grupo Mark IV fraturaram, na média com 1.455.000 ciclos. Já no grupo *Solid Screw* não houve falhas até que se atingisse 1.800.000 ciclos. *Solid Screw* mostrou maior resistência à fadiga que Mark IV. Os autores concluíram que a geometria do implante influencia na distribuição de tensões em todo o sistema, sendo que os implantes com plataforma cone morse são os que apresentaram melhores resultados na dispersão das tensões.

Nedir et al., (2006) com o objetivo de avaliar a taxa de complicações de tratamentos protéticos, realizaram um estudo clínico envolvendo 236 pacientes tratados com 528 implantes avaliados por um período de oito anos de acompanhamento. A amostra do estudo incluiu 55 overdentures (OD) e 265 próteses parciais fixas (PPFs). Dessas, 231 PPFs foram cimentadas e 34 parafusadas. O tipo e a frequência de incidentes protéticos foram registrados, incluindo problemas com ajustes e complicações biomecânicas. A análise estatística foi realizada utilizando-se o teste qui-quadrado para identificar os fatores de risco associados às complicações

protéticas. Durante o período de acompanhamento, um intermediário apresentou fratura e dois apresentaram afrouxamento do parafuso de retenção, mostrando uma taxa de sucesso do componente de implante de 99,2%. Os pacientes com prótese removível tiveram mais complicações (66%) que aqueles com próteses fixas (11,5%). Não houve diferença estatística na taxa de complicação entre próteses fixas anteriores e posteriores, assim como entre próteses cimentadas e parafusadas. As próteses com cantilever apresentaram mais complicações do que as próteses sem cantilever. No grupo OD, as próteses com *o'ring* tiveram uma taxa significativamente maior de complicações do que as próteses que receberam o sistema barra-clipe. No grupo PPF, as complicações não foram recorrentes. A maioria das complicações mecânicas ocorreram nos dois primeiros anos após a instalação da prótese e a taxa de complicações não aumentou com o tempo. Os autores concluíram que as próteses removíveis e fixas tiveram diferentes taxas e tipos de complicações protéticas.

Chevalier et al., (2009) realizaram uma revisão da literatura com o objetivo de descrever os processos de transformação das diferentes fases da zircônia, suas propriedades mecânicas, assim como a sua relação com o equilíbrio e diagramas de fases metaestáveis. Os autores relatam que a descoberta dos mecanismos de transformação das fases da zircônia ampliou as aplicações da mesma. Muitas características da zircônia, especialmente a resistência à fratura e dureza, podem ser comprometidas após exposição prolongada sob umidade e em temperaturas de até 400°C. Esse processo é conhecido como degradação de baixa temperatura (DBT). No entanto, muitos dos problemas da DBT podem ser minimizados pela escolha do ítrio como liga de estabilização da zircônia. Como conclusão, analisando todos esses fatores, os autores informam que, dentre todos os tipos de cerâmicas que podem ser utilizadas em implantes, a zircônia estabilizada por ítrio apresenta a melhor

combinação de propriedades mecânicas, além de baixa condutividade térmica e alta condutividade iônica.

Nakamura et al., (2010) realizaram uma revisão sistemática objetivando avaliar publicações científicas que estudaram diferentes aspectos dos intermediários de zircônia. Foi realizada uma busca na base de dados PubMed e selecionados trabalhos que se dividiram em 4 grupos de acordo com os seguintes critérios de inclusão: G1, estudos in vitro que avaliaram as propriedades mecânicas dos intermediários de zircônia; G2, estudos in vivo que avaliaram os tecidos moles periimplantares; G3, estudos sobre acúmulo de biofilme nos intermediários de zircônia; e G4, estudos clínicos avaliando a sobrevivência dos intermediários de zircônia. A pesquisa resultou em 380 artigos. Após leitura dos trabalhos e levando em consideração os critérios de inclusão onze artigos foram incluídos em G1, quatro em G2, sete em G3 e três em G4. Os artigos analisados em G1 demonstraram que os intermediários de zircônia podem ser utilizados na região anterior da cavidade bucal com segurança, onde as forças oclusais fisiológicas atingem, aproximadamente, no máximo 300N, sendo que os valores médios de resistência à fratura da zircônia giram em torno de 509N. Em G2, os tecidos moles periimplantares em torno da zircônia apresentam um potencial de cicatrização mais rápido quando comparados com o titânio. Em G3 foi observado que a menor formação de biofilme foi registrada foi em espécimes de zircônia em comparação com outros materiais avaliados, como alumina e titânio. Já em G4, os resultados de dois estudos prospectivos mostraram bom desempenho clínico dos intermediários de zircônia nas regiões anteriores e nos pré-molares, uma vez que não apresentaram fraturas ou lesões periimplantares durante os períodos de observação (48 meses). Além disso, um estudo clínico randomizado mostrou que os intermediários de zircônia também poderiam funcionar bem na região dos molares, já que não

apresentaram complicações, como fratura do intermediário, afrouxamento do parafuso e/ou perda de retenção da coroa. Após a revisão dos trabalhos selecionados, a respeito das propriedades mecânicas dos intermediários de zircônia, os mesmos podem ser utilizados na região anterior, pois estudos clínicos mostraram um prognóstico clínico de até quatro anos dos intermediários de zircônia, sem apresentar quaisquer complicações mecânicas. No entanto, ainda é necessário provar que os intermediários de zircônia são seguros para restaurações posteriores. Devido ao número limitado de estudos científicos, os autores concluíram que, atualmente, os intermediários de zircônia devem ser utilizados com precaução em restaurações sobre implantes na região anterior de maxila e mandíbula. Em relação às propriedades mecânicas e biológicas, os intermediários de zircônia são similares aos de titânio e alumina.

Çaglar et al., (2011) avaliaram, pela análise de elementos finitos, intermediários e implantes de titânio e zircônia estabilizada por ítrio instalados na região anterior da maxila, com objetivo de comparar as tensões de von Mises, as tensões compressivas e de tração nos implantes, intermediários e região óssea. Os seguintes grupos foram criados: ATt - implante de titânio com um intermediário de titânio (Astra Osseo Speed, Astra Tech, Molndal, Suécia), ATz - implante de titânio com um intermediário de zircônia (Astra Osseo Speed, Astra Tech) e WS - implante de zircônia de corpo único (Bredent Medical, Senden, Alemanha). Os implantes foram colocados na região do incisivo central superior esquerdo e uma carga oblíqua de 178N e uma horizontal de 25,5N foram aplicadas nos modelos. Os resultados mostraram que as tensões de von Mises e compressivas ocorridas no implante e no osso cortical para o grupo ATz foram inferiores aos observados em ATt. Os valores de tensões de tração observados no intermediário e osso cortical nos modelos ATz e ATt foram semelhantes. Em

condições de carga horizontal, as tensões de tração que ocorreram no implante WS foram inferiores as exercidas nos grupos ATt e ATz, exceto para tensões de tração sob carga oblíqua. O implante de zircônia apresentou a menor tensão compressiva no osso cortical e o intermediário de zircônia mostrou as menores tensões de von Mises e compressivas para o implante e osso cortical quando comparado com o intermediário de titânio.

Ereifej et al., (2011) avaliaram a resistência de união de uma cerâmica de cobertura e materiais de *coping* cerâmico por meio do ensaio de resistência ao cisalhamento, análise fractográfica e análise de elementos finitos (AEF). Duas combinações de materiais foram usadas no estudo (n = 15): uma cerâmica à base de zircônia (IPS e.max ZirCAD, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e uma cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar-Vivadent; LS). Ambas foram cobertas com uma cerâmica vítrea de fluorapatita (IPS e.max Ceram, Ivoclar-Vivadent). Blocos de cerâmicas ZirCAD e LS foram preparados com dimensões de 12,5 x 11 x 0,9mm). Nas amostras ZirCAD, uma camada de Zir-Liner (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi aplicada para promover uma melhor união do *coping* com a cerâmica de cobertura. A cerâmica de cobertura foi aplicada com camada de 2,5mm de espessura. As amostras foram armazenadas em água a 37°C por 24h e após esse período submetidas ao teste mecânico de cisalhamento sob uma máquina de ensaio universal (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Alemanha). Os espécimes fraturados foram examinados usando um microscópio óptico (Meiji EMZ-TR, Meiji Techno Co. Ltda., Tóquio, Japão), sendo as fraturas classificadas em falhas coesivas na cerâmica de cobertura, mistas, adesivas (interface *coping*/cerâmica de cobertura) ou falha coesiva no *coping*. O teste t independente e o teste U de Mann-Whitney foram utilizados para avaliar os valores de resistência à união e os padrões de fratura. Modelos de

elementos finitos foram construídos pelo software MSC Patran (v. R2 2005, MSC Software, CA, EUA) e submetidos a uma carga de 150N de cisalhamento. Os grupos foram estatisticamente semelhantes entre si com relação aos valores de resistência ao cisalhamento. Os padrões de fratura foram diferentes entre os dois grupos, uma vez que todas as amostras do grupo ZirCAD apresentaram falhas adesivas, enquanto as amostras do grupo LS tiveram falhas coesivas na cerâmica de cobertura ou no *coping*. Embora as tensões de cisalhamento fossem semelhantes, a análise fractográfica e os modelos de elementos finitos sugeriram uma melhor união entre a cerâmica de revestimento e os modelos de LS quando comparados aos modelos de ZirCad. Melhorias nas técnicas de união da cerâmica de cobertura com a zircônia são necessárias para prevenir a delaminação dessas restaurações.

Borgonovo et al., (2013) avaliaram as taxas de sucesso e sobrevivência de implantes de zircônia instalados em áreas anteriores e posteriores da mandíbula, além da saúde dos tecidos moles e a perda óssea marginal, por meio de radiografias e análises clínicas de tratamentos por um período de quatro anos de acompanhamento. Trinta e cinco implantes de zircônia de corpo único (WhiteSky, Bredent, Senden, Alemanha) receberam restaurações provisórias imediatas. Seis meses depois, os implantes receberam restaurações unitárias ou pontes fixas definitivas confeccionadas em zircônia (Lava, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) e cimentadas com cimento de ionômero de vidro (GC Fuji, GC America, Alsip, IL, EUA). Os resultados mostraram que o nível da crista óssea dos implantes dentários de zircônia sofreu uma redução de 1,5mm após quatro anos de acompanhamento. No entanto, de acordo com vários estudos que utilizaram o critério radiográfico para avaliar o sucesso do implante, uma perda óssea marginal entre 0,9-1,6mm durante o primeiro ano após a instalação do implante é considerada aceitável. Os autores concluíram que a os

implantes de zircônia mostraram uma boa preservação óssea marginal durante os 48 meses de acompanhamento e que, nesse período, nenhuma falha no implante foi observada, apresentando 100% de taxa de sucesso.

Martins (2013) teve como objetivo avaliar in vivo a osseointegração de implantes de zircônia reforçada por ítrio (Y-TZP) e compará-los com implantes de titânio usinados e com os de superfície jateadas com brushita. No estudo foram utilizados vinte coelhos (dez machos e dez fêmeas) distribuídos aleatoriamente em três grupos, sendo um controle (C) e dois experimentais (E). No total, foram instalados quarenta implantes (um em cada tíbia do coelho), de acordo com o tipo de implante utilizado: GC: titânio usinado (n = 10); GE1: zircônia reforçada por ítrio (n = 20); e GE2: titânio tratado superficialmente (jateamento com brushita; n = 10). Os implantes também diferiram entre si com relação ao diâmetro (diâmetro x altura): GC e GE1 (3,75 x 10mm) e GE2 (4,5 x 10mm). Duas semanas após o procedimento cirúrgico, os animais receberam semanalmente injeção subcutânea de marcadores ósseos fluorescentes, tais como, tetraciclina (25mg/kg; 14 e 21 dias), alizarina (30mg/kg; 28 e 35 dias) e calceína (20mg/kg; 42 e 49 dias). Após 56 dias, amostras de tecidos biológicos foram coletadas na região dos implantes e analisadas histologicamente sob microscópio confocal (Leica TSS SPE, Leica Microsystems, Mannheim, DE-BW, Alemanha) para mensurar o percentual da área de cada marcador. Foram feitas avaliações morfológicas e morfométricas, sendo que na primeira foi avaliado a quantidade do tecido ósseo formado ao redor dos implantes e a presença de tecido conjuntivo entre osso e implante, já morfometricamente foi determinado o percentual de contato osso-implante (BIC) juntamente com o percentual de tecido ósseo próximo a superfície do implante (BA). Essas avaliações foram feitas por meio de cortes corados pelo azul de toluidina. Os resultados mostraram que não houve diferenças

estatisticamente significantes entre machos e fêmeas para os diferentes marcadores. A cortical óssea remanescente próximas aos implantes em GE-1 e GC praticamente não apresentaram sinais de reabsorção. Algumas regiões de remodelação óssea adjacentes a zona cortical, além de uma grande reabsorção da cortical óssea próxima ao implante foram mais notavelmente observadas em GE-2 quando comparados a GC e GE-1. Diante desses resultados, GE-2 apresentou, em média, uma área dos marcadores fluorescente 0,73 vezes maior que GE-1 e GC. Na avaliação do BIC, os grupos não apresentaram diferenças significantes. A osseointegração do implante de zircônia apresentou resultado semelhante ao do implante usinado de titânio e superior ao jateado com brushita. Dessa forma, o autor afirma que o implante de zircônia pode ser considerado como uma alternativa para substituir os implantes de titânio quando a estética estiver envolvida.

Kim et al., (2013) tiveram como objetivo avaliar o comportamento de três intermediários de zircônia de conexão triângulo interno sob carga estática. Implantes de conexão interna cone morse (4,3 x 13mm; Dummy NobelReplace, Nobel Biocare, Gotemburgo, Västra Götaland, Suécia) foram divididos em três grupos (n = 20): AllZr; intermediário inteiramente de zircônia (CAD/CAM Aadvia, GC Advanced Technologies Inc., Alsip, IL, EUA), FrZr; intermediário de titânio unido à zircônia mecanicamente, (Nobel Procera, Yorba Linda, CA, EUA), e BondZr; intermediário de titânio unido à zircônia (Lava, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) quimicamente (RelyX Unicem, 3M ESPE). Após 24 horas de armazenamento em água a temperatura ambiente, todos os intermediários foram submetidos a 20.000 ciclos entre 5°C e 55°C. Uma carga de 35N foi aplicada em todos os intermediários. *Copings* de zircônia (Lava, 3M ESPE) foram cimentados nos intermediários com o mesmo cimento (RelyX Unicem, 3M ESPE). Uma máquina de ensaio universal (Instron 5500R, Instron Corp, Norwood, MA,

EUA) foi utilizada para o teste mecânico de fadiga. Os espécimes fraturados foram analisados em estereomicroscópio e microscópio eletrônico de varredura (MEV). ANOVA e teste de Turkey foram utilizados para análise estatística. Os maiores valores de resistência à fadiga foram encontrados para o grupo BondZr, sendo que os grupos AllZr e FrZr apresentaram os menores valores e foram estatisticamente semelhantes. Maior número de fraturas foram encontradas na região de conexão com o implante para os grupos AllZr. Já no grupo FrZr as maiores falhas ocorreram na porção interna de contato entre a zircônia e a cabeça do parafuso e do grupo BondZr na região entre a zircônia e titânio. Os autores concluíram que os intermediários de zircônia do grupo BondZr apresentaram uma maior resistência à fadiga.

Passos et al., (2014) realizaram um estudo clínico com o objetivo de avaliar as complicações, o sucesso e as taxas de sobrevivência de intermediários de zircônia em diferentes plataformas de implantes. No estudo foram avaliadas 158 restaurações unitárias cimentadas em dentes anteriores suportadas por implantes de plataformas *standard* e *switching*. As avaliações ocorreram anualmente, compreendendo o período de um a 12 anos, estando as restaurações em função mastigatória. No grupo de implantes com plataforma *standard*, os intermediários avaliados foram dos implantes 3i (Biomet 3i, Miami, EUA) e Nobel Replace (Nobel Biocare, Gotemburgo, Västra Götaland, Suécia). Já no grupo de implantes com plataforma *switching* os intermediários avaliados foram de implantes Astra (Astra Tech AB, Mölndal, Suécia), Nobel Active (Nobel Biocare) e Straumann BL (Institut Straumann AG, Waldenburg, Suíça). Durante o período de avaliação foram observadas complicações mecânicas nos implantes, como presença de fraturas nos intermediários, perda de retenção, afrouxamento de parafusos e recessões gengivais. A análise estatística foi realizada por meio do teste de Fisher e o nível ósseo analisado utilizando o teste-U, uma vez

que o teste paramétrico Mann-Whitney apresentou uma distribuição anormal dos dados. Os resultados mostraram que, em geral, os implantes de plataforma *standard* restaurados com intermediários em zircônia mostraram, para os períodos mais longos (maiores de 6 anos) de observação, melhores resultados que os implantes de plataforma *switching* com relação aos parâmetros analisados. O desempenho com relação a resistência mecânica (fadiga) dos intermediários em zircônia, para os implantes de plataforma *switching*, variou entre os modelos avaliados, sendo os melhores desempenhos apresentados pelos intermediários de implantes Straumann BL e Nobel Active, independente da largura do implante e em até cinco anos de acompanhamento. Em relação aos parâmetros biológicos, os níveis de sangramento à sondagem foram semelhantes entre plataformas *standard* e *switching*, no entanto, intermediários de plataforma *switching* apresentaram significativamente menor taxa de remodelação óssea, mostrando uma tendência a promover menor recessão gengival. Os autores concluíram que a utilização de intermediários de zircônia sobre implantes com plataforma *standard* pode ser considerada uma alternativa viável ao tratamento restaurador indireto em incisivos anteriores, em pacientes com ausência de hábitos parafuncionais.

Spies et al., (2015) tiveram como o objetivo avaliar o resultado clínico, radiográfico e a satisfação do paciente após a instalação de implantes de zircônia reforçados com alumina (Ziraldent FR1, Metoxit AG, Thayngen, Suíça) e restaurados com coroas unitárias (IPS e.max CAD LT, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) ou com próteses fixas de três elementos (IPS e.max ZirCAD e IPS e.max ZirPress LT, Ivoclar Vivadent). Os tratamentos restauradores foram observados ao longo de três anos. Na análise radiográfica os autores avaliaram tanto no momento da instalação do implante, como após os três anos de acompanhamento, a perda óssea

periimplantar. Além disso, foi observado o comportamento dos tecidos moles periimplantares. A análise estatística ocorreu pelo método de Tukey-Kramer. A profundidade de sondagem, o nível de inserção clínica e o índice de sangramento aumentaram significativamente ao longo do tempo nos locais do implante, no entanto, a recessão gengival diminuiu significativamente. Sobre o remodelamento ósseo periimplantar, uma perda óssea maior que 3mm não foi encontrada em nenhum local dos implantes, observando-se uma perda óssea média de 0,79mm em todos os períodos analisados. Uma taxa de sucesso de 94,2% para os implantes de zircônia foi observada nos três anos de acompanhamento. Os autores concluíram que os sistemas de implantes investigados mostram resultados promissores e podem ser recomendados para uso clínico.

Torcatto et al., (2015) realizaram um estudo tridimensional de elementos finitos (AEF) com o objetivo de avaliar a influência da carga parafuncional e das conexões protéticas na distribuição das tensões sobre implantes e tecidos bucais circunjacentes. Três variáveis foram estudadas: o tipo de plataforma (hexágono externo, hexágono interno e cone morse), a força oclusal (normal e parafuncional) e a direção de aplicação da carga (axial e oblíqua). Com a ajuda de um software (SolidWorks 2010, SolidWorks Corp., Concord, MA, EUA) foram construídos três modelos simulando a perda de um segundo molar inferior e a instalação de um implante (5,0 x 10mm) suportado por uma prótese unitária. Uma carga oclusal normal (carga axial de 200N e carga oblíqua de 100N) e uma oclusal parafuncional (carga axial 1000N e carga oblíqua 500N) foram aplicadas na superfície oclusal das coroas. O valor máximo de tensão principal foi utilizado para a análise da distribuição das tensões no osso cortical, sendo que valores (MPa) positivos representariam tração e, se negativos, compressão. Foi realizada uma análise estatística (ANOVA três fatores) utilizando a

interação da média de cada uma das três variáveis estudadas. Os resultados mostraram que os padrões de distribuições de tensões foram semelhantes sob carga axial normal e parafuncional. As tensões de compressão concentraram-se ao redor da plataforma e ao nível da primeira rosca do implante. A carga oclusal parafuncional foi mais prejudicial ao tecido ósseo do que a carga normal e os modelos com implantes de hexágono externo apresentaram os maiores valores de tensões de tração. Os autores concluíram que os implantes de hexágono interno apresentaram a situação biomecânica mais favorável, enquanto a situação menos favorável foi para os implantes de hexágono externo e que o carregamento parafuncional aumenta a magnitude das tensões em três a quatro vezes.

Gahlert et al., (2015) realizaram um estudo clínico prospectivo para avaliar o comportamento de um novo desenho de implante cerâmico (Pure Ceramic Implant, Institut Straumann AG, Basileia, Suíça) instalados na maxila e mandíbula. Quarenta e quatro implantes foram instalados. As próteses provisórias e finais foram colocadas após 3 e 6 meses, respectivamente. O nível ósseo da crista foi medido durante a instalação dos implantes e após 6 e 12 meses. A sobrevivência e o sucesso dos implantes foram avaliados nesse período. A taxa de sucesso e sobrevivência dos implantes após 12 meses foi a mesma (97,6%). Seis meses após a cirurgia o nível ósseo encontrado foi de -0,88mm e 12 meses após a cirurgia, a alteração média do nível ósseo foi de 1,02mm. O estudo demonstrou que implante de corpo único de cerâmica usado para a substituição de dentes unitários podem alcançar bons resultados clínicos a curto prazo, apresentando taxas de sobrevivência comparáveis aos implantes de titânio.

Basílio et al., (2016) realizaram um estudo in vitro com o objetivo de avaliar os efeitos do envelhecimento de um intermediário de zircônia parcialmente estabilizada

por ítrio (Y-TZP). Para realizar o trabalho, os autores utilizaram intermediários pré-fabricados de Y-TZP (Implante Neodent Osseointegrável, Curitiba, PR, Brasil), os quais foram parafusados em implantes de hexágono externo (Titamax Ti Cortical, Implante Neodent Osseointegrável) e divididos em quatro grupos (n = 8): C, controle; MC, ciclagem mecânica (106 ciclos; 10Hz); AUT, autoclavagem (134°C por cinco horas; 0,2MPa) e TC, ciclagem térmica (10⁴ ciclos; 5^o/55°C). Foi realizado um teste de fadiga utilizando uma máquina de ensaio universal (Instron modelo 8872, Norwood, MA, EUA) a uma velocidade de 0,5mm/min (norma ISO 14801). Em seguida, foi realizada uma análise por difração por raios-X (XRD, Siemens D5000, Bruker-AXS, Karlsruhe, DE-BW, Alemanha), para observar as alterações ocorridas nas amostras. A microscopia eletrônica de varredura (MEV) também foi feita para observar as características superficiais dos intermediários. Os resultados do teste de resistência à fadiga foram registrados e comparados por análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey. As medições de XRD revelaram a presença de fase monoclinica em alguns intermediários após o envelhecimento. Todas as condições de envelhecimento aumentaram a incidência de fraturas significativamente. O grupo MC promoveu estatisticamente uma queda maior nos valores de resistência à fadiga do que o grupo AUT, quando comparados ao grupo controle. Foi possível observar microtrincas e desgaste nas superfícies das amostras avaliadas sob MEV, mas não foram encontradas diferenças no processo de degradação superficial entre os grupos avaliados. Os autores concluíram que a resistência à fadiga dos intermediários Y-TZP foi susceptível as condições hidrotérmicas e mecânicas e essas condições induzem a transformação de fase de tetragonal para monoclinica. A microestrutura de superfície de intermediários Y-TZP não se alterou após a condições de envelhecimento.

Galvão et al., (2016) compararam por meio de análise fotoelástica a distribuição

de tensões em torno de implantes com plataforma estreita. Seis modelos fotoelásticos foram preparados simulando um incisivo lateral com implantes de plataforma estreita, sendo três com plataforma em hexágono externo (3,3 x 11,5mm, Fit-hex, Systhex Sistema de Implantes, Curitiba, PR, Brazil) e três com conexão cone morse (3,6 x 11,5mm, Attract, Systhex Sistema de Implantes). A reabilitação com implantes ocorreu juntamente com os seguintes intermediários: dois metálicos pré-fabricados, dois do tipo UCLA e dois intermediários personalizados em zircônia fabricados pelo sistema CAD/CAM. As coroas foram idênticas para todos os grupos e confeccionadas em IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), sendo cimentadas com resina de baixa viscosidade (Natural Flow, cor A3, DFL, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Os modelos fotoelásticos foram colocados em um suporte e levados para um polariscópio acoplado a máquina de ensaio universal (DL2000, Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil). Cargas verticais de zero a 100N foram aplicadas na região do cingulo das coroas e as franjas de tensões fotoelástica produzidas em cada modelo foram capturadas. Nos implantes com hexágono externo, o intermediário de zircônia apresentou as maiores tensões em uma área maior ao redor do corpo do implante, sendo considerado, entre as três situações de reabilitação, a mais desfavorável, ao contrário do intermediário pré-fabricado que apresentou as menores tensões. Nos implantes com cone morse, o intermediário metálico pré-fabricado, mais uma vez, apresentou as melhores características de distribuição de tensões, no entanto, o intermediário metálico personalizado (UCLA), apresentou as tensões mais desfavoráveis. Dessa forma, os autores concluíram que o tipo do intermediário (pré-fabricados ou personalizados) e o material (metal ou zircônia) influenciaram nos padrões de distribuição de tensões em torno de implantes estreitos com hexágono externo e conexões cone morse. Para ambas as conexões os intermediários metálicos

pré-fabricados apresentaram melhor distribuição das tensões ao redor dos implantes estreitos quando comparados aos intermediários personalizados em metal e zircônia devido ao menor nível de tensão nos implantes.

Gungor & Yilmaz (2016) avaliaram a distribuição de tensões nas próteses implanto-suportadas com implantes em zircônia e titânio pelo método de elementos finitos. No estudo, dois implantes foram utilizados para suportar uma prótese parcial fixa de três elementos na maxila, simulando a ausência do incisivo central até o canino do lado direito da maxila e dois tipos de cerâmica foram utilizadas: dissilicato de lítio (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, LI-07, Liechtenstein) e zircônia (Lava, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA). No estudo, foram modelados os implantes de zircônia de duas peças (Zit-vario, Ziterion, Uffenheim, DE-BY, Alemanha) e implantes de titânio (Zit-vario, Ziterion) ambos com 4 x 11,5mm de tamanho e intermediários retos em zircônia (Zit-vario, Ziterion). O desenho dos implantes de titânio e zircônia, altura do intermediário e a largura das margens foram padronizados para todos os materiais testados. A conexão do intermediário com o implante foi plataforma *switching*. Um total de quatro modelos diferentes foram geradas utilizando as seguintes combinações: 1 - modelo Titan-IPS: implante de titânio e intermediário de zircônia, coroa em IPS e.max (Ivoclar Vivadent AG); 2 - modelo Titan-Lava: implante de titânio e intermediário de zircônia, coroa em Lava (3M ESPE); 3 - modelo Zircon-IPS: implante e intermediário de zircônia, coroa em IPS e.max (Ivoclar Vivadent AG) e 4 - modelo Zircon-Lava: implante e intermediário de zircônia, coroa em Lava (3M ESPE). Duas diferentes cargas oclusais foram aplicadas, uma força horizontal (90° de angulação ao longo eixo do implante) e outra oblíqua (30° de angulação ao longo eixo do implante). A carga oblíqua foi de 178N (534N no total) e a horizontal de 25,5N (76,5N no total). Os resultados mostraram que sob a carga horizontal, as tensões

geradas no osso cortical nos modelos Zircon-IPS foram inferiores aos modelos Titan-IPS. Já sob carga oblíqua, os valores de tensão foram semelhantes entre os grupos. Para todos os tipos de carga e modelos, os valores de tensão que ocorreram no osso trabecular foram semelhantes. Os autores concluíram que, sob o ponto de vista biomecânico, os implantes de zircônia podem ser utilizados para a confecção de próteses parciais fixas.

Jung et al., (2016) avaliaram implantes cerâmicos de corpo único usados em elementos unitários e prótese fixa de três elementos por meio de um estudo prospectivo de coorte com o objetivo de avaliar a segurança e eficiência desses implantes. Sessenta indivíduos foram incluídos no estudo e um total de 71 implantes de zircônia de corpo único (Ceramic Implant, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) foram instalados (48 na mandíbula, 23 na maxila). As coroas em zircônia (VITA In-Ceram YZ fabricated with in-Lab technology from Sirona, Bad Säckingen, Alemanha) foram cimentadas e os casos acompanhados por 6 meses e 1 ano após a reabilitação. Foram realizadas avaliações clínicas e radiográficas para analisar os parâmetros biológicos dos implantes e dentes adjacentes. A taxa média de sobrevivência das restaurações foi de 98,3% após um ano de função. A média de perda óssea marginal durante o acompanhamento de um ano foi de 0,78mm. O implante de zircônia de corpo único teve sucesso na reabilitação de dentes unitários e pontes fixas de três elementos após um ano de função.

Hashim et al., (2016) realizaram uma revisão de literatura que teve como objetivo avaliar o sucesso e a taxa de sobrevivência de implantes de zircônia após um ano de instalação dos mesmos. Os autores procuraram correlacionar dados clínicos que justificassem o uso desses implantes como alternativa aos implantes de titânio. Na busca pelas bases de dados os autores pré-selecionaram 1519 artigos. Entretanto,

desse total, apenas 14 artigos foram selecionados para o estudo por cumprirem os seguintes critérios de inclusão: redação em inglês, inclusão de pelo menos cinco pacientes com reconstruções em cerâmicas suportada por implantes de zircônia, informação do número de implantes avaliados no estudo, período de observação de pelo menos um ano de função, cálculo das taxas de sucesso e/ou sobrevivência, descrição da reconstrução protética. O estudo mostrou uma taxa de sobrevivência de 92% para os implantes de zircônia de uma ou duas peças após um ano. Apenas oito artigos avaliaram a taxa de sucesso, sendo que cinco apresentaram uma taxa de sucesso média de 92,16% e os outros três utilizaram o critério de Ostman et al. (2007), com média de 81,2% de taxa de sucesso para o grau I e 77,3% para o grau II. Os autores concluíram que, apesar de pouca evidência a longo prazo, a zircônia parece ser uma alternativa ao titânio na confecção de implantes.

Mao et al., (2016) tiveram como objetivo analisar a influência do tamanho dos intermediários e parafusos de fixação em implantes dentários após o carregamento imediato na mandíbula por meio da análise de elementos finitos. Foram empregados intermediários de conexão interna com três espessuras (0,5mm, 0,4mm e 0,3mm) e parafusos de fixação com três diferentes diâmetros (M1,0mm, M1,2mm e M1,4mm). Sobre esses materiais foram aplicadas cargas vertical ou oblíqua de 130N. As interfaces de contato entre osso, implante, intermediário e parafuso de fixação foram simulados por um contato não-linear. Os resultados mostraram que, entre os intermediários, as tensões máximas de von Mises dos parafusos de fixação aumentaram consideravelmente. Durante a carga vertical, a tensão máxima de von Mises aumentou 125% de M1,4 para M1,2 e 190% de M1,4 para M1,0. No caso de carga oblíqua, a tensão de máxima de von Mises aumentou 99% de M1,4 para M1,2 e 115% de M1,4 para M1,0. Os resultados mostram que os tamanhos inadequados

dos intermediários e parafusos de fixação aumentam a tensão e deformação do implante dentário. Os autores concluíram que, se possível, o diâmetro do parafuso de fixação não deve ser menor que 1,0mm, sendo aceitável o diâmetro entre 1,0mm e 1,2mm. Do ponto de vista das deformações, um diâmetro maior que 1,2mm é bom para o parafuso de fixação e uma espessura maior que 0,5mm é ideal para os intermediários.

3. PROPOSIÇÃO

Analisar pelo método de elementos finitos as tensões geradas em sistemas de implantes em titânio associados à intermediários em titânio e zircônia e implantes de corpo único em zircônia e nas regiões periimplantares de uma prótese fixa unitária na região de incisivo central superior submetida a carregamento oclusal funcional.

4. MÉTODO

Foram desenvolvidos três modelos tridimensionais reproduzindo uma situação clínica com ausência de um incisivo central superior (elemento 11), substituição por implante e coroas sobre implantes com a finalidade de simular o carregamento oclusal funcional sobre os implantes osseointegráveis (Figura 1).

Unidade experimental	AEF simulando um implante com coroa unitária cimentada usando modelo tridimensional.
Fatores em estudo	<ol style="list-style-type: none"> 1) Material do implante (2 níveis): - titânio e zircônia. 2) Material do intermediário (2 níveis): - titânio e zircônia. 3) Geometria do implante (2 níveis): - corpo único e duas peças.
Variável resposta	<ol style="list-style-type: none"> 1) Tensões (Máxima Principal, Mínima Principal e von Mises) no implante e intermediário; 2) Tensões (Máxima Principal, Mínima Principal e von Mises Modificado) no tecido ósseo.

Figura 1 - Delineamento experimental

4.1. Construção dos Modelos

Para a construção do modelo ósseo tridimensional da maxila, foram obtidas imagens de maxila dentada por meio de tomografia computadorizada (i-CAT Cone Beam 3D Dental Imaging System, Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA). Essas imagens foram utilizadas como base para a construção computacional da região anterior de maxila (18mm altura x 19mm largura méso-distal x 15mm profundidade buco-lingual). A maxila construída foi do tipo três (fina camada de osso cortical - 1,0mm - em torno de um osso trabecular) com relação a sua densidade.

Os três modelos em elementos finitos foram construídos com auxílio de um software (SolidWorks, SolidWorks Corporation, Concord, MA, EUA). Para todos os grupos, uma coroa protética de dissilicato de lítio IPS emax Press (Ivoclar, Vivadent) foi confeccionada utilizando imagem previamente obtida por microtomografia computadorizada e cimentada sobre intermediários (Figura 2). Os modelos foram distribuídos nos respectivos grupos de estudo:

Ti-Ti (controle): implante cone morse em titânio (3,75 x 11mm; NobelActive, Nobel Biocare, Gotemburgo, Västra Götaland, Suécia) e intermediário reto em titânio (Esthetic Abutment, Nobel Biocare);

Ti-Zr: implante cone morse em titânio (3,75 x 11mm; NobelActive, Nobel Biocare) e intermediário reto em zircônia (Procera Esthetic Abutment #9, Nobel Biocare);

Zr: implante de corpo único em zircônia (4,1 x 12mm implante; Straumann Pure Ceramic, Straumann, Basiléia, Basel-Stadt, Suíça).

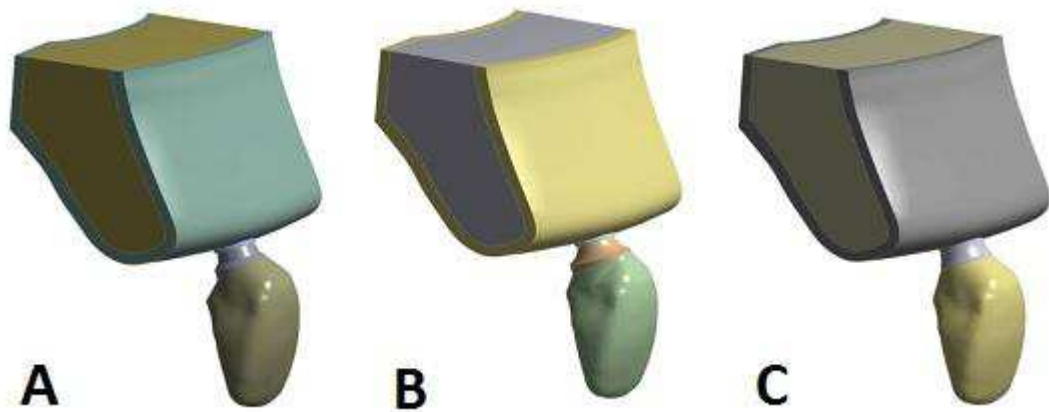


Figura 2 - Representação dos modelos em elementos finitos. (A) Ti-Ti; (B) Ti-Zr; (C) Zr

4.2. Análise dos Modelos

Após confecção dos modelos, os mesmos foram importados para o software ANSYS Workbench 14.0 (Swanson Analysis Systems Inc., Houston, PA, EUA) para a realização da análise por elementos finitos. Para realização das simulações foi escolhida a opção análise estática estrutural.

Os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, sendo importado para o software os valores do módulo de elasticidade e do coeficiente de Poisson descritos na Tabela 1.

Todos os contatos foram considerados intimamente unidos (sem atrito), com exceção do contato implante/intermediário, onde o coeficiente de atrito foi considerado 0,30 para o grupo Ti-Ti (contato Ti-Ti) (Bhering et al., 2016) e 0,19 para o grupo Ti-Zr (contato Ti-Zr) (Macdonald et al., 2000).

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13,7 ^a	0,30 ^a
Osso esponjoso	1,37 ^a	0,30 ^a
Implante de titânio	115 ^a	0,35 ^a
Implante de zircônia	200 ^a	0,31 ^a
Intermediário em titânio	115 ^a	0,35 ^a
Intermediário em zircônia	200 ^a	0,30 ^a
Dissilicato de lítio	68 ^b	0,24 ^b

^aÇaglar et al., 2011; ^bEreifej et al., 2011.

Algumas medidas foram tomadas para evitar erros de concentradores de tensões existentes nas malhas, melhorando, assim, sua eficiência: refinamento nas interfaces entre os sólidos com tamanho máximo dos elementos de 0,2mm, fator de crescimento de elemento de 1,2 e elementos sendo tetraedros de 10 nós (Figura 3). As malhas para AEF foram geradas e sua integridade avaliada quanto à qualidade dos elementos nas regiões de interesse. Os modelos apresentaram quantidade de elementos que variaram entre 391.959 e 532.624, e um número de nós variando de 581.165 a 794.119 (Tabela 2).

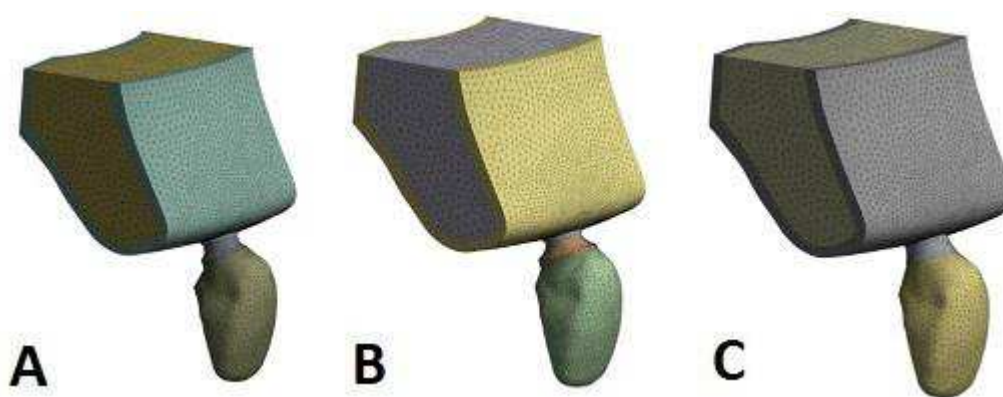


Figura 3 - Representação da malha nos modelos: (A) Ti-Ti; (B) Ti-Zr e (C) Zr

Tabela 2 - Quantidade de nós e elementos por grupo

Grupo	Nós	Elementos
Ti-Ti	771.941	517.560
Ti-Zr	794.119	532.624
Zr	581.165	391.959

Em seguida, o carregamento mecânico foi simulado com aplicação de uma carga de 100N a 45° ao longo eixo do implante, na porção palatina das coroas protéticas, posição inicial da trajetória de oclusão (Figura 4A). As regiões desbastadas da maxila foram utilizadas como pontos estabilizadores (zero graus de liberdade) (Figura 4B).

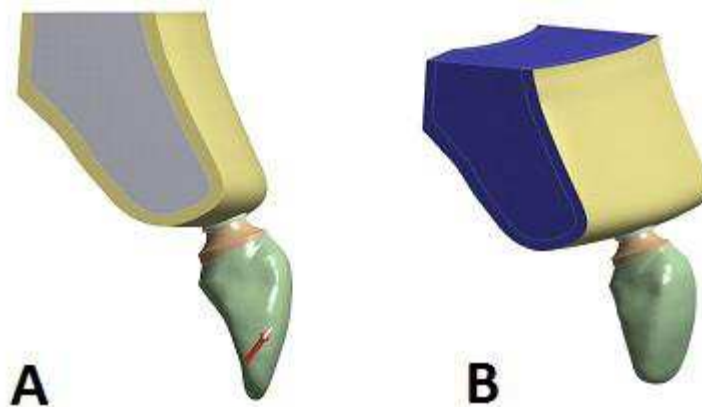


Figura 4 - (A) Seta vermelha indicando local e direção da carga aplicada; (B) Regiões em azul indicando o suporte fixo do modelo

Os resultados foram obtidos e avaliados por meio das tensões máximas principais (tração), tensões mínimas principais (compressão), tensões de von Mises e o critério Modificado de von Mises, sendo comparados de forma quantitativa e qualitativa.

5. RESULTADOS

Os resultados da AEF estão demonstrados nas tabelas e figuras abaixo. Observou-se que, sob carga oclusal de 100N a 45° ao longo eixo do implante, a geometria do implante, assim como os diferentes materiais utilizados no implante e intermediário influenciaram a distribuição de tensões no implante, intermediário e tecido ósseo. A geometria de corpo único (Zr) proporcionou menores valores de tensões principais e von Mises do que os sistemas de duas peças (Ti-Ti e Ti-Zr), sendo que o conjunto implante e intermediário de titânio (Ti-Ti) apresentou valores médios de tensões. Entretanto, comparando a mesma geometria (grupos de duas peças), notou-se que o material do implante e intermediário também influenciou nos valores de tensões, uma vez que o titânio (Ti-Ti) apresentou menores valores de tensões nos implantes e intermediários do que a zircônia (Ti-Zr) (Figura 5).

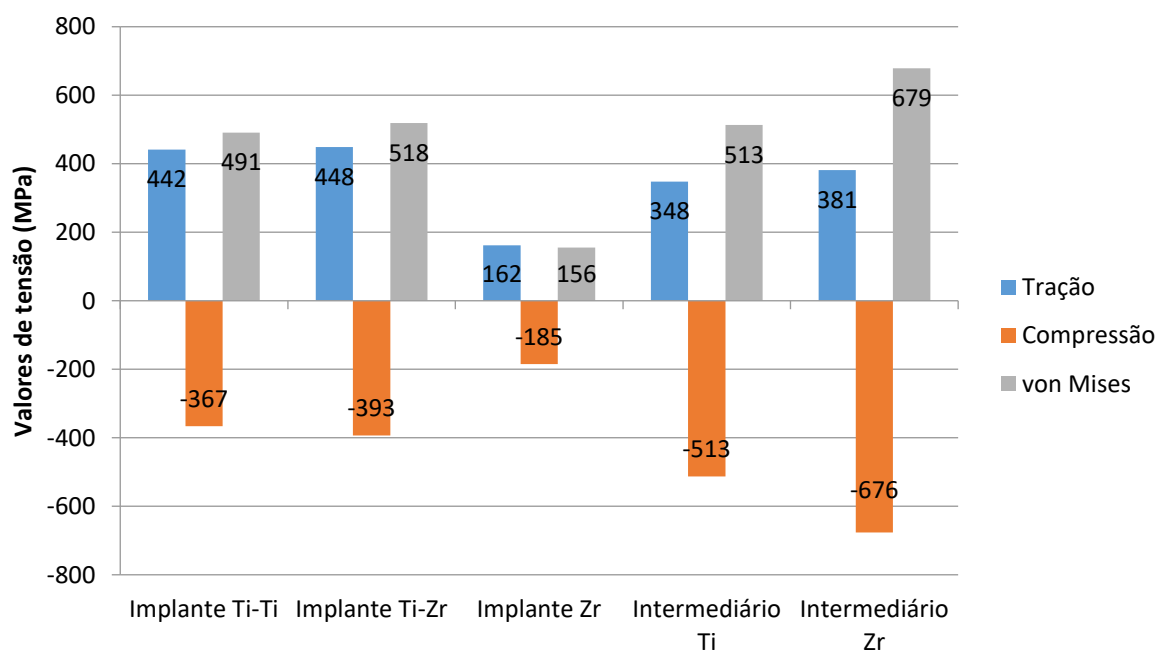


Figura 5 - Tensões de tração, compressão e von Mises em implantes e intermediários (MPa)

Nos grupos Ti-Ti e Ti-Zr, as tensões de von Mises ficaram concentradas no terço cervical dos implantes, na região das microroscas, estendendo-se até o parafuso do intermediário. Já na geometria de corpo único (Zr), as tensões concentraram-se na região cervical estendendo-se até o último passo de rosca do implante (Figura 6).

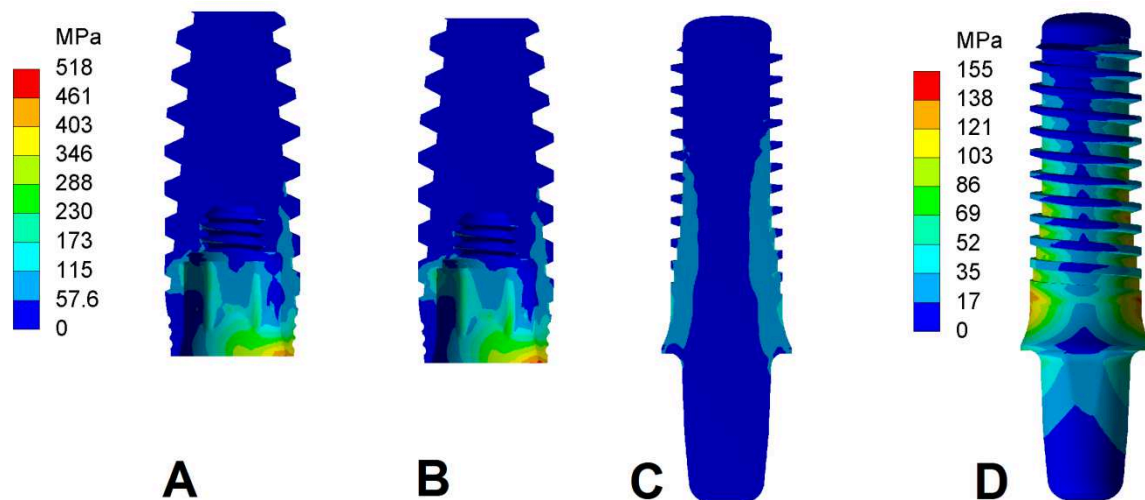


Figura 6 - Distribuição das tensões de von Mises nos implantes dos diferentes grupos testados. (A) Grupo Ti-Ti; (B) Grupo Ti-Zr; (C) Grupo Zr; (D) Grupo Zr com escala de cores própria para melhor visualização. A, B e C possuem a escala de cores padronizada

Já a tensão Máxima Principal (tração) se concentrou na região de conexão do implante. No grupo Ti-Ti as tensões estenderam-se além da região do colo do intermediário, diferentemente do grupo Ti-Zr, onde as tensões concentraram-se abaixo do colo do intermediário protético. No grupo Zr as tensões se convergiram na região do colo do implante em palatina, distribuindo-se ao longo das roscas do implante de dos terços médio e cervical do intermediário (Figura 7).

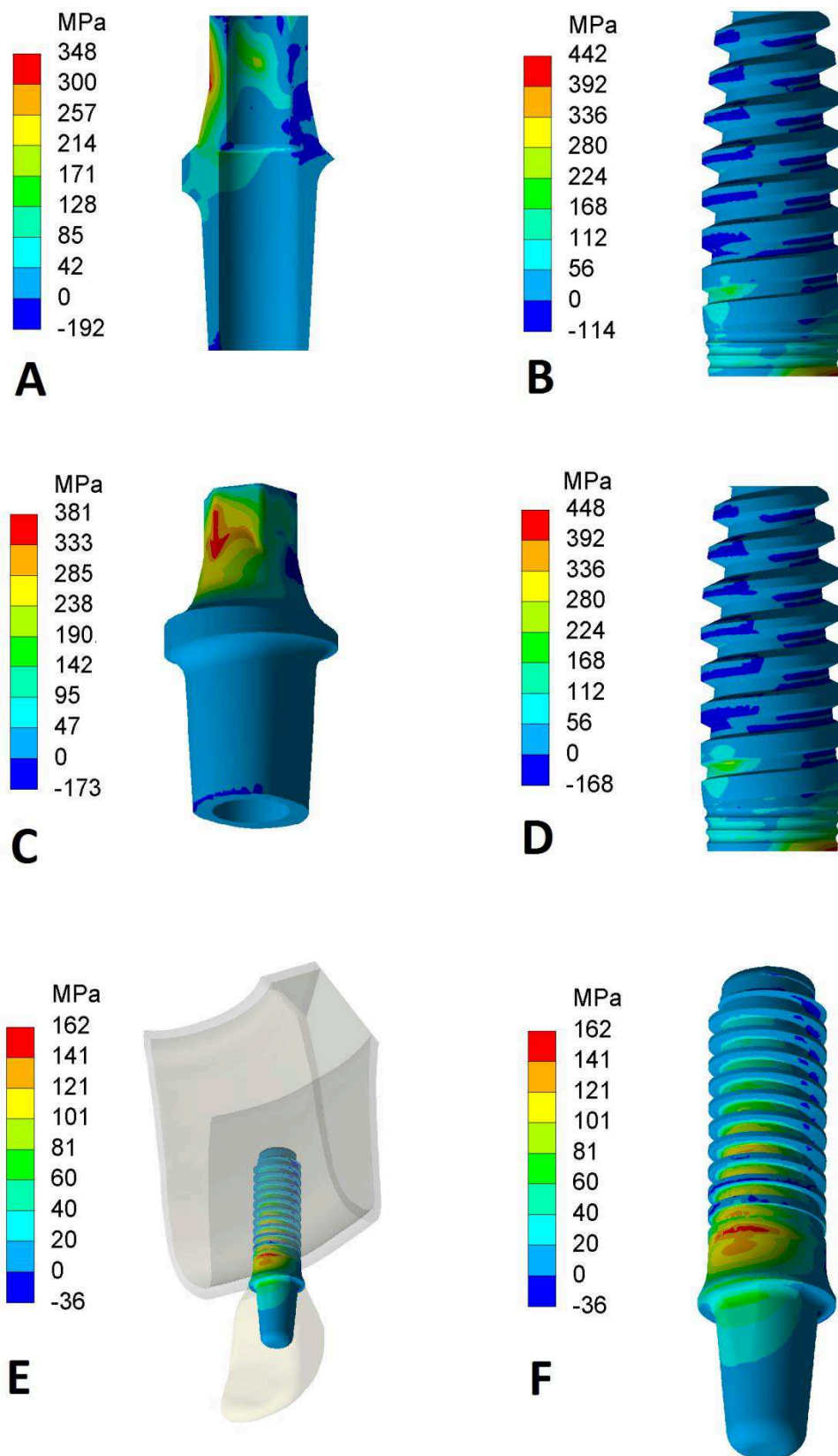


Figura 7 - Distribuição da tensão de tração nos implantes e intermediários dos diferentes grupos testados. (A e B) Grupo Ti-Ti; (C e D) Grupo Ti-Zr; e (E e F) Grupo Zr

A tensão Mínima Principal (compressão) também se concentrou na região de conexão do implante. Nos grupos Ti-Ti e Ti-Zr as tensões nos intermediários se concentraram na base posterior do hexágono e na região anterior do cone-morse. Nos implantes desses mesmos grupos os maiores valores foram encontrados na região interna, na parte hexagonal da conexão. Embora possuam distribuição similares, os maiores valores de compressão foram encontrados no grupo Ti-Zr. O grupo Zr apresentou os menores valores, sendo que as tensões se convergiram na região do colo do implante na face vestibular, distribuindo-se ao longo das roscas do implante e do terço cervical do intermediário (Figura 8).

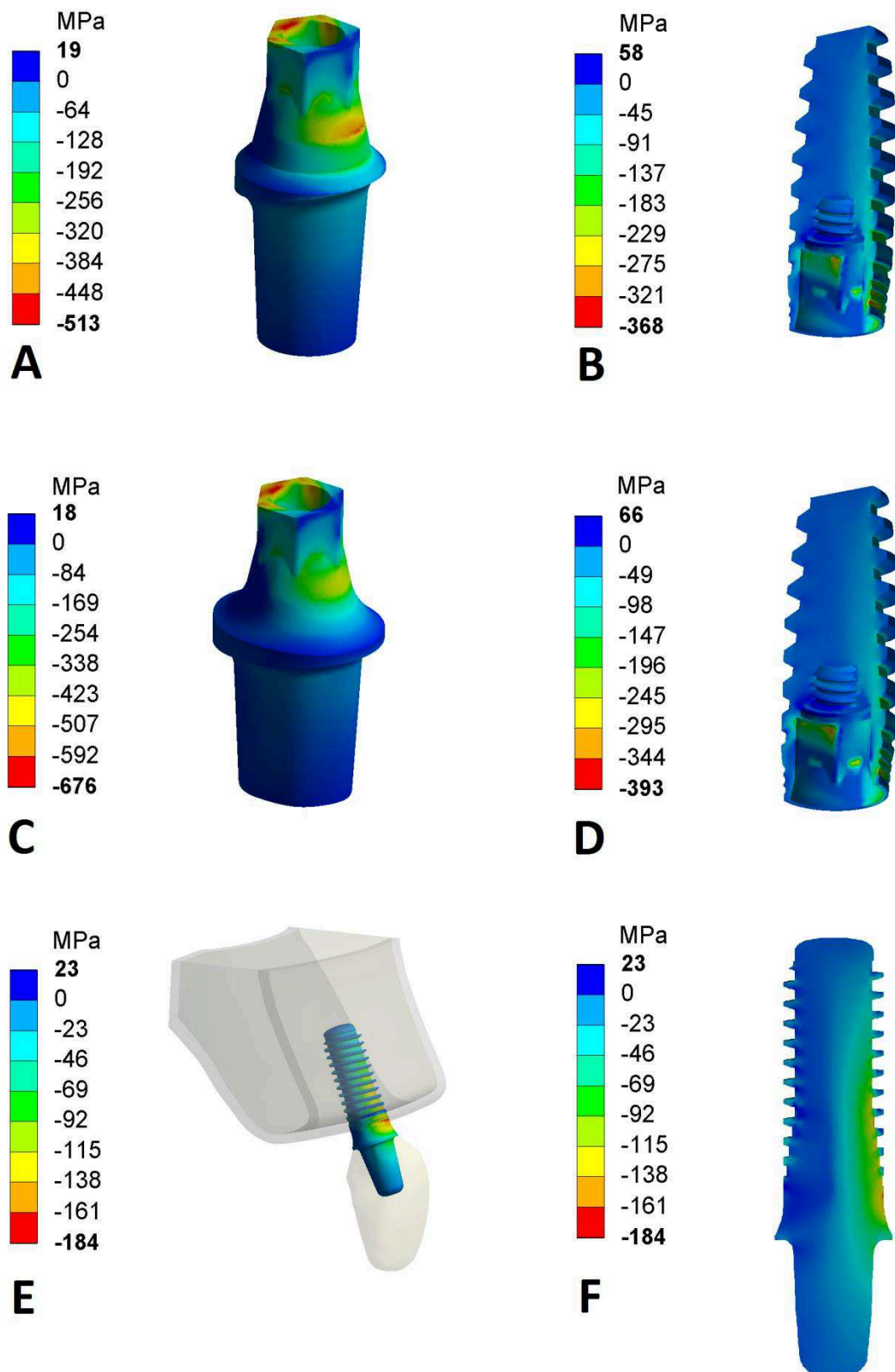


Figura 8 - Distribuição da tensão de compressão nos implantes e intermediários dos diferentes grupos testados. (A e B) Grupo Ti-Ti; (C e D) Grupo Ti-Zr; e (E e F) Grupo Zr

Os resultados mostram que as tensões induzidas no tecido ósseo também foram influenciadas pelo tipo de material e geometria dos implantes e intermediários (Figura 9). O implante de corpo único (Zr) induziu menor valor para von Mises Modificado no tecido ósseo quando comparado aos implantes de duas peças (Ti-Ti e Ti-Zr). Comparando os dois sistemas de duas peças testados, o titânio (Ti-Ti) promoveu menores tensões que a zircônia (Ti-Zr).

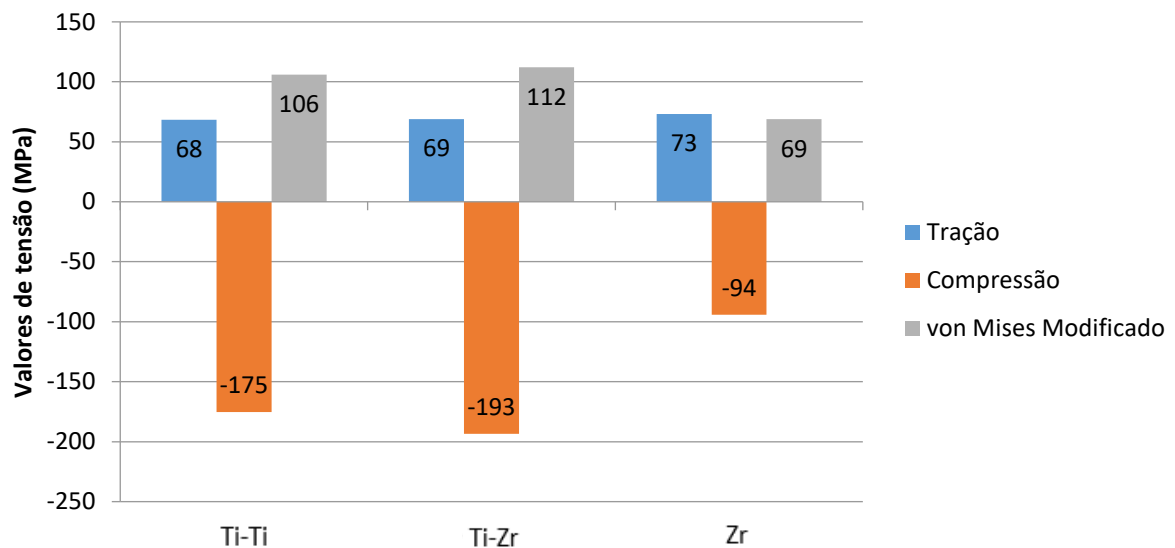


Figura 9 - Tensões de compressão, tração e von Mises Modificado no tecido ósseo para os diferentes grupos testados. Valores máximos encontrados ao redor dos implantes em osso cortical (MPa)

Avaliando a distribuição das tensões no tecido ósseo, as tensões von Mises Modificado, Máxima Principal e Mínima Principal concentraram-se na região cervical do osso cortical, com destaque para o grupo Zr, Ti-Ti onde as tensões (von Mises e tração) se acumularam na região posterior do alvéolo, enquanto nos grupos Ti-Zr e Ti-Ti as tensões se distribuíram de maneira mais uniforme (Figuras 10, 11 e 12).

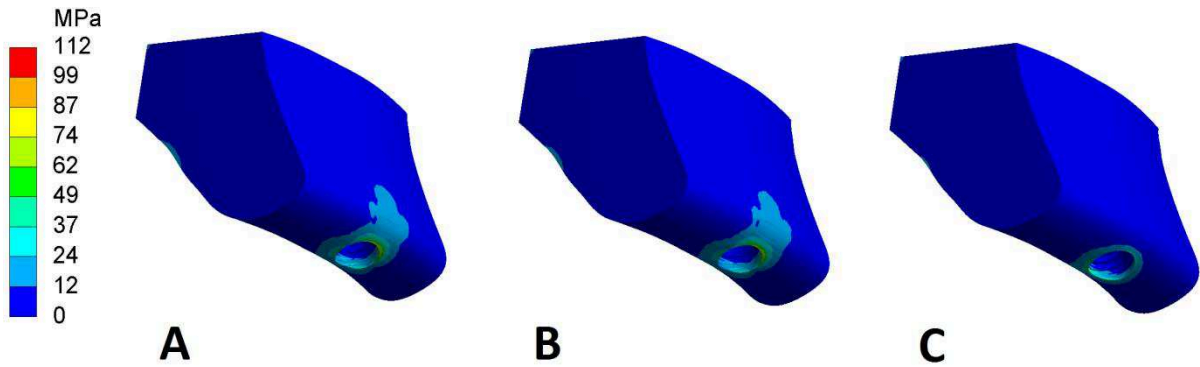


Figura 10 - Distribuição das tensões de von Mises Modificado no tecido ósseo nos diferentes grupos testados. (A) Grupo Ti-Ti; (B) Grupo Ti-Zr; e (C) Grupo Zr

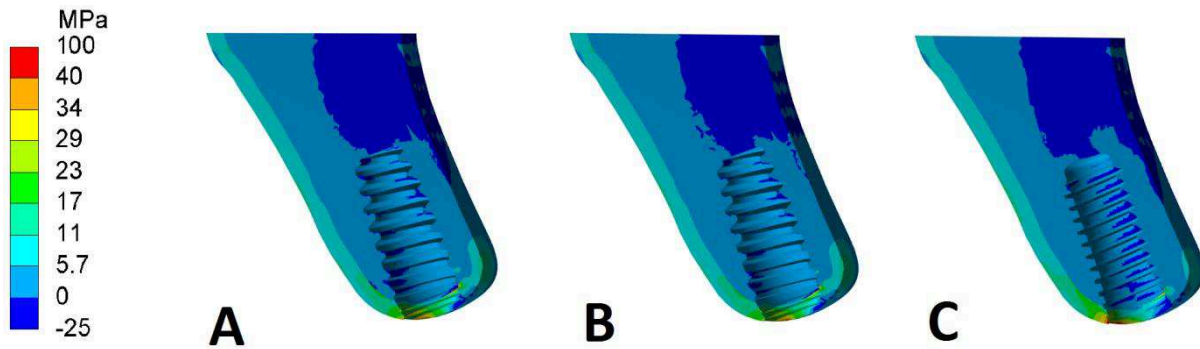


Figura 11 - Distribuição das tensões de tração em tecido ósseo nos diferentes grupos testados. (A) Grupo Ti-Ti; (B) Grupo Ti-Zr; e (C) Grupo Zr

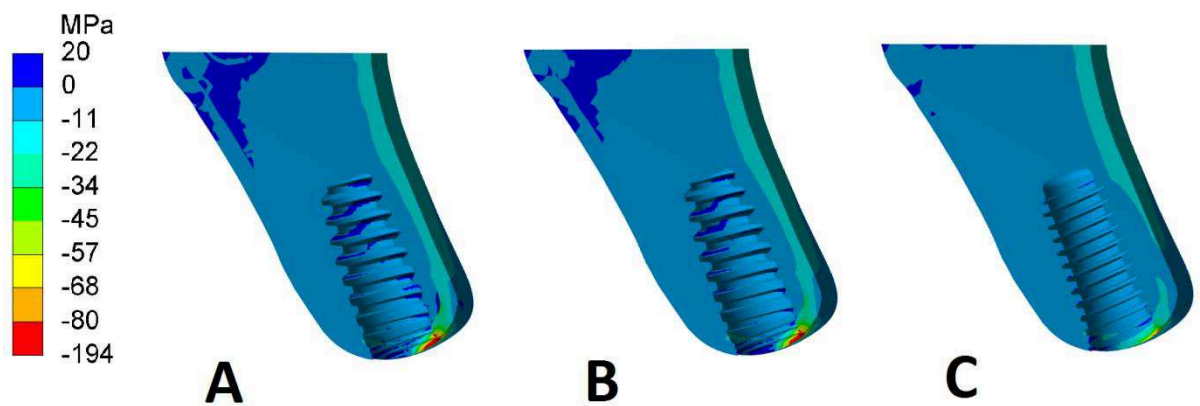


Figura 12 - Distribuição das tensões de compressão em tecido ósseo nos diferentes grupos testados. (A) Grupo Ti-Ti; (B) Grupo Ti-Zr; e (C) Grupo Zr

6. DISCUSSÃO

A análise das concentrações de tensões ao redor dos implantes, intermediários e osso cortical é de extrema importância para um bom prognóstico clínico da reabilitação dental por implantes, uma vez que a perda/reabsorção óssea e estabilidade do implante está diretamente associada às tensões exercidas pelos implantes (Sahin et al., 2002). No presente estudo, observou-se que os diferentes tipos de geometria e materiais dos implantes e intermediários provocaram diferentes tensões no implante, intermediário e tecido ósseo.

Os menores valores de tensões (von Mises, von Mises Modificado, tração e compressão) para o grupo Zr podem estar associados a aplicação da carga oblíqua e a macrogeometria do implante de corpo único, que traz vantagens como ausência de fendas entre intermediário e implante e conseqüentemente micromovimentos na região cervical dos mesmos (Çehreli et al., 2004), além do maior módulo de elasticidade dos implantes de zircônia em relação aos implantes de titânio (Tabela 1). O módulo de elasticidade influencia diretamente na interface osso-implante, uma vez que um maior módulo elástico provoca menor reabsorção óssea na região periimplantar frente as forças oclusais (Çaglar et al., 2011; Jung et al., 2016). Geng et al. (2001) recomendam que o módulo de elasticidade dos implantes seja de, pelo menos, 110 GPa, uma vez que um baixo módulo de elasticidade leva a um aumento na concentração dessas tensões no tecido ósseo. Além disso, a geometria cervical dos implantes de titânio (Ti-Ti e Ti-Zr) ocasionam altas tensões no tecido ósseo e próximo ao pescoço do implante (Rieger et al., 1989), corroborando com os resultados do presente estudo.

Entretanto, analisando a mesma geometria dos implantes (Ti-Ti e Ti-Zr), verificou-se que o grupo Ti-Zr obteve os maiores valores de tensões nos implantes,

intermediários e tecido ósseo. Este resultado está de acordo com outros estudos (Nakamura et al., 2010; Kim et al., 2013) que observaram um maior número de fraturas na região de conexão com o implante para os intermediários de zircônia em comparação com os de titânio. Entretanto, esses maiores valores de tensão não comprometem o uso de intermediários de zircônia na região anterior da cavidade bucal, uma vez que esses intermediários apresentaram desempenho clínico semelhante aos intermediários em titânio. Além disso, esse resultado mostra que a interface intermediário/implante também influencia na distribuição de tensões. No grupo Ti-Zr há materiais com diferentes propriedades físicas em íntimo contato: coeficientes de atrito (0,30 para o grupo Ti-Ti e 0,19 para o grupo Ti-Zr), rugosidades e dureza (Zr = ~1800VHN; Ti = ~260VHN) (Klotz et al., 2011). Possivelmente, isso favoreça a ocorrência de diferentes tensões na interface intermediário/implante, promovendo um maior desgaste entre o intermediário de zircônia com implante de titânio (Ti-Zr) do que intermediário e implante de titânio (Ti-Ti).

Ressalta-se que a resistência à tração (módulo de ruptura) da zircônia é de, aproximadamente, 710MPa (White et al., 2005). Portanto, até mesmo os mais altos valores encontrados (intermediários no grupo Ti-Zr, Figura 5) estão dentro desse parâmetro estabelecido como limite para que não ocorra a fratura dessa estrutura em zircônia. Já para o titânio, esses valores variam de acordo com o tipo de titânio utilizado: 240-550MPa para o titânio comercialmente puro (Ticp; graus 1 a 4) e 860MPa para a liga de Ti-6Al-4V (grau 5) (Fernandes et al., 2015). Os implantes avaliados no presente estudo são fabricados com Ticp (grau 4), já os intermediários são feitos com Ti-6Al-4V (grau 5). Dessa forma, todos os implantes e intermediários de titânio usados neste estudo também apresentaram valores de tensões aquém dos valores de resistência à tração.

As regiões onde ficaram concentradas as diferentes tensões também variaram entre os grupos testados. Nos grupos com implantes de duas peças (Ti-Ti e Ti-Zr) as distribuições de tensões foram similares. As tensões de compressão e tração se concentraram na região de conexão do implante, abaixo do intermediário protético e na face anterior do cone-morse. Já em Zr, além de apresentar os menores valores de tensões, as mesmas se concentraram na região do colo do implante, distribuindo-se ao longo das roscas do implante e do terço cervical do intermediário, corroborando com outros estudos (Moris et al., 2012, Pesqueira et al., 2014). Esse acúmulo de tensões na região de fulcro (grupo Zr), onde termina o contato com o osso cortical, pode ser explicada pela carga aplicada na metodologia (oblíqua) e por esses implantes apresentarem o fulcro do braço de alavanca próximo a crista óssea (Misch et al., 2001; Çehreli et al., 2004). Embora a carga axial seja preferível para minimizar variáveis nos resultados, tornando-os mais fácil de interpretação, os implantes estão sujeitos às cargas oblíquas na cavidade bucal durante os movimentos de mastigação, além da presença das cúspides das coroas protéticas. Dessa forma, as tensões se acumulam na crista do osso alveolar, região de fulcro rotacional do conjunto implante/componente protético, já que devido à sua configuração de corpo único, a união implante/intermediário cria um braço de alavanca maior durante a aplicação de uma força (Misch et al., 2001).

No tecido ósseo as tensões se acumularam na região posterior do alvéolo no implante de corpo único (Zr), sendo mais uniformemente distribuídas para os implantes de duas peças (Ti-Zr e Ti-Ti). Esse resultado é devido ao formato do implante nessa região de contato com o osso. A macrogeometria do implante de corpo único proporciona, ao mesmo tempo, uma distribuição de tensões mais uniforme em seu corpo e mais concentrada na região alveolar do tecido ósseo. Essa é uma

característica dos implantes de corpo único, que minimizam a concentração de tensão em seu corpo, concentrando essas tensões na região alveolar (Kong et al., 2008).

Gahlert et al., (2015) mostraram que o implante de corpo único de zircônia apresentou bons resultados após um ano em função, apresentando satisfatória reabsorção óssea e boas taxas de sobrevivência e sucesso, recomendando o mesmo para reabilitações protéticas anteriores. Esse resultado corrobora com nosso estudo, uma vez que o sucesso a longo prazo do tratamento com implantes está intimamente relacionado aos baixos valores de tensões ocasionadas na região periimplantar e, conseqüentemente, a menor reabsorção óssea dessa região. Todos os grupos apresentaram adequados índices de bioperformance, uma vez que promoveram valores de tensões de von Mises Modificado abaixo do limite máximo de tensão (167MPa) que o osso cortical pode receber sem sofrer danos, tais como deformações plásticas (início do processo de reabsorção óssea) ou fratura (Ciftçi & Canay, 2000; Teixeira et al., 2010).

7. CONCLUSÃO

Na reabilitação dental anterior, o implante de corpo único em zircônia é o sistema que apresenta e transmite ao tecido ósseo periimplantar menores valores de tensões quando comparado aos implantes de titânio do tipo cone-morse com intermediários em titânio ou zircônia.

REFERÊNCIAS*

1. Martins R. Implantes de zircônia reforçada por ítria (Y-TZP): avaliação histomorfométrica [Tese Doutorado]. Bauru: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru, 2013. 175p.
2. Borgonovo AE, Censi R, Vavassori V, Dolci M, Calvo-Guirado JL, Ruiz RAD, Maiorana C. Evaluation of the success criteria for zirconia dental implants: a four-year clinical and radiological study. *Int J Dent* 2013; 8: 1-7.
3. Spies BC, Balmer M, Patzelt SBM, Vach K, Kohal RJ. Patient-reported outcomes of a zirconia oral implant: Three year results of a prospective cohort Investigation. *J Dent Res* 2015; 94: 1385-1391.
4. Galvão GH, Grossi JA, Zielak JC, Giovanini AF, Furuse AY, Gonzaga CC. Influence of metal and ceramic abutments on the stress distribution around narrow implants: a photoelastic stress analysis. *Implant Dent* 2016; 25: 499-503.
5. Hashim D, Cionca N, Courvoisier DS, Mombelli A. A systematic review of the clinical survival of zirconia implants. *Clin Oral Investig* 2016; 20: 1403-1417.
6. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 299-309.
7. Basílio MA, Cardoso KV, Antonio SG, Rizkalla AS, Santos Junior GC, Arioli Filho JN. Effects of artificial aging conditions on yttria-stabilized zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent* 2016; 116: 277-285.
8. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 2009; 92: 1901-1920.

* De acordo com a norma da Elaboração de Trabalhos Acadêmicos da Área da Saúde da Universidade de Taubaté, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors - Grupo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Index Medicus/Medline

9. Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000; 83: 461-487.
10. Passos SP, Linke B, Larjava H, French D. Performance of zirconia abutments for implant-supported single-tooth crowns in esthetic areas: a retrospective study up to 12-year follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2014; 27: 47-54.
11. Gungor MV, Yilmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2016; 116: 346-355.
12. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 585-598.
13. Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Junior JF, Almeida DAF. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 644-651.
14. Sahin S, Çehrel MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - a review. *J Dent* 2002; 30: 271-282.
15. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 604-610.
16. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20: 32-47.
17. Gahlert M, Kniha H, Weingart D, Schild S, Gellrich N-C, Borman K-H. A prospective clinical study to evaluate the performance of zirconium dioxide dental implants in single-tooth gaps. *Clin Oral Implants Res* 2015; 27: 176-184.
18. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 919-928.

19. Mao Z, Yi D, Cao G. Influence of sizes of abutments and fixation screws on dental implant system: a non-linear finite element analysis. *Biomed Tech (Berl)* 2016; [Epub ahead of print].
20. Çaglar A, Bal BT, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarisoy S. Three dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: 961-969.
21. Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shearbonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater* 2011; 27: 590-597.
22. Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD Rubenstein JE, Chung KH, Mancl LA. In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent* 2013; 109: 255-263.
23. Jung RE , Grohmann P, Sailer I, Steinhart YN, Fehér A, Hämmerle C, Strub JR, Kohal R. Evaluation of a one-piece ceramic implant used for single-tooth replacement and three-unit fixed partial dentures: a prospective cohort clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27: 751-761.
24. Ostman PO, Hellman M, Albrektsson T, Sennerby L. Direct loading of Nobel Direct and Nobel Perfect one-piece implants: a 1-year prospective clinical and radiographic study. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 409-418.
25. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmokub DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2016; 69: 715-725.
26. Macdonald W, Aspenberg A, Jacobsson CM, Carlsson LV. Friction in orthopaedic zirconia taper assemblies. *Proc Instn Mech Engrs* 2000; 214: 685-692.

27. Çehreli, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15: 249-257.
28. Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 223-228.
29. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: 970-975.
30. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA. Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 125-131.
31. Fernandes DJ, Elias CN, Valiev RZ. Properties and performance of ultrafine grained titanium for biomedical applications. *Mat Res* 2015; 18: 1163-1175.
32. Moris ICM, Faria ACL, de Mattos MGC, Ribeiro RF, Rodrigues RCS. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. *J Adv Prosthodont* 2012; 4: 158-161.
33. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol* 2014; 40: 217-228.
34. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol* 2001; 72: 1276-1286.
35. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, Liu B. Evaluation of the cylinder implant thread height and width: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 65-74.
36. Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in

implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 571-582.

37. Teixeira MF, Ramalho SA, de Mattias Sartori IA, Lehmann RB. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent* 2010; 19: 39-49.