UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

MELODY ANALIA CHASE DIAZ

**Análise da distribuição de tensões do conjunto implante / prótese
de implantes de zircônia na região periimplantar**

BAURU
2015

MELODY ANALIA CHASE DIAZ

**Análise da distribuição de tensões do conjunto implante / prótese
de implantes de zircônia na região periimplantar**

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Dentística.

Orientador: Profa. Dra. Ana Flávia Sanches Borges.

Versão Corrigida

BAURU
2015

D543a Chase Diaz, Melody Analia
Análise da distribuição de tensões do conjunto
implante / prótese de implantes de zircônia na
região periimplantar / Melody Analia Chase Diaz. –
Bauru, 2014.

92 p. : il. ; 31cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Ana Flávia Sanches
Borges

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

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

Assinatura:

Data:

Comitê de Ética da FOB-USP
Protocolo nº:
Data:

DEDICATÓRIA

A minha mãe **Gladis**, a pessoa que me inspirou na profissão desde criança e a quem amo e admiro profundamente. Pelo apoio, paciência, dedicação e incentivo aos meus estudos. Por acreditar na minha capacidade profissional, pelo amor incondicional e por ser um exemplo de força e determinação. A ela dedico com orgulho mais esta etapa.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A minha orientadora, a Profa. Dra. **Ana Flávia Sanches Borges...**

Agradeço imensamente por ter me acolhido com especial atenção e carinho desde o primeiro dia. Por ter acreditado em mim e por ter me levado no colo como uma aluna estrangeira, iniciante no português e principalmente no mundo das pesquisas científicas do qual me tornei apaixonada. Obrigada pela dedicação e compromisso demonstrado durante as minhas orientações, por ter me aberto às portas da USP, guiado e carregado quanto mais o precisei. E principalmente pela amizade, conselhos e conhecimentos divididos comigo, que foram essenciais na minha conduta ética, humana e profissional. Você pode ter certeza que fez a diferença no meu futuro professora, estarei sempre agradecida por isso e a levarei sempre no coração. OBRIGADA POR TUDO.

AGRADECIMENTOS

A Deus, nosso pai eterno...

Que sempre estive ao meu lado, nas minhas quedas, nas minhas fraquezas, nas lutas e vitórias.

À minha mãe, **Gladis..**

Por ter me ajudado e apoiado desde o primeiro momento. Por ter me encorajado sempre e feito mais fácil a minha estadia no Brasil; por ter disfarçado a saudade para que eu não a sinta. Pela confiança de sempre e pela eterna preocupação em me transmitir a importância e a valorização da leitura e do conhecimento. Pelo amor e carinho imensuráveis e por um milhão de coisas mais que não caberia num simples papel, obrigada e te amo mãe!

A meu pai, **Kelo e a sua esposa Myli...**

Por abrirem a porta do meu futuro com o estudo, pelo apoio, pela confiança e dedicação, pelo investimento não apenas financeiro, mas de amor e carinho. Por tudo o que abdicaram para que eu pudesse estar aqui agora e pela eterna preocupação com o meu bem estar. Amo vocês e obrigada!

Aos meus avós, **Luis e Dody**, por ser exemplo de luta e dedicação para com seus filhos, netos e bisnetos. Por ter me ensinado tantas coisas e mostrado o caminho nos dias difíceis. Pela confiança que sempre me demonstraram e por levar a nossa família em frente com tanto amor. Só Deus sabe o quanto amo vocês e senti a sua falta dia após dia. Amo vocês mais que tudo, daqui a pouco estarei de volta.

À minha querida família no nome da minha querida madrinha Carmen, pelo carinho, amor e paciência para comigo e os meus avós e família. Por saber entender e aceitar as minhas ausências no dia a dia, por cuidar dos meus avós com tanto amor e dedicação! Por nos mimar e defender fora dos limites. Te amo "Tia Nanen", obrigada por tudo!

A os professores do departamento de Materiais Dentários **Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi, Profa Dra. Ana Flávia Sanches Borges e Prof. Dr. César Antunes de Freitas**, pelo carinho e ensinamentos ao longo destes dois anos. Por serem pessoas agradáveis, com olhar leve e amistoso e pela enorme contribuição para minha formação pessoal acadêmica. Agradeço por todo conhecimento dividido e por tantos bons momentos que passamos durante as disciplinas do mestrado e atividades do PAE. Muito Obrigada!

A os professores do departamento de Dentística da FOB, **Prof. Dr. José Mondelli, Prof. Dr. Carlos Eduardo Francischone, Prof. Dr. Rafael Lia Mondelli, Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro, Profa. Dra. Maria Teres Atta, Prof. Dr. Sérgio Kiyoshi Ishikiriama, Profa. Dra. Linda Wang, Profa. Dra. Juliana Fraga Soares Bombonatti, Prof. Dr. Adilson Yoshio Furuse**, todo meu agradecimento, pois aprendi muito com cada um de vocês. Como é bom poder estar tão perto de professores como vocês, é uma grande honra ter aprendido com professores desse porte e carisma. A todos, meu reconhecimento e meu muito obrigada.

Ao Prof. Dr. **José Henrique Rubo** pela parceria e ajuda na parte experimental da minha pesquisa, pela paz e tranquilidade que o senhor soube nos transmitir nas horas de maior desespero, por me permitir formar parte da equipe de pesquisa maravilhosa que tanto acrescentou a minha formação e pelos conhecimentos divididos comigo e com todos com tanta sabedoria. Muito obrigada professor!!

Ao Prof. Dr. **Edson Antônio Capello Souza**, muito obrigada professor, pela forma cordial e atenciosa que me recebeu na UNESP de Bauru para o desenvolvimento de uma das etapas da parte experimental da minha pesquisa. O choque de ideias entre a Engenharia e Odontologia expandiu meus horizontes grandemente. Obrigada por ter me ensinado, dentro das limitações, tudo sobre o Método de Elemento Finito e por ter dividido um pouquinho dos seus conhecimentos comigo. Sem dúvida, o contato foi fundamental para que eu pudesse finalizar e aprimorar minha dissertação. Muito Obrigada por tudo!

Aos meus amigos do mestrado 2013, **Luara, Marlyni, Ligia, Tamires, Ma. Angélica, Adriana, Martha, Camila, Marina, Leticia, Mayara y Fábio**. Agradeço a todos pelo apoio e ajuda de sempre, pelos papos descontraídos, pelos desabafos, as clínicas, os seminários, correções de português, almoços no bandejão, pela amizade que construímos e por todos os ótimos momentos que tivemos juntos. Que bom que conheci pessoas tão boas nesse “passeio” pelo Brasil. Muito Obrigada por tudo!

Aos colegas de doutorado, **Ana Flávia, Larissa, Kiki, Elaine, Carlos, Damaris, Diana, Jack, Juan, Marina, Odair**, e de um jeito especial a **Raphaela Farias e Carla Muller**, muito obrigada pela paciência, pelas dicas, pelas correções, pelas horas divididas na biblioteca de materiais, por ser tão prestativos em ajudar e orientar, pelos almoços no bandejão, por todas as experiências compartilhadas, pelos bons momentos que passamos juntos, e sobre tudo muito obrigada pela amizade construída neste tempo tão curto. Levarei vocês sempre no coração, obrigada!

Ao doutorando **Carlos Rezende**, obrigada pela boa vontade em nos ajudar sempre, por aclarar as minhas intermináveis dúvidas, pela boa disposição de ir comigo pra UNESP sempre que precisou, por responder e-mails de desespero rápido e de jeito tranquilizador. Pelas correções e comentários que ajudaram a melhorar o trabalho, e por dividir os seu conhecimentos de um jeito tão humano e desinteressado. Muito obrigada Carlos, espero um dia poder devolver pelo menos um de todos esses favores, conte comigo.

Aos alunos de engenharia mecânica da Faculdade de Engenharia da UNESP de Bauru, de forma especial a **Gabriela Pachoeto**, que dedicou várias das suas horas livres para me ajudar e aclarar as minhas intermináveis dúvidas. Sem você e a sua paciência gigantesca não teríamos chegado ao objetivo a pesar das dificuldades. Muito obrigada “Gabs”.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos, **Alcides e Sandrinha**. Muito obrigada por estarem sempre presente e prontos a me ajudar a que tudo desse certo durante todo o mestrado. Obrigada!!! Sem a ajuda de vocês nada teria sido possível. A companhia de vocês tornou mais amena a nossa jornada. Valeu a pena cada momento vivido. Obrigada por tornar inesquecível este tempo de formação. Gosto de maneira especial de vocês.

Aos Funcionários do Departamento de Dentística, **Audria, Charlene, Rita, dona Ligia, Elízio, Natália, Nelson e Zuleica**, por toda a dedicação, incentivo e colaboração para todas as atividades que foram desenvolvidas nesse período. Vocês foram muito importantes e serão sempre lembrados com muito carinho. Muito Obrigada!

Às funcionárias da clínica da pós, **Hebe e Cleusa**. Com certeza as clínicas não seriam as mesmas sem vocês duas. Agradeço imensamente toda a ajuda, a paciência e todos os ótimos momento que vivemos nesse período. A alegria de vocês é contagiante e torna o ambiente muito mais agradável! Muito Obrigada por tudo!

À funcionária e amiga **Denise Maria Regiani**. Muito obrigada mesmo por estar sempre presente e pronta a me ajudar para que tudo desse certo durante todo o tempo que estive no Brasil. Você foi muito importante e será sempre lembrada com muito carinho. Muito Obrigada por tudo!

À minha querida dupla, **Luara Aline Pires**, por ter me ajudado nas clínicas e ter estado do meu lado em todos os momentos. Pelos momentos de descontração e divertimento, pela amizade construída e fortalecida nesses dois anos. E que a distância não signifique esquecimento. Respeito, admiro e amo você muito. Obrigada!!!

À família que Bauru me deu nesses últimos dois anos, **Thais Cristina Pereira, Angie Guggiari, Estefania Ayala**, *“fica proibido sentir saudades sem se alegrar”*, sem vocês nada teria sido do jeito que foi. Fizem dos momentos tristes quase imperceptíveis e dos momentos felizes, 1000 vezes mais felizes. Só ficaram lembranças boas e a certeza do amor e carinho que sinto e sentirei sempre por vocês.

À minha querida República Gaiola e agregadas, **Gabi Carmignani “Caçara”, Taís Machado “Tatá”, Bruna Nogueira “Robin”, Marina Prata “Ema”, Natália Alonso “Bota”, Alessandra Magagna “Leka”, Amanda dos Reis Alonso “Chica”, Thaiane Nogueira “Thai”, Sara Branco Lázaro “Sarinha”, Daniele Modanez “Salsa”, Bruna Leme “Grande”, Beatriz Bassan Stroppa “Bia”, Gabriela Godoi “Gabi”**, *“Esqueça a parte da expressão “mora longe”. Gente bacana mora dentro. Tem lugar cativo no peito, único e exclusivamente reservado independente da distância. Quem cativa nunca é ausente. Entra sem pedir licença e nunca “arreda o pé”*. Obrigada pelo carinho e suporte desses 4 anos de vida Bauruense, com vocês pude compreender o real significado de família e amizade. Obrigada pela força e alegria que sempre me transmitiram, por me alentar e me levar no colo quando mais o precisei. Não teria conseguido essa conquista sem vocês e sobre tudo não teria sido tão feliz quanto fui e sou. Amo vocês, e levo comigo um coração cheio de lembranças que enchem meu dia a dia de alegria. OBRIGADA!

A mis tutis paraguaias, **Mayra Rios, Marta Ihara, Leticia Sarubbi, Lisa Giménez, Mabel Mendoza, Ana Guggiari “Angie”, María José González “Majo”, Natalia Da Ponte, Gina Benedetti e Margarita Alonso “Maggy”**, obrigada pelos anos de amizade, pelo apoio que cada uma do seu jeito me deu, por se sentir orgulhosas com cada conquista e por me alentar a continuar sempre, mesmo com as saudades que a distância e o dia a dia deixam. Amo cada uma de um jeito especial e também me sinto orgulhosa da conquista de todas, obrigada!!

Aos que não constam na lista, que a ausência nunca signifique o esquecimento... Levarei saudades da nossa jornada e com a esperança de, em breve, reencontrá-los.

*“Queda prohibido no sonreír a los problemas,
no luchar por lo que quiero, abandonarlo todo por tener miedo,
no convertir en realidad mis sueños.”*

Alfredo Cuervo Barrero

RESUMO

Este estudo teve como objetivo analisar as tensões do osso periimplantar, analisando as forças axiais e oblíquas incidentes em um modelo 3D usando Método de Elementos Finitos (MEF) a partir de modelo experimental *in vitro*, que consistiu em: 1 implante Brånemark System MkIII Groovde (3,75 mm de diâmetro, 13,0 mm de comprimento); 1 pilar multi-unit de 5mm de altura com parafuso de titânio e torque de 20Ncm; infraestrutura de cobalto-cromo revestida com cerâmica feldspática aparafusada com torque de 10 Ncm, e poliuretano simulando o osso. Para obter dados de deformação, extensômetros lineares elétricos (Strain Gauges) foram utilizados e os valores obtidos foram comparados com o MEF gerado a partir do escaneamento do modelo em Micro CT e reconstruído tridimensionalmente no software Simpleware. Uma vez construído o modelo do MEF, as propriedades mecânicas dos implantes de titânio foram substituídas pelas propriedades dos implantes de zircônia Y-TZP no programa ANSYS. Uma carga vertical e uma oblíqua, cada uma de 300N, foram aplicadas no centro da face oclusal da coroa de cada modelo e, em seguida, as tensões foram verificadas na região do osso periimplantar. As tensões encontradas no modelo de EF com força vertical aplicada foram 0,92 MPa na região vestibular, 1,15 MPa na lingual, 0,98 MPa na mesial e 1,00 MPa na região distal para implante de titânio. Quando utilizado implante de zircônia com carga aplicada vertical os valores de tensão foram em vestibular 11,66 MPa, em lingual 9,73 MPa, em mesial 9,76 MPa e em distal 9,59 MPa. No modelo de EF com força oblíqua de 30° os valores foram em vestibular 0,92 MPa, em lingual 1,14 MPa, em mesial 0,97 MPa e em distal 0,99 MPa com o mesmo implante de titânio. O mesmo implante com carga inclinada (30°) gerou valores de tensão de 10,23 MPa em vestibular, 8,30 MPa em lingual, 8,48 MPa em mesial e 9,51 MPa em distal. A tensão diminuiu numericamente com o implante de zircônia, com as incidências de cargas verticais e oblíquas.

Palavras-chave: Prótese Dentária, Implantes Dentários, Análise de Elementos Finitos.

ABSTRACT

Analysis of the distribution of deformations on the implant/prosthesis assembly of zirconium implants in the peri-implant region

This study aimed to analyze the tensions of the periimplant bone around a single implant, analyzing axial and oblique incident forces in a 3D Model using Finite Element Method. Experimental in vitro model consisted of: Brånemark System MkIIIGroovde implant (3.75 mm diameter, 13.0 mm length); multi-unit set abutment of 5mm height with titanium screw and torque of 20Nm; cobalt-chromium coping coated with feldspathic ceramic screwed with a torque of 10Nm, and polyurethane simulating the bone. Strain gauges were used to set up this experimental model and the values obtained were compared with FEM generated from the model scanning in Micro CT and developed in Simpleware software. After this, the mechanical properties of the titanium implants were replaced by the properties of Y-TZP zirconium implants in ANSYS software. A vertical and an oblique load, each one of 300N, were applied on the center of the occlusal aspect of the crown of each model and then the tensions were verified in the periimplant bone region. The tensions generated in the FE model with vertical force applied were 0.92 MPa on vestibular region, 1.15 MPa on lingual, on mesial 0.98 MPa and 1.00 MPa on distal region for titanium implant. When applied vertical load in zirconia implant, the values were 11.66 MPa on vestibular, 9.73 MPa on lingual, 9.76 MPa on mesial and 9.59 MPa on distal. In the FE model under 30° oblique load, the values were 0.92 MPa on vestibular, 1.1457 MPa on lingual, 0.97 MPa on mesial and 0.99 MPa on distal with the same titanium implant. Zirconium implant with oblique load (30°) generated tension values of 10.23 MPa on vestibular, 8.30 MPa on lingual, 8.48 MPa on mesial and 9.51 MPa on distal. The stress numerically decreased with zirconia implant with vertical and oblique loads.

Keywords

Dental Prosthesis, Dental Implants, Finite Element Analysis

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1 - Extensômetros lineares elétricos posicionados ao redor do implante.....	48
Figura 2 - Malha criada com o método de elementos finitos.....	50
Figura 3 - Carga de 300N aplicada no sentido vertical.....	50
Figura 4 - Resultados das deformações obtidas com MEF para construção do modelo in vitro.....	51
Figura 5 - Carga de 300N aplicada em sentido oblíquo.....	52
Figura 6 - Tensões geradas na região óssea periimplantar.....	58
Figura 7 - Aproximação na região periimplantar para análise das tensões geradas.....	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos diferentes materiais.....	49
Tabela 2 - Resultados das deformações obtidas com extensômetros lineares elétricos.....	51
Tabela 3 - Variações na direção da carga e componentes dos modelos criados com o MEF	53
Tabela 4 - Comparação dos valores de deformação para construção do modelo de EF.....	57
Tabela 5 - Comparação dos valores de deformação achados com o MEF e a Faixa fisiológica.....	57
Tabela 6- Comparação dos valores de tensão na região periimplantar.....	59

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

MEF	Método de Elemento Finito
FEA	Análise de Elemento Finito
PU	Poliuretano
Y-TZP	Zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com óxido de ítrio
FSZ	Fully Stabilized Zirconia
PSZ	Partially Stabilized Zirconia
TZP	Tetragonal Zircônia Policristals
Co-Cr	Cobalto-Cromo
mm	Milímetros
N	Newton
N.cm	Newton centímetro
Mpa	MegaPascal
HA	Hidroxiapatita
Micro CT	Microtomografia Computadorizada

LISTA DE SÍMBOLOS

°	Graus
με	Micro Strain

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1	O tecido ósseo	25
2.2	Implantes dentários e prótese sobre implantes	28
2.3	Uso da zircônia como material de implantes dentários	31
2.4	Método de Elementos Finitos	35
3	PROPOSIÇÃO	41
4	MATERIAL E MÉTODOS	45
4.1	Modelo experimental	47
4.2	Extensômetros Lineares Elétricos	47
4.3	Método de Elemento Finito	48
5	RESULTADOS	55
6	DISCUSSÃO	61
7	CONCLUSÕES	67
8	REFERÊNCIAS	71

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Próteses implantossuportadas tem sido amplamente utilizadas pelos cirurgiões dentistas devido à elevada taxa de sucesso associada deste tipo de restauração (PJETURSSON et al 2004). A longevidade do sistema implante / prótese depende, entre outros fatores, da distribuição de tensões e deformações nos componentes deste sistema em torno do implante. A distribuição de tensões, por sua vez, depende do desenho do implante, desenho da prótese, dos materiais do implante e da prótese, da localização e posição do implante e da quantidade e qualidade óssea (RUBO;CAPELLO SOUZA, 2010; SANTIAGO JUNIOR et al., 2013; GRANDO et al., 2014). A tensão em torno do implante depende da quantidade do osso ao redor e é influenciado pelo comportamento biomecânico (NACONECY et al 2010). No entanto, a tensão da região periimplantar é um fator importante a ser avaliado, uma vez que é o resultado da tensão óssea.

Sobrecarga patológica pode levar a microfraturas no osso periimplantar e pode resultar em reabsorção óssea (FROST, 2003). A manutenção a longo prazo do sistema de implante / prótese envolve um processo de remodelação contínua na interface osso / implante. Este fenômeno permite que um novo osso substitua os tecidos que sofreram microfraturas e fadiga, como consequência do carregamento cíclico (MISCH et al 2001). Micro danos no osso in vivo e atividade remodeladora associada ao processo de reparação dessas regiões têm sido descritas por Frost (FROST 1960; FROST 1989; FROST 2003).

Por isso, muitos estudos têm se empenhado em medir a concentração de tensões em torno dos implantes (AKCA;CEHRELI, 2008; RUBO;CAPELLO SOUZA, 2010; SANTIAGO JUNIOR et al., 2013). Estudos com extensômetros lineares elétricos, bem como modelos de elementos matemáticos, fotoelásticos e finitos têm sido utilizados para explicar o comportamento biomecânico de próteses implantossuportadas e simular a situação clínica (AKCA;CEHRELI, 2008; RUBO;CAPELLO SOUZA, 2010, NACONECY et al 2010), cada um apresentando algumas vantagens e desvantagens.

A análise de elementos finitos (FEA) foi a preferência de vários autores, permitindo a avaliação quantitativa e qualitativa da tensão e distribuição de tensões em várias áreas do sistema de prótese implantossuportada (GENG;TAN;LIU, 2001; PESQUEIRA et al 2014). No entanto, este método tinha sido criticado quanto à sua

confiabilidade já que devido a existência de modelos muito complexos, algumas simplificações e suposições devem ser feitas para tornar a solução possível, o que afeta o resultado final. Algumas simplificações e hipóteses usualmente adotados em estudos de implantes dentários são a simplificação da geometria do osso ou do sistema de implante assumindo que o osso é homogêneo e isotrópico, condições de contorno, etc. (GENG; TAN; LIU, 2001; LANG et al., 2003; DAAS et al., 2008; RUBO; CAPELLO SOUZA, 2010). Assim, alguns autores realizaram estudos para avaliar a precisão e para validar os modelos de elemento finito, na tentativa de tornar o método confiável para a avaliação biomecânica dos implantes dentários (MELLAL et al., 2004; ESER et al., 2009; GRONING et al., 2012). No entanto, existem poucos estudos referentes à situação específica da deformação em torno de um único implante.

Nos últimos anos, a zircônia Y-TZP (zircônia tetragonal policristalina parcialmente estabilizada com ítria), um material cerâmico de alta resistência, com bons resultados em longo prazo no campo dos implantes médicos, tem sido sugerida como uma alternativa para implantes dentários. Y-TZP tem maior resistência à flexão e tenacidade à fratura do que o óxido de alumínio e oferece vantagens sobre esse material quando utilizado como implantes dentários (HELMER, DRISKELL, 1969; PICONI; MACCAURO, 1999; PICONI et al, 2003; KOHAL, 2006; DEPPRICH et al, 2008; HISBERGUES, VENDEVILLE, VENDEVILLE, 2009; STADLINGER, 2010).

O módulo de elasticidade dos diferentes materiais de implante influencia a interface implante / osso. Materiais de implante com módulos que são muito baixos devem ser evitados; devem ter um módulo de elasticidade de pelo menos 110 GPa (GENG; TAN; LIU, 2001). O uso de um implante de zircônia estreito, com um elevado módulo de elasticidade pode ser a razão para as tensões baixas observadas no osso (CAGLAR et al, 2014).

Assim, considerou-se adequado realizar o estudo das tensões geradas na região óssea periimplantar do conjunto implante/prótese sob carregamento axial e oblíquo, utilizando implante de zircônia comparando-o com implantes de titânio, utilizando a modelagem e análise por meio do Método Elementos Finitos (MEF).

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 O tecido ósseo

Constituinte principal do esqueleto, o tecido ósseo é um tipo especializado de tecido conjuntivo e realiza várias funções mecânicas e fisiológicas (GONG; ARNOLD; COHN, 1964; HAMILL, 2012; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013). A estrutura esquelética tem a função de suporte, proteção, determina forma e tamanho corporal e funciona como depósito de cálcio, fosfato e outros íons, regulando-os nos líquidos corporais (GONG; ARNOLD; COHN, 1964; HAMILL, 2012; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013). É formado por matriz óssea, dividida em matriz inorgânica (60% em peso e 40% em volume), matriz orgânica (30-32% em peso e 35% em volume) e por células: osteoblastos, osteoclastos e osteócitos. Há também os canalículos, que são responsáveis pelas trocas de moléculas e íons entre os capilares sanguíneos (GONG; ARNOLD; COHN, 1964; HAMILL, 2012; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

Macroscopicamente, verifica-se que o osso é formado por partes sem cavidades visíveis, o osso compacto, cuja porosidade do volume ocupado por tecido não mineralizado é 5 a 20% e por partes com muitas cavidades intercomunicantes, o osso esponjoso têm porosidade relativamente alta (40 a 95%). O tecido compacto e as trabéculas que separam as cavidades do esponjoso têm a mesma estrutura histológica básica (HALL, 1991; GARNET, 2003; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

O osso compacto praticamente não apresenta espaços medulares, tendo sua porosidade devido aos canais de Harvers e Volkmann e numa menor escala aos espaços caniculares e lacunas. O osso esponjoso tem uma estrutura porosa que protege a medula óssea, atua como material para manter a forma das finas camadas do osso compacto e auxilia na transferência de forças das cargas que as camadas de ossos compactos devem suportar. É modelado como delgadas espículas e trabéculas, dispostas de acordo com as solicitações mecânicas, tendo, as trabéculas, espessura variando entre 50 a 300 μm e espaços entre elas variando de 100 a 500 μm (CARTER; HAYES, 1977; COWIN, 1986; MORGAN; KEAVENY, 2001; PROT et al., 2012).

O tecido ósseo também é considerado depósito e controlador de concentrações de íons no metabolismo humano, como por exemplo: cálcio, fosfatos, potássio, magnésio, sódio, entre outros. O osso cortical abrange cerca de 70 a 80% da estrutura óssea total e representando de 20 a 30%, então, o osso trabecular (ERIKSEN; AXELROD; MELSEN, 1994; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013). A dureza e

a rigidez podem ser determinadas pela porosidade do osso trabecular (CARTER;HAYES, 1977; COWIN, 1986; MORGAN;KEAVENY, 2001; PROT et al., 2012). Além da porosidade, a estrutura tridimensional do osso trabecular pode variar bastante entre lugares anatômicos e com a idade (MOSEKILDE, 1989; ULRICH et al., 1999; DING et al., 2002).

Os osteoblastos pertencem à categoria geral dos fibroblastos e são células típicas de tecido conjuntivo inorgânico, sintetizam a parte orgânica da matriz óssea (colágeno tipo I, proteoglicanos e glicoproteínas) e participam da mineralização da matriz ao concentrar fosfato de cálcio (RAVAGLIOLI; KRAJEWSKI, 1992; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013). Formam uma estrutura parecida a um epitélio simples e uma vez aprisionada pela matriz recém-sintetizada, passam a se chamar osteócitos. Há também o chamado osteóide: matriz óssea recém-formada, ainda não calcificada, adjacente aos osteoblastos ativos (RAVAGLIOLI; KRAJEWSKI, 1992; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

Os osteoclastos são células multinucleadas responsáveis pela reabsorção óssea, se aderindo à chamada “zona clara”, onde é secretado ácido (H⁺), colagenase e outras hidrolases, digerindo a matriz orgânica e dissolvendo os cristais de sais de cálcio. Sua atividade é coordenada por citocinas e por hormônios como calcitocina e possuem origem da fusão de células mononucleares da medula óssea (ANSELME, 2000; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

O tecido ósseo apresenta matriz extracelular, representada por componentes orgânicos (cerca de 35%) e inorgânicos (aproximadamente 65%). Dentre esses componentes, está o colágeno, participando ativamente no processo de mineralização óssea, representa 90% da matriz orgânica, nos outros 10% restantes, encontram-se glicoproteínas, lipídeos e mucopolissacarídeos. Como representante da parte mineral do osso, está a hidroxiapatita (HA), com composição a base de sais de cálcio e fosfato (PEREIRA et al., 2007; JUNQUEIRA;CARNEIRO, 2013). Os íons mais encontrados na parte inorgânica da matriz óssea são o fosfato e o cálcio, que formam cristais impuros de HA com fórmula molecular $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Há também bicarbonato, magnésio, potássio, sódio e citrato (BOSKEY;MARKS, 1985; FRATZL et al., 1996; OU-YANG et al., 2001; MARCUS et al., 2010; SAITO;MARUMO, 2010; ALLEN;BURR, 2011; CUNDY;REID, 2012).

A resistência e a rigidez óssea estão relacionadas com a associação dos cristais de hidroxiapatita com o colágeno. Para atender os vários tipos de força a que

está sujeito, o material ósseo deve ser suficientemente rígido, para resistir a forças de compressão, e elástico, para suportar as forças de tração (CAPOZZO; MARCHETTI; TOSI, 1992; GARNET, 2003; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013). Caso o osso seja descalcificado, ele ainda mantém sua forma original, mas se torna flexível, se o componente orgânico for retirado, por incineração, por exemplo, o esqueleto mineralizado ainda mantém sua forma original, mas se torna frágil (CAPOZZO; MARCHETTI; TOSI, 1992; GARNET, 2003; JUNQUEIRA; CARNEIRO, 2013).

O tecido ósseo, apresenta características mecânicas e biológicas muito interessantes e particulares. Biologicamente falando, apresenta-se como um tecido estrutural e também como um tecido metabólico, com capacidade de remodelação, conforme necessidade exigida. Dentre os tecidos do corpo humano é o mais resistente e rígido, com funções específicas como: sustentação do corpo e proteção aos órgãos vitais (como a caixa craniana, torácica e o canal vertebral). Encontra-se na estrutura óssea, alojada e protegida a medula óssea, responsável pela produção do tecido hematopoiético e juntamente com os músculos esqueléticos, realizam os complexos movimentos do corpo (CHYUNG, 1969; LENZA, 1988; BOUVIER, 2000; GIORDANO;GIORDANO;KNACKFUSS, 2000; JUNQUEIRA;CARNEIRO, 2013).

O tecido ósseo apresenta adaptação, quando há forças externas sendo aplicadas. Essa adaptação e/ou remodelação óssea, é expressa no organismo, através da degradação dos cristais mineralizados (ERIKSEN;AXELROD;MELSEN, 1994; JUNQUEIRA;CARNEIRO, 2013). Essa degradação que ocorre é necessária para que haja uma nova formação óssea reestruturada para acompanhar essa adaptação (ERIKSEN;AXELROD;MELSEN, 1994; JUNQUEIRA;CARNEIRO, 2013). A remodelação não ocorre apenas durante o crescimento à fase adulta ou em casos onde há uma aplicação de esforço anormal, é um fenômeno que está presente por toda a vida. (ERIKSEN;AXELROD;MELSEN, 1994; JUNQUEIRA;CARNEIRO, 2013).

A unidade celular básica, baseada na remodelação óssea pode levar a remoção ou a conservação do osso, mas não pode acrescentar mais osso à estrutura. A diminuição do emprego mecânico resulta em perda de osso próximo a medula, já o uso normal e vigoroso resulta na conservação óssea. A modelação óssea por reabsorção e a formação por migração pode adicionar osso e reformar a trabécula e o osso cortical para fortalecê-los, mas coletivamente eles não removem osso. Onde a tensão no osso estiver abaixo de 50 $\mu\epsilon$ (*micro strain* – unidade de

deformação) se observam os efeitos do desuso. Entre 50 $\mu\epsilon$ e 1500 $\mu\epsilon$ ocorre o equilíbrio (remodelação óssea) e se a deformação ultrapassar 1500 $\mu\epsilon$, a modelação óssea pode ocorrer. Deformações acima de 3000 $\mu\epsilon$ podem gerar reabsorção. Já a tensão de fratura do osso está em torno de 25000 $\mu\epsilon$ (FROST, 1994).

2.2 Implantes dentários e prótese sobre implantes

O Implante dentário é um material, metálico ou cerâmico, que é instalado com o objetivo de suporte para uma prótese unitária ou múltipla fixas, semi-fixas ou removíveis (EMBACHER FILHO, 2003). O sucesso significativo de restaurações unitárias ou múltiplas suportadas por implantes, tornou as próteses tradicionais removíveis um tratamento com menor aceitação por parte dos pacientes (EMBACHER FILHO, 2003). Os implantes dentários osseointegrados atualmente são uma realidade no cotidiano da clínica odontológica, e foram desenvolvidos há cerca de 50 anos a partir de estudos do professor, pesquisador e médico sueco Per Ingvar Branemark, que, após anos de investigação, publicou em 1969 diversos estudos, com evidências clínicas e científicas da osseointegração (BRANEMARK et al., 1969; FAVERANI et al., 2011). Os primeiros implantes na fase de osseointegração foram realizados na Suécia, onde a primeira preocupação foi com a reabilitação da função, depois com a higienização e por último com a estética (BRANEMARK et al., 1969). No Brasil, as primeiras impressões sobre os implantes osseointegrados não foram satisfatórias devido ao aparecimento do metal e da coloração escura resultante, retardando o processo de aceitação dos mesmos (TRIPODAKIS et al., 1995; SCHIROLI, 2004).

O aumento da demanda dos pacientes por melhores resultados estéticos tem resultado em pesquisas para o desenvolvimento de novos componentes, materiais e conceitos de tratamento. Por muitas décadas, o material mais utilizado na preparação de implantes tem sido o titânio comercialmente puro. Bränemark afirmou que os implantes confeccionados em titânio, apresentavam-se com melhores propriedades físicas e biológicas, e que estes implantes realmente osseointegravam, e se tornavam funcionais por um período de tempo (BRANEMARK et al., 1977; FAVERANI et al., 2011). A osseointegração pode ser definida como uma conexão direta da superfície do implante e o osso em que a peça foi implantada. O implante dentário é submetido a uma carga oclusal (BRANEMARK et al., 1969).

O conjunto utilizado na substituição de dentes unitários por coroas implantossuportadas consiste de um implante, que pode ser parafusado, geralmente de titânio ou de liga de titânio Ti-6Al-4V, de um pilar protético (“abutment”) o qual até o início da década de 90 era confeccionado praticamente a base de metais, mas vem sendo substituído por materiais cerâmicos como alumina e zircônia, e do material de cobertura estética, geralmente de cerâmica felsdspática (CARBONARI et al., 2010). Materiais cerâmicos a base de zircônia e zircônia/alumina estão sendo estudados como substitutos dos materiais metálicos com o objetivo de mimetizar a natureza na coloração original dos dentes e suas implicações junto aos tecidos moles de revestimento. A utilização de materiais metálicos, semelhante ao que acontece nas coroas totais e próteses fixas com infraestrutura metálica, dependendo das características do tecido mole, resulta em um aspecto escurecido após a implantação da coroa, o que não acontece quando são utilizados os materiais cerâmicos (KOHAL et al., 2004; SENNERBY et al., 2005; QUAN et al., 2008). Além disso, a cabeça do implante pode ser visível por causa da recessão de tecidos moles e as lesões periimplantares.

As próteses implanto suportadas tem sido utilizadas amplamente pelos cirurgiões dentistas devido ao grande sucesso associado a este tipo de restauração (PJETURSSON et al., 2004). A longevidade do conjunto implante/próteses depende, além de outro fatores da distribuição do stress e das forças nos componentes do sistema ao redor dos implantes. A distribuição de tensões, por sua vez, depende do desenho do implante; desenho da prótese; materiais do implante e da prótese; localização e posição dos implantes; e quantidade e qualidade óssea (RUBO; CAPELLO SOUZA, 2010; SANTIAGO JUNIOR et al., 2013; GRANDO et al., 2014).

As forças funcionais tem efeitos biológicos na biomecânica das próteses implantossuportadas dependendo de algumas variáveis como a localização e magnitude das forças aplicadas, as forças oclusais seguem ao tratamento com implantes, o efeito do tipo e material da prótese e suporte, a qualidade óssea e as propriedades da interface osso implante, o carregamento imediato dos implantes e os métodos de engenharia usados para avaliar a biomecânica dos implantes (SAHIN; ÇEHRELI; YALÇIN, 2002).

O sucesso clínico alcançado com implantes dentais osseointegrados reside no fato de que os implantes suportam facilmente cargas mastigatórias (SKALAK,

1983). Um aspecto crítico que afeta o sucesso ou a falha de um implante está na maneira em que a carga é transferida do implante para o osso. É essencial que nem o implante e nem o osso sejam carregados além de sua capacidade de fadiga (SKALAK, 1983).

A mastigação induz principalmente forças verticais na dentição, no entanto, forças transversas são também criadas pela movimentação horizontal da mandíbula e pela inclinação das cúspides. Estes dois tipos de cargas são totalmente diferentes em natureza, a carga axial é mais favorável e distribui o estresse mais uniformemente através do implante enquanto o momento exerce estresse tanto no implante como no osso (RANGERT; JEMT; JORNEUS, 1989).

A seleção do alinhamento e posição adequada de um implante é vital para o sucesso em longo prazo. A força oclusal durante a mastigação é transmitida para o implante e o osso de suporte através da prótese, e uma carga excessiva pode conduzir à perda de osseointegração junto com infecção microbiana (WATANABE et al., 2003).

Forças complexas estão presentes na boca. O estudo de tensões em implantes deve incluir não só as forças verticais e horizontais, mas também as forças combinadas ou oblíquas, pois estas representam as direções mordida mais realistas e podem produzir grandes forças que causam maior dano ao osso cortical (HOLMGREN et al., 1998). Da mesma forma que ocorre uma preocupação em relação à proporção desfavorável coroa-raiz em restaurações de coroa unitária, também existe um certo receio em relação à biomecânica das próteses implantossuportadas de peça única (VERRI et al., 2014). Uma proporção desfavorável coroa-implante ($>1:1$) poderia mostrar uma desvantagem biomecânica ao longo dos anos, uma vez que tais implantes podem ser menos resistentes a forças oclusais oblíquas, provocando aumento da tensão no tecido ósseo e componentes protéticos (NISSAN et al., 2011; LEE et al., 2012; VERRI et al., 2014; MORAES et al., 2015). O aumento da força oclusal pode causar perda óssea, fratura da porcelana, afrouxamento do parafuso dos pilares ou descimentação ou fratura dos componentes e até a perda da osseointegração (BLANES et al., 2007; BAYRAKTAR et al., 2013; VERRI et al., 2014).

Além do sinalado anteriormente, durante a fase protética, a fim de se ter um bom desenho, funcionamento e estética da prótese, pilares angulados são utilizados. No entanto, devido a uma mudança da inclinação entre o longo eixo da prótese e o

implante, as tensões geradas em resposta à carga mastigatória vertical ou oblíqua podem ser diferentes em tipo, magnitude e direção (PAPAVASILIOU et al., 1996; VAN OOSTERWYCK et al., 1998; ESKITASCIOGLU et al., 2004). Isto pode resultar na reabsorção do osso na região periimplantar ou perda de osseointegração (PAPAVASILIOU et al., 1996; VAN OOSTERWYCK et al., 1998; ESKITASCIOGLU et al., 2004)

2.3 Uso da zircônia como material de implantes dentários

Cerâmicas são materiais que apresentam ótimo desempenho mecânico e biocompatibilidade na área médica (PICONI;MACCAURO, 1999); possuem propriedades desejáveis para uso clínico como excelente estética, biocompatibilidade, alta estabilidade química, alta resistência à compressão e coeficiente de expansão térmica similar ao das estruturas dentárias (FISCHER;DAUTZENBERG;MARX, 2001; PAGANI;MIRANDA;BOTTINO, 2003).

No final dos anos 1960, os implantes de cerâmica feitos de Al_2O_3 (policristais ou cristal único) têm sido considerados como alternativa de tratamento para melhorar o quesito estética (SANDHAUS, 1987; ANDREIOTELLI, WENZ, KOHAL; KOHAL et al, 2009). O primeiro implante dentário de cerâmica foi o implante de rosca para osso cristalino produzido por Sandhaus, que mais tarde introduziu o implante dentário, Cerasand (SANDHAUS, 1968; 1987; ANDREIOTELLI, WENZ, KOHAL, 2009). Em meados da década de 1970, o implante conhecido como o "Tübingen Implant (Frialit 1)" foi introduzido (SCHULTE, 1976;1984; SCHULTE et al, 1978; SCHULTE; d'HOEDT, 1988; ANDREIOTELLI, WENZ, KOHAL, 2009). Uma década depois o implante da Tübingen, o sistema de implante Bionit e, no início e meados da década de 1980, os implantes de ancoragem cerâmicos foram produzidos. Além do óxido de alumínio policristalino, o cristal de alumina simples (safira), conhecido como "implante Bioceram" também foi utilizado como material de implante (KOTH; McKINNEY; DAVIS, 1983; AKAGAWA et al, 1986; BRINKMANN, 1987; MULLER et al, 1988; PIESOLD; MULLER, 1991; GAHLERT et al, 2007; ANDREIOTELLI, WENZ, KOHAL; KOHAL et al, 2009). Estes implantes necessitavam de grandes dimensões geométricas, de modo que a indicação deles era limitada. No entanto, suas características de superfície alcançavam uma cicatrização óssea e do tecido mole previsíveis (GAHLERT et al, 2007). Implantes de óxido de alumínio ou implantes à base de alumina osseointegram de maneira

satisfatória, mas eles não estão à disposição no mercado devido às suas propriedades físico mecânicas insuficientes em longo prazo (ANDREIOTELLI, WENZ, KOHAL; KOHAL et al, 2009).

As cerâmicas policristalinas à base de zircônia podem ser classificadas em três tipos de acordo com a sua microestrutura: 1) *Fully Stabilized Zirconia* (FSZ) ou zircônia totalmente estabilizada em que são acrescentados grandes quantidades de óxidos estabilizadores (8 mol% de óxido de ítrio), para que sua estrutura cristalina se mantenha na forma cúbica em temperatura ambiente (PICONI; MACCAURO, 1999); 2) *Partially Stabilized Zirconia* (PSZ) ou zircônia parcialmente estabilizada que são constituídas de partículas nanométricas nas formas monoclinica e tetragonal precipitadas na matriz de zircônia cúbica; 3) *Tetragonal Zircônia Policristals* (TZP) ou zircônia tetragonal policristalina que possui predominantemente fase tetragonal em temperatura ambiente, embora possa conter pequenas quantidades de fase cúbica. O estabilizante geralmente utilizado é o óxido de ítrio na quantidade de 3 a 6% (CHEVALIER; GREMILLARD, 2009).

Vários óxidos podem ser adicionados à zircônia para estabilizar sua estrutura cristalina em tetragonal ou cúbica: óxido de magnésio (MgO), óxido de Ítrio (Y_2O_3), óxido de cálcio (CaO) ou óxido de Cério (Ce_2O_3). Com a incorporação desses estabilizantes de fase, permite-se que essas fases permaneçam em temperatura ambiente sem propagação catastrófica de trinca (GARVIE; HANNINK; PASCOE, 1975; PICONI; MACCAURO, 1999; DENRY; KELLY, 2008). A Y-TZP parcialmente estabilizada com óxido de ítrio em 3 a 6% em peso (CHEVALIER; GREMILLARD, 2009) apresenta melhores propriedades mecânicas comparadas às outras combinações (HEUER et al., 1986; MANICONE; ROSSI LOMMETTI; RAFAELLI, 2007). Quando esse material estabilizado é submetido à tensões de forças oclusais, desgaste e polimento, ocorre uma transformação de fase cristalina tetragonal para monoclinica, resultando em tensões compressivas e a nucleação de microtrincas. O comportamento mecânico muda pois ocorre um aumento na tenacidade do material por transformação de fase (*transformation toughening*) (STEINBRECH, 1992). Essa tenacificação é dependente da composição, tamanho e forma das partículas, tipo e quantidade de óxidos estabilizantes (WITEK; BUTLER, 1986; PICONI; MACCAURO, 1999; DELLA BONA et al., 2007).

As Y-TZP apresentam altos valores de resistência flexural e de tenacidade à fratura quando comparadas à outras cerâmicas odontológicas (PICONI;

MACCAURO, 1999; DENRY; KELLY, 2008). Algumas propriedades são favoráveis à zircônia para utilização na confecção de implantes dentários como: ser bioinerte e não reabsorvível, ter excelente resistência à corrosão e ao desgaste, módulo de Young semelhante à liga de aço inoxidável, alta resistência à flexão (MPa 900-1,200), dureza Vickers (1,200) e módulo de Weibull (10-12), elevada resistência à fratura, baixa condutividade térmica, capacidade para ser usinado e é bom transmissor de luz (KOHAL; KLAUS; STRUB, 2006; DEPFRICH; ZIPPRICH; OMMERBORN, 2008; HOFFMANN et al, 2008; ANDREIOTELLI; KOHAL. 2009; HISBERGUES; VENDEVILLE; VENDEVILLE, 2009; KOHAL et al, 2009; SENNERBY et al, 2005; MELLINGHOFF, 2006; KOLLAR et al, 2008; ROCCHIETTA et al, 2009; SOLLAZZO; PEZZETTI; SCARANO, 2009; OZKURT; KAZAZOGLU, 2011; GAHLERT et al, 2012). Além disso, é radiopaca, resultando em ser claramente visível nas radiografias, e a sua cor semelhante ao do dente natural, torna-a extremamente útil em áreas esteticamente críticas da boca (COVACCI; BRUZZESE; MACCAURO, 1999), tornando-se opção alternativa ao titânio com uma cor mais natural ((BANKOGLU GUNGOR et al., 2014). As Y-TZPs apresentam resistência mecânica e tenacidade à fratura semelhante aos metais (GARVIE, 1975), apesar de seu comportamento de tenacificação ser diferente.

As propriedades mecânicas da zircônia dependem de fatores microestruturais da cerâmica e do tamanho do grão. Grãos maiores exibem transformações espontâneas da fase tetragonal para monoclinica, grãos menores reduzem a velocidade de transformação (aumentam a tenacidade) e os grãos abaixo de 0,2 µm impedem a transformação de tetragonal para monoclinica (reduzem a tenacidade). O tamanho do grão também é influenciado pela porcentagem de ítria para a retenção da fase tetragonal e pela temperatura de sinterização, por isso a etapa de sinterização no processamento cerâmico tem influência fundamental na estabilidade e nas propriedades mecânicas, já que é ela que determina o tamanho do grão. A sinterização em temperaturas elevadas por períodos longos geram grãos maiores. A Y-TZP possui fases cúbicas em sua composição, o que funciona como obstáculo para a estabilização da zircônia pela ítria (óxido de ítrio), pois os grãos cúbicos ficam ricos em ítria enquanto os tetragonais concentram menos ítria e, conseqüentemente, apresentam menor estabilidade (RUIZ, 1996).

Na década de 1990, a zircônia tetragonal parcialmente estabilizada com óxido de ítrio (Y-TZP) tornou-se uma alternativa como um material biocerâmico estrutural

devido à sua substancialmente elevada resistência à fratura (CHRISTEL, 1989; PICONI; MACCAURO, 1999). O uso de Y-TZP, pela primeira vez em ortopedia, abriu a porta para novos modelos de implantes viáveis de ser confeccionados, o que não ocorreu utilizando a alumina por ser este um material mais frágil (CHEVALIER et al., 2011). A Y-TZP tem maior resiliência e resistência à flexão do que o óxido de alumínio (HELMER; DRISKELL, 1969; PICONI; MACCAURO, 1999; PICONI et al, 2003; KOHAL; KLAUS; STRUB, 2006; DEPPEPRICH; ZIPPRICH; OMMERBORN, 2008; HISBERGUES; VENDEVILLE; VENDEVILLE, 2009; STADLINGER, 2010). Os primeiros exemplos foram pequenas cabeças femorais e articulações do joelho de Y-TZP e, mais recentemente, tem havido grande variedade de dispositivos dentários (DENRY; KELLY, 2008), sendo este material mais utilizado para confecção de pilares protéticos, uma vez que apresentam potencial de colonização bacteriana muito baixo, devido ao polimento da cerâmica, o que representa baixo grau de complicações inflamatórias em relação aos tecidos periimplantares (RIMONDINI et al., 2002; SCARANO et al., 2004).

Na odontologia, Y-TZP foi introduzido com sucesso como um material para infraestruturas de prótese parciais fixas de cerâmica pura e para pilares de cerâmica pura para implantes dentários (GLAUSER et al., 2004; RAIGRODSKI et al., 2006). No entanto, há pouca informação disponível sobre a resistência mecânica dos implantes Y-TZP (WENZ et al., 2008). Numa investigação utilizando análise de elementos finitos, implantes YTZP mostraram distribuição de tensões muito semelhantes em comparação com implantes de titânio com o mesmo tamanho e forma (KOHAL et al., 2002).

No entanto, quando a fratura ocorre em implantes de Y-TZP, sendo este um material resistente, porém, friável (com pouquíssima deformação permanente) quando esse material estabilizado é submetido à tensões de forças oclusais, desgaste e polimento, ocorre uma transformação de fase cristalina tetragonal para monoclinica, resultando em tensões compressivas e a nucleação de microtrincas (STEINBRECH, 1992). O comportamento mecânico muda pois ocorre um aumento na tenacidade do material por transformação de fase (*transformation toughening*) (STEINBRECH, 1992). Essa tenacificação é dependente da composição, tamanho e forma das partículas, tipo e quantidade de óxidos estabilizantes (WITEK; BUTLER, 1986; PICONI; MACCAURO, 1999; DELLA BONA et al., 2007). Ao mesmo tempo em que a tenacificação aumenta as propriedades mecânicas da Y-TZP ela também

resulta em comportamento indesejável de envelhecimento conhecido como degradação em baixas temperaturas *Low Temperature Degradation (LTD)* (LAWSON, 1995; DEVILLE; CHEVALIER; GREMILLARD, 2006; DENRY; KELLY, 2008). O impacto desta característica em seu comportamento clínico em longo prazo permanece sob investigação, causa uma diminuição nas propriedades físicas por transformação de fase espontânea dos cristais de zircônia da fase tetragonal para a fase monoclinica mais fraca colocando infraestruturas de zircônia em risco de falha espontânea (KELLY;DENRY, 2008). Isto inevitavelmente influencia o desempenho e a confiabilidade dos dispositivos de zircônia e reduz sua vida útil. Problemas observados com o envelhecimento dos implantes Y-TZP ortopédicos em um ambiente úmido poderia ser transferido para os implantes dentários Y-TZP. Para minimizar os perigos potenciais, o processo de fabricação de Y-TZP deve ser controlado muito cuidadosamente pelo fabricante (WENZ et al., 2008).

Os dados disponíveis *in vitro* indicam que os implantes de Y-TZP restaurados com restaurações de cerâmica pura podem não suportar suficientemente cargas estática e cíclica para garantir o sucesso clínico a longo prazo (GENG; TAN; LIU, 2001). O módulo de elasticidade dos diferentes materiais de implante influencia a interface implante/osso. Materiais de implante com módulos que são muito baixos devem ser evitados; devem ter um módulo de elasticidade de pelo menos 110 GPa (GENG; TAN; LIU, 2001). O uso de um implante de zircônia estreito, com um elevado módulo de elasticidade pode ser a razão para as tensões baixas observadas no osso (CAGLAR et al, 2014).

2.4 Método de Elementos Finitos

Ao analisar o efeito da aplicação de uma força sobre um dente, são usados vários métodos experimentais, cada uma em um momento específico desse processo, que começa com a geração de stress e é completado com a falha ou ruptura do elemento dentário. Ensaio mecânicos destrutivos para analisar a resistência a fratura do complexo dente/restauração complexo são amplamente utilizados e citados na literatura (HELPER;MELNICK;SCHILDER, 1972; TROPE et al., 1986; PROUSSAEFS, 2004; SATHORN et al., 2005), no entanto, a utilização de testes não destrutivos e as análises biomecânicas, tais como o uso de extensômetros lineares elétricos (*strain gages*) (ROSS; NICHOLLS; HARRINGTON, 1991; SAKAGUCHI et al., 1991) e o método de elementos finitos (KISHEN; KUMAR;

CHEN, 2004; ROMEED; FOK; WILSON, 2004; JACOBSEN et al., 2006), têm sido utilizados com maior frequência, devido a que elas mostram o comportamento e analisam o stress da estrutura, o que não pode ser obtido com testes mecânicos destrutivos (AROLA; GALLES; SARUBIN, 2001; LIN; CHANG; KO, 2001; SEYMOUR; CHERUKARA; SAMARAWICKRAMA, 2001; ROMEED; FOK; WILSON, 2004). No entanto, a utilização de uma combinação de métodos experimentais e análises computacionais parece ser mais adequado uma vez que facilita a compreensão da magnitude real da resistência do dente para processos de reparação, e é capaz de detalhar fatores causais e pontos mais suscetíveis onde tais falhas podem ocorrer (SOARES et al., 2008).

Ensaaios mecânicos destrutivos (ZHI-YUE; YU-XING, 2003; SANTOS-FILHO et al., 2008; DA SILVA et al., 2010) têm mostrado algumas limitações no fornecimento de informações ultra estruturais em relação ao comportamento da amostra no momento anterior à falha (SANTOS-FILHO et al., 2008), momento que poderia contribuir para uma melhor compreensão do processo de falência (SOARES et al., 2008).

Como resultado de avanços e expansão da tecnologia computacional, o comportamento mecânico das estruturas pode ser adequadamente analisados por meio da Análise de Elementos Finitos (FEA) (SCHATZ; ALFTER; GOZ, 2001; YANG et al., 2001; PIERRISNARD et al., 2002; GENOVESE; LAMBERTI; PAPPALETTERE, 2005). Esta ferramenta de análise numérica permite a simulação de situações clínicas e pode ser utilizado para analisar e resolver problemas complexos na área biomecânica (COELHO et al., 2009). Adota métodos de aproximação conhecidos desde o início do século passado, como o método de Ritz, desenvolvido em 1909 (descrever este método não apenas colocar sem falar nada sobre ele). Os modelos de elemento finito baseiam-se em uma geometria simplificada e um número finito de elementos. Os materiais utilizados para a fabricação das próteses são considerados elásticos lineares, homogêneos e isotrópicos, com conhecidas propriedades mecânicas e elásticas. É importante que estas propriedades físicas estejam representadas corretamente, porque os resultados da análise dependem do tamanho, localização e tipo de cargas externas que induzem o stress, o que pode, eventualmente, levar à deformação e fratura. No entanto, enquanto o método de elemento finito pode identificar regiões de concentração de tensões que apresentam maior probabilidade de falha, ele não pode prever com precisão o caminho da fratura

e seu progresso através dos materiais (LANZA et al., 2005). Quando uma estrutura é submetida a uma carga, o stress é induzido na estrutura que pode levar à deformação da mesma. Por meio da análise de elemento finito, o stress gerado pode ser analisado com precisão através da avaliação das zonas de concentração de tensão. Além disso, permite a investigação de uma única variável em uma estrutura complexa. Isto significa que a análise por meio de elemento finito é um método mais barato e, não há desperdício de tempo em questões de normalização, nem a necessidade de preparar várias amostras – o que é normalmente necessário para testes mecânicos. No entanto, mais estudos in vitro não destrutivos, devem ser realizados em conjunto com estudos clínicos (COELHO et al., 2009).

A dimensão de um defeito é, pelo menos teoricamente, controlável e verificável; no entanto, a distribuição de tensão está determinada por propriedades mecânicas dos componentes, a forma da amostra, e a magnitude da carga e direção. A vantagem de usar FEA é que ele permite a separação desses parâmetros e seus efeitos (GHASSEMIEH, 2008; SOARES, C. J. et al., 2008). Alguns estudos tem usado FEA somente para prever os parâmetros das condições experimentais (SOARES, C. J. et al., 2008); no entanto, os modelos numéricos exigem resultados de validação experimental e resultados de FEA não validados em laboratório devem ser vistos com precaução (SILVA et al., 2006; GHASSEMIEH, 2008). Por outro lado, os métodos experimentais que não levam em consideração as propriedades mecânicas dos materiais e as condições utilizadas nos testes experimentais também devem ser analisados com prudência (ARMSTRONG et al., 2010).

Vários estudos tem feito pesquisas comparativas utilizando apenas FEA (LIN;CHANG;KO, 2001; PIERRISNARD et al., 2002; MAGNE;BELSER, 2003; ROMEED;FOK;WILSON, 2004; LANZA et al., 2005; JACOBSEN et al., 2006; TOKSAVUL et al., 2006), no entanto, esta metodologia é mais representativa quando associada a ensaios destrutivos (FENNIS et al., 2005), ou não destrutivos, como os ensaios com extensômetros lineares elétricos (PALAMARA; PALAMARA; MESSER, 2002; LERTCHIRAKARN; PALAMARA; MESSER, 2003; SOARES, P. V. et al., 2008).

Em combinação com testes laboratoriais de carga até a falha, FEA também é usado em conjunto com fractografia para avaliar o comportamento mecânico de restaurações e comparar os resultados com as condições clínicas. FEA possibilita a investigação de distribuição de tensões, (MAGNE; BELSER, 2003; MOTTA;

PEREIRA; DA CUNHA, 2007; KURTOGLU;UYSAL; MAMEDOV, 2008; YI;KELLY, 2008; REKOW et al., 2009; RAFFERTY et al., 2010) e a fractografia pode revelar a origem da trinca e direção de propagação e história (ZHU et al., 2003; QUINN et al., 2005; SCHERRER et al., 2007; SCHERRER;QUINN;QUINN, 2008; TASKONAK et al., 2008; YI;KELLY, 2008).

A modelagem com EF pode tomar a forma cônica e levar propriedades ortotrópicas (material cujas propriedades térmicas são únicas e independentes nas três direções mutuamente perpendiculares) em consideração e permite uma investigação sistemática das variáveis experimentais (VERSLUIS; MESSER; PINTADO, 2006; NOVAIS et al., 2011). FEA tem demonstrado ser um método útil para medir a distribuição de tensões nos dentes e restaurações em resposta a várias cargas, e é possível modelar as respostas de diferentes tecidos dentais para aplicação de carga tendo em conta as suas propriedades biológicas (REES; HAMMADEH; JAGGER, 2003; SOARES, C. J. et al., 2008; SILVA et al., 2009; DEJAK; MLOTKOWSKI, 2011; SOARES et al., 2013). O MEF aplicado em Odontologia apresenta interação da simulação do teste mecânico o que resulta em dados laboratorialmente aceitáveis (HOJJATIE; ANUSAVICE, 1990; IMANISHI et al., 2003; MAGNE, 2007), tornando-se ferramenta cada vez mais útil para a predição dos efeitos do estresse sobre os implantes e o osso circundante (TEIXEIRA et al, 1998; OZZEN et al, 2007).

O método de avaliação por meio do MEF tem sido escolhido por vários autores permitindo a avaliação quantitativa e qualitativa da tensão e distribuição de tensões em várias áreas do sistema de próteses implanto-suportadas (GENG;TAN;LIU, 2001; PESQUEIRA et al., 2014). Assim, alguns autores realizaram estudos para avaliar a precisão e para validar os modelos de elemento finito, na tentativa de tornar o método confiável para a avaliação biomecânica dos implantes dentários (MELLAL et al., 2004; ESER et al., 2009; GRONING et al., 2012). Porém, a credibilidade do método tem sido criticada (PESQUEIRA et al., 2014). Uma questão importante é a criação de modelos muito complexos. Algumas simplificações e suposições devem ser feitas para tornar a solução possível, o que afeta o resultado final. Algumas simplificações e hipóteses usualmente adotados em estudos de implantes dentários são a simplificação da geometria do osso ou do sistema de implante assumindo que o osso é homogêneo e isotrópico e condições de contorno (GENG;TAN;LIU, 2001; LANG et al., 2003; DAAS et al., 2008; RUBO;

CAPELLO SOUZA, 2010). A análise linear elástica é também uma outra limitação, porque o ligamento periodontal e as interfaces apresentam comportamento diferente quando analisadas utilizando análise não-linear. No entanto, a combinação de ensaios mecânicos não destrutivos e destrutivos com análises numéricas pode ser eficaz na previsão do comportamento biomecânico nos procedimentos para realização de restaurações dentárias. FEA utilizando modelos 3D, permite alterações anatômicas e contato do dispositivo com a peça o que pode ser visto e mostrado com maior precisão (SOARES, P. V. et al., 2008; RAPOSO et al., 2010).

Os dados de microdeformação registrados pelo MEF são valores extremamente pequenos, e assim a compressão ou o alongamento relativo são expressos em $m\epsilon$ (microdeformação), que corresponde a $10^{-6} \epsilon$. Mil unidades de microdeformação (1.000 $m\epsilon$) correspondem ao alongamento ou compressão de 0,1% da estrutura sendo medida ou registrada. (FROST, 1994; WISKOTT; BELSER, 1999).

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo foram

1. Validar o Modelo de Elemento Finito (MEF) construído a partir de modelo In Vitro com Extensômetros Lineares Elétricos (Strain Gauges);
2. Comparar por MEF as tensões geradas na região periimplantar sob cargas verticais do conjunto implante / prótese utilizando implante de zircônia;
3. Comparar por meio do MEF as tensões geradas na região periimplantar sob cargas inclinadas do conjunto implante / prótese utilizando implante de zircônia.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

Nesta pesquisa foi utilizado um modelo mestre em poliuretano, também usado nas pesquisas de Suedam (2009), Moretti Neto (2010) e Albarracín (2011).

4.1 Modelo experimental

Com auxílio de uma matriz metálica confeccionada em alumínio, foi construído um modelo de Poliuretano (Axson, Cergy, França) em forma de U simulando o arco mandibular. Um implante Brånemark System® Mk III RP, ref28887 e lote 659900 (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento foi posicionado na matriz.

O modelo foi confeccionado em poliuretano F 16 (espuma rígida) para vazamento de presa rápida (AXSON, Cergy, França). O poliuretano possui características isotrópicas, simulando o osso mandibular, e foi validado por estudos anteriores. (MORETTI NETO et al., 2011; MYIASHIRO et al. 2011). Este material é composto por dois líquidos: Polioli (parte A) e Isocianato (parte B) com densidade de 1,05 g/cm³ após sua polimerização, segundo dados do fabricante. Em seguida o poliuretano foi proporcionado e manipulado e por fim injetado na matriz, resultando em contato íntimo com o implante, para simular a osseointegração.. O modelo obtido apresentava as seguintes dimensões: 13 mm de diâmetro interno, 52 mm de diâmetro externo, 35mm de comprimento, 13mm de largura e 19mm de altura. O implante estava posicionados distante 7,0 mm da linha média.

O pilar (altura 5,0mm) foi posicionado sobre o implante e aparafusado com torque de com 20 N.cm, utilizando um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller, Gotemburgo, Suécia). A coroa foi feita com infraestrutura de liga de cobalto-cromo com porcelana feldspática de cobertura. A coroa foi posicionada sobre o pilar e aparafusada com um parafuso de titânio com um torque de 10N.cm.

4.2 Extensômetros Lineares Elétricos (Strain Gauges)

Quatro extensômetros foram colados ao redor do implante na região mesial e distal do osso simulado ao redor do implante, com dois milímetros de distância medidos a partir da superfície externa do implante (Figura 1). Eles foram conectados a uma placa de aquisição de dados (SC -2042 - SG, National Instruments Corp,

Austin, Texas), que enviou o sinal para uma placa de leitura (PCI - MIO - 16XE - 10, National Instruments), instalada num computador. As entradas a partir dos extensômetros foram analisadas com o auxílio do LabVIEW FDS versão 5.1 para Windows (National Instruments). Cada extensômetro corresponde a um canal na placa de aquisição de dados. Antes da conexão, todas as leituras dos extensômetros lineares elétricos foram definidos para 0. Uma carga de 300 N foi aplicada em um ponto no centro da coroa e este passo foi repetido cinco vezes para a mesma amostra para medir a deformação

Figura 1 - Extensômetros lineares elétricos posicionados ao redor do implante.

4.3 Método de Elemento Finito (MEF)

O modelo in vitro foi escaneado utilizando SkyScan scanner de 1172 micro CT com uma câmera de 10 megapixels (SkyScan, Aartselaar, Bélgica). As imagens obtidas foram exportadas para o programa Image J (NIH, Bethesda, MD, EUA) e foram editadas para fazer melhor reconstrução geométrica para o passo. Depois disso, as imagens foram exportadas para o software Simpleware (Simpleware Ltd, Exeter, Reino Unido). Este software reconstrói tridimensional o corpo geométrico das imagens de micro-CT. Esta estrutura foi enviada para o software Solidworks (SolidWorks Corp, Massachusetts, EUA) para realizar a estrutura sólida digital. A geometria foi limitada, com suas próprias superfícies simplificadas para garantir uma melhor qualidade da malha a ser gerada posteriormente. Isto é utilizado para fabricar os modelos matemáticos tridimensionais para a análise de elementos finitos (FEA) no software Ansys (Ansys Inc. Pennsylvania, EUA) onde é realizada a malha. O modelo de elemento finito (EF) consta de diferentes partes da seguinte forma: osso cortical; osso trabecular; implante; pilar multi-unit; parafuso do pilar, infraestrutura da prótese; porcelana de cobertura e parafuso protético. Essas partes foram montadas em conjunto e as condições de contorno foram determinadas. As propriedades

mecânicas dos diferentes materiais foram inseridas no software Ansys com base em dados anteriormente achados na literatura (tabela 1). O movimento da base do osso mandibular foi restrito em três direções longitudinais e nos três sentidos de rotação. As mesmas restrições foram aplicadas nas extremidades do osso e, porque se trata de uma geometria assimétrica, um dos lados do osso também foi restringida para evitar a distorção do osso mandibular, devido à carga axial.

Tabela 1 Propriedades mecânicas dos diferentes materiais

MATERIAL	MODULO DE ELASTICIDADE E (GPa)	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIA
Osso cortical	14	0,3	Juodzbaly et al. (2005)
Osso medular	1	0,3	Juodzbaly et al. (2005)
Poliuretano	0,35	0,3	Miyashiro et al. (2011)
Implante Ti	110	0,34	Akuor et al. (2005)
Pilar Ti	110	0,34	Akuor et al. (2005)
Implante Zircônia Y-TZP	200	0,35	Kohal et al., (2002)
Infraestrutura metálica (Liga de Co-Cr)	218	0,33	Craig (1989)
Parafusos do pilar e protético (Ti)	100	0,34	Akuor et al. (2005)
Porcelana de cobertura (feldspática)	68,9	0,38	Geng et al. (2001)

As propriedades de torque (pré carga) utilizados no modelo in vitro não foram reproduzidas com o método de elemento finito (MEF), porque foi simplificado, considerando todos os componentes perfeitamente colados. A malha criada foi mapeada para se adequar a geometria (figura 2). O elemento utilizado foi o Solid187 e possui formato tetraédrico. Este elemento é um sólido 3D da função de interpolação quadrática com 10 nós; cada nó possui seis graus de liberdade. Foi escolhido porque a sua função proporciona uma maior aproximação às condições reais e tem a característica de se adaptar às malhas irregulares, mantendo suas propriedades. A malha gerada teve 316.109 elementos. A convergência não foi realizada porque a malha criada foi mapeada para seguir melhor às formas

geométricas. Todas as estruturas do dente e dos materiais utilizados no modelo foram considerados isotrópicos, elásticos, lineares e homogêneos. O movimento da base de osso mandibular foi restrito em três direções longitudinais e nos três sentidos de rotação. As mesmas restrições foram aplicadas nas extremidades do osso e, porque se trata de uma geometria assimétrica, um dos lados da área óssea também foi restringida para evitar a distorção do osso mandibular, devido à carga axial.

Figura 2 - Malha criada com MEF

Figura 3- Carga de 300N aplicada no sentido vertical.

Uma carga axial de 300 N foi aplicada verticalmente no centro da coroa (figura 3), dividida em quatro pontos equidistantes ao redor do orifício do parafuso (75N em cada) e as deformações foram registradas nas mesmas regiões em que foram instalados os extensômetros, na mesial e distal da região do osso periimplantar com o objetivo de validar de esta forma o modelo *in vitro* de Albarracín (2011) (figura 3 e tabela 2).

Tabela 2 - Resultados das deformações obtidas com extensômetros lineares elétricos no trabalho de Albarracín, (2011)

POSIÇÃO	DEFORMAÇÃO ($\mu\epsilon$)
Mesial	$-303,5 \pm 283,9$
Distal	$-335,7 \pm 170,5$

Figura 4- Resultados das deformações obtidas com MEF para validação do modelo *in vitro*

Uma vez validado o modelo, as propriedades mecânicas do implante de titânio foram substituídas pelas propriedades dos implantes de zircônia Y-TZP no software Ansys com base em dados anteriormente achados na literatura (Tabela 1).

A malha, a geometria e as condições de contorno se mantiveram assim como o valor da carga.

A carga axial vertical de 300N foi aplicada da mesma forma, no centro da coroa, dividida em quatro pontos equidistantes ao redor do orifício do parafuso (75N em cada), avaliando a tensão gerada em 4 pontos da região periimplantar (Titânio Vertical e Zircônia Vertical da Tabela 3). Separadamente foi aplicada também uma carga oblíqua, a 30 graus com a vertical (figura 5) utilizando o mesmo valor de força (300N) de acordo com os valores de força de mordida encontrados por Eskitascioglu G. et al (2004), Akça, Uysal e Çehreli (2006), para próteses implantossuportadas. Esta força não foi mudada na pesquisa de carga oblíqua para conseguir realizar as comparações com os dados de força iguais (Titânio Oblíqua e Zircônia Oblíqua da Tabela 3)

Figura 5- Carga de 300N aplicada em sentido oblíquo, a 30° da vertical

A angulação de 30 graus corresponde a valores utilizados em diversas pesquisas de carga oblíqua aplicada em coroas metalocerâmicas implantossuportadas, (WATANABE et al., 2003; RUNGSIYAKULL et al., 2011)

Tabela 3- Variações na direção da carga e componentes dos modelos criados com o MEF

Titânio Vertical		Zircônia Vertical	
Componentes	Carga	Componentes	Carga
Implante Titânio	Vertical	Implante Zircônia	Vertical
Pilar titânio			
Parafusos protético e do pilar titânio			
Infraestrutura Co-Cr			
Porcelana feldspática de cobertura			
Titânio Oblíqua		Zircônia Oblíqua	
Componentes	Carga	Componentes	Carga
Implante Titânio	Oblíqua 30°	Implante Zircônia	Oblíqua 30°
Pilar titânio			
Parafusos protético e do pilar titânio			
Infraestrutura Co-Cr			
Porcelana feldspática de cobertura			

Foram geradas as tensões para cada caso e tirados valores de nós específicos, iguais para todos os casos. Posteriormente esses valores foram comparados entre eles.

5 Resultados

5 RESULTADOS

O MEF deste estudo foi idealizado a partir de um modelo in vitro com extensômetros lineares elétricos (Strain Gauges). Uma vez que os resultados nas regiões mesial e distal apresentaram deformações similares em pontos específicos quando medidos com extensômetros lineares elétricos como mostrado na Tabela 4, ($-303,5 \pm 283,9 \mu\epsilon$ para $-180,86 \mu\epsilon$ em mesial e $-335,7 \pm 170,5 \mu\epsilon$ para $-227,29 \mu\epsilon$ em distal). O sinal negativo indica deformação por compressão. Uma vez validado, o MEF, o modelo pode ser utilizado para se analisar as tensões exercidas na região periimplantar, simulando-se implante de titânio e implante de zircônia.

Tabela 4 Comparação dos valores de deformação para validação do modelo de EF

	Strain Gauges	MEF
Mesial	$-303,5 \pm 283,9 \mu\epsilon$	$-180,86 \mu\epsilon$
Distal	$-335,7 \pm 170,5 \mu\epsilon$	$-227,29 \mu\epsilon$

Tabela 5- Comparação dos valores de deformação achados com o MEF e a Faixa fisiológica encontrada pelo Frost em 1989

	MEF	Faixa fisiológica (Frost, 1989, 2003)
Mesial	$-180,86 \mu\epsilon$	50-1500 $\mu\epsilon$
Distal	$-227,29 \mu\epsilon$	50-1500 $\mu\epsilon$

As deformações obtidas pelo MEF estão dentro da faixa fisiológica como mostrado na tabela 5. As tensões encontradas no modelo de EF com força vertical aplicada foram 0,92629 MPa na região vestibular, 1,1590 MPa na lingual, 0,98914 MPa na mesial e 1,0059 MPa na região distal para implante de titânio (Titânio Vertical – figura 6A e 7A). Quando utilizado implante de zircônia com carga aplicada vertical os valores de tensão foram em vestibular 11,668 MPa, em lingual 9,7368 MPa, em mesial 9,7645 MPa e em distal 9,5923 MPa (Zircônia Vertical – figuras 6B e 7B). No modelo de EF com força oblíqua de 30° os valores foram em vestibular 0,92629 MPa, em lingual 1,1457 MPa, em mesial 0,97834 MPa e em distal 0,99432 MPa com o mesmo implante de titânio (Titânio Oblíqua – figuras 6C e 7C). O mesmo implante com carga inclinada (30°) gerou valores de tensão de 10,234 MPa em

vestibular, 8,3092 MPa em lingual, 8,4808 MPa em mesial e 9,5195 MPa em distal (Zircônia Oblíqua – figuras 6D e 7D).

A visualização dos resultados é feita por uma escala de cores, em que cada tonalidade, corresponde a uma quantidade de tensão gerada nas estruturas na direção e no sentido do eixo avaliado. O vermelho corresponde a o maior valor de tensão achado no modelo, e na medida que a tensão diminui, gradativamente vai mudando de cor até chegar ao azul escuro na outra ponta da escala o que significa que onde tiver representado por essa cor a tensão é mínima (Figuras 6 e 7).

Figura 6 - Tensões geradas na região óssea periimplantar - Titânio vertical, figura A; Zircônia vertical, figura B; Titânio oblíqua, figura C; Zircônia oblíqua, figura D

Figura 7 Aproximação na região periimplantar para análise das tensões geradas – Titânio vertical, figura A; Zircônia vertical, figura B; Titânio oblôqua, figura C; Zircônia oblôqua, figura D

Comparando os valores em geral podemos observar aumento da tensão gerada nas 4 regiões analisadas quando aplicada a força inclinada de 30 graus, tanto quando utilizado implante de zircônia como quando utilizado implante de titânio. Porém a tensão diminui numericamente para o implante de zircônia quando comparados os materiais independente da inclinação como mostrado na tabela 6.

Tabela 6 - Comparação dos valores de tensão na região periimplantar

	Tensões de Von Mises em MPa			
	Titânio Vertical	Zircônia Vertical	Titânio Oblôqua	Zircônia Oblôqua
Mesial	1,0177	1,0051	9,7645	8,4808
Distal	0,98032	0,96915	9,5923	9,5195
Vestibular	0,93222	0,92629	11,668	10,234
Lingual	1,159	1,1457	9,7368	8,3092

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

O processo de validação do MEF foi feito com extensômetros lineares elétricos, isto, como sinalado por Gröning et al., em 2012 fornece apenas medições de um ponto único (VOLLMER et al., 2000; MARINESCU;DAEGLING;RAPOFF, 2005; AL-SUKHUN;KELLEWAY;HELENIUS, 2007; RAYFIELD, 2011). Portanto, a comparação das tensões medidas e os previstos pelos modelos do MEF são baseados em alguns pontos selecionados na superfície do osso, o que levanta dois problemas: (1) a variação das magnitudes de deformação e direção em toda a superfície não podem ser consideradas no processo de comparação e (2), é difícil determinar com precisão a posição dos pontos correspondentes sobre a superfície do osso e o modelo de Elemento Finito (EF) se a topografia 3D da superfície não é medida. Este último é especialmente problemático quando a deformação varia em grande medida, dentro de uma pequena área (GRONING et al., 2012).

Examinando o comportamento das tensões deste estudo foi possível observar no MEF que as regiões mais próximas ao implante apresentaram deformação por compressão, no entanto, quando a distância do implantes aumentava, a deformação por tração foi predominante. O efeito de Poisson explica esse comportamento. A carga axial é aplicada na coroa e se espalha em todo o conjunto até atingir o implante; o implante é em seguida comprimido e pelo efeito de Poisson suas laterais radialmente se deformam. Esta deformação vai comprimir o osso que circunda a região periimplante, fazendo com que toda a região perto seja deformada por compressão, o que explica o valor negativo (-180,86 $\mu\epsilon$ na mesial e -227,29 $\mu\epsilon$ na distal) da simulação numérica.

Os registros de microdeformação das forças aplicadas também podem ser caracterizados qualitativamente. As forças compressivas recebem como prefixo o sinal negativo, e as forças de tracionamento, recebem como prefixo o sinal positivo. O mais importante é a quantidade de deformação sofrida pelo corpo estudado (osso simulado) independente da qualidade da deformação (tração ou compressão), por isso os valores absolutos de deformação devem ser levados em conta (Karl et al. 2008).

Portanto, os valores das médias absolutas de microdeformação do osso encontrados neste MEF se encontram dentro da janela fisiológica descrita por Frost, (1994), ao descrever a lei de Wolff e as adaptações estruturais que ocorrem no osso

sob determinados estímulos mecânicos. Nos lugares onde o pico ósseo de deformação permanece abaixo de $50\mu\epsilon$ denota que está sob efeito de desuso. As deformações acima de $1500\mu\epsilon$ tendem a uma remodelação lamelar pela reconfiguração. Porém, com microdeformações iguais ou superiores a $4.000\mu\epsilon$, os prejuízos não possibilitam a recuperação pelos mecanismos convencionais de reparo, resultando em danos teciduais irreversíveis para o osso.

Partindo para a análise das tensões, este estudo observou que os valores de tensões do implante de zircônia foram similares aos do implante de titânio, independente da direção da carga aplicada ser vertical ou oblíqua (Tabela 6). Com a aplicação da carga oblíqua, houve aumento das tensões gerada para os dois tipos de implantes, zircônia ou titânio. As tensões geradas para o implantes de zircônia, tanto em carga vertical ou oblíqua, foram numericamente menores que aquelas do implante de titânio. Este fato pode ser explicado porque o modelo considera implante/osso perfeitamente unido, ou seja, o implante de titânio por ter menor módulo de elasticidade, se deforma mais e isso influencia os resultados de tensões que são obtidos também pelo deslocamento dos nós na região óssea, que no software é similar a deformação do implante. Por este motivo pode-se considerar que, pelos valores terem numericamente diferenças pequenas de tensão entre implante de titânio e zircônia, as tensões geradas na região periimplantar entre os dois implantes pode ser considerada similar.

O MEF é uma ferramenta importante para compreender respostas mecânicas em pesquisas biológicas e no estudo das tensões resultantes de forças mastigatórias aplicadas nas estruturas de suporte ósseo (SKALAK, 1983), especialmente quando a implantodontia está envolvida, na qual os aspectos biomecânicos tem qualquer influência significativa no sucesso dos implantes osseointegrados (MARTINI et al., 2013). MEF permite a análise biomecânica de tensões induzidas pelo sistema inteiro sob diferentes situações clínicas (MARTINI et al., 2013), permitindo a avaliação quantitativa e qualitativa da tensão e distribuição de tensões em várias áreas do sistema de próteses implanto-suportadas (GENG; TAN; LIU, 2001; PESQUEIRA et al., 2014). A preservação do osso ao redor do implante e a manutenção da papila gengival são de importância crucial na reabilitação estética com implantes (CANULLO; IURLARO; IANNELLO, 2009; CHANG; WENNSTROM, 2012; MARTINI et al., 2013), motivo pelo qual este teste

mecânico, torna-se útil para a predição dos efeitos do estresse sobre os implantes e o osso circundante (TEIXEIRA et al, 1998; OZZEN et al, 2007).

Os estudos de Watanabe et al. (2003) indicam que ter um implante angulado ou pilar é menos favorável para a distribuição de tensões (HOSHAW;BRUNSKI;COCHRAN, 1994; CANAY et al., 1996; BROSH;PILO;SUDAI, 1998). Esta condição representa então um maior risco de reabsorção óssea na área coronal do osso, porque a tensão concentra-se no osso cortical e não em todo o comprimento do implante. Estes autores, portanto, recomendam que os implantes sejam colocados numa orientação vertical (WATANABE et al., 2003). Cargas oclusais excessivas são geradas quando o implante é inclinado. Isto provoca microtrincas no osso ao redor do implante e faz com que o parafuso de fixação do implante se solte, com eventual fratura do corpo do implante (HASSLER et al., 1974; MOYEN et al., 1980; SOLTESZ;SIEGELE, 1982). Também tem sido demonstrado que as tensões estão mais concentradas na área coronal do implante (RICHTER, 1989; RIEGER et al., 1989; MEIJER et al., 1992; BROSH;PILO;SUDAI, 1998). Isto, combinado com forças excessivas, pode conduzir à perda de osso cortical, formando falhas ósseas que podem apresentar microrganismos e causar perimplantite, infecção ao redor do implante, levando a falha do implante (HOLMGREN et al., 1998).

As propriedades físicas do implante de zircônia podem ver-se afetadas pela degradação de baixa temperatura em água ou soluções aquosas o que pode afetar também a sua microestrutura (WENZ et al., 2008). No entanto, o carregamento cíclico pode diminuir a resistência à força de fratura dos implantes de zircônia (KOHAL;WOLKEWITZ;TSAKONA, 2011) e as fraturas podem ocorrer em implantes de menor diâmetro (3,25 mm) (GAHLERT et al., 2012).

Gahlert et al. (2012), investigou a falha de implantes dentários de zircônia fraturados. Neste estudo, 170 implantes foram inseridos em 79 pacientes, e os resultados mostraram taxa de fratura de quase 10% dentro de um período de acompanhamento de 38 meses após o carregamento protético. 92% dos implantes fraturados eram de diâmetro reduzido (diâmetro 3,25 mm.) pelo qual ele concluiu que estes implantes de diâmetro reduzido não podem ser recomendados para uso clínico. As fendas foram localizadas em 10 dos 13 implantes fraturados ao nível da primeira volta da rosca (GAHLERT et al., 2012).

Kohal et al. (2006), investigaram também as exigências biomecânicas dos implantes de zircônia restaurados com diferentes coroas de cerâmica pura para uso clínico avaliando resistência à fratura dos sistemas de implantes com coroa de cerâmica. Coroas de cerâmica pura foram cimentadas sobre implantes de zircônia e expostos a boca artificial e implantes de titânio convencionais restaurados com coroas de metal fundido com porcelana de cobertura como grupo de controle. Foi demonstrado que os implantes de zircônia restaurados com coroas possivelmente alcançar as exigências biomecânicas para dentes anteriores (KOHAL;KLAUS;STRUB, 2006).

Embora todas as Y-TZP sejam produzidas com a composição e microestrutura similar, diferenças entre elas podem ocorrer dependendo de vários fatores como a qualidade do pó utilizado como matéria-prima (LI et al., 2003; YANG et al., 2004), quantidade de estabilizadores e agentes aglutinantes, o tamanho do grão, porosidade, tipo de prensagem, temperatura de sinterização, taxa de aquecimento e resfriamento (BASU, 2005) que podem afetar significativamente algumas características e propriedades do produto final como a resistência, confiabilidade, degradação e adaptação marginal. Portanto a análise da probabilidade de falha em conjunto com as propriedades mecânicas e da sua microestrutura permite sugerir que a presença de defeitos e porosidade além de todas as outras imperfeições advindas da manufatura, ou de procedimentos laboratoriais, pode ser determinante para o sucesso de um material como a Y-TZP (RAMOS et al., 2014).

As investigações sugerem que a zircônia é altamente biocompatível e tem propriedades mecânicas suficientes para ser utilizada como material de base de implantes dentários. Porém, um planejamento avançado e uma seleção cuidadosa do caso é muito importante para alcançar o sucesso com resultados estéticos utilizando restaurações implanto suportadas em áreas estéticas. Adicionalmente às altas propriedades mecânicas dos implantes de zircônia, estudos clínicos de longo prazo devem ser realizados para uma maior aceitabilidade clínica e, como alternativa aos implantes de titânio.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

No presente trabalho, diante dos resultados encontrados na análise da região periimplantar, pode-se concluir que:

1. O Modelo de Elemento Finito (MEF) obteve resultados de deformação similares ao modelo In Vitro com Extensômetros Lineares Elétricos (Strain Gauges), sendo portanto validado;
2. O conjunto implante / prótese utilizando implante de zircônia sob carga vertical produziu valores de tensão próximos aos de titânio, sendo numericamente menores;
3. O conjunto implante / prótese utilizando implante de zircônia sob carga oblíqua produziu valores de tensão maiores que quando carregado verticalmente, próximos aos de titânio, sendo numericamente menores.

Referências

REFERÊNCIAS

AKAGAWA, Y., HASHIMOTO, M., KONDO, N., SATOMI, K., TAKATA, T. e TSURU, H. Initial bone-implant interfaces of submergible and supramergible endosseous single-crystal sapphire implants. J Prosthet Dent, v.55, n.1, Jan, p.96-100. 1986.

AKCA, K. e CEHRELI, M. C. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. Int J Periodontics Restorative Dent, v.28, n.4, Aug, p.391-9. 2008.

ALBARRACÍN, M. L. Avaliação da deformação do intermediário e região peri-implantar em função da carga aplicada em coroas unitárias implantossuportadas parafusadas. Prosthesis Department, Dentistry School of Bauru. University of São Paulo, Bauru. SP. Brazil, 2011.

ALLEN, M. R. e BURR, D. B. Bisphosphonate effects on bone turnover, microdamage, and mechanical properties: what we think we know and what we know that we don't know. Bone, v.49, n.1, Jul, p.56-65. 2011.

ANDREIOTELLI, M., WENZ, H. J. e KOHAL, R. J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. Clin Oral Implants Res, v.20 Suppl 4, Sep, p.32-47. 2009.

ANSELME, K. Osteoblast adhesion on biomaterials. Biomaterials, v.21, n.7, Apr, p.667-81. 2000.

ARMSTRONG, S., GERALDELI, S., MAIA, R., RAPOSO, L. H., SOARES, C. J. e YAMAGAWA, J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. Dent Mater, v.26, n.2, Feb, p.e50-62. 2010.

AROLA, D., GALLES, L. A. e SARUBIN, M. F. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. J Dent, v.29, n.1, Jan, p.63-73. 2001.

ASMUSSEN, E., PEUTZFELDT, A. e SAHAFI, A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. J Prosthet Dent, v.94, n.4, Oct, p.321-9. 2005.

BANKOGLU GUNGOR, M., AYDIN, C., YILMAZ, H. e GUL, E. B. An overview of zirconia dental implants: basic properties and clinical application of three cases. J Oral Implantol, v.40, n.4, Aug, p.485-94. 2014.

BAYRAKTAR, M., GULTEKIN, B. A., YALCIN, S. e MIJIRITSKY, E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. Implant Dent, v.22, n.4, Aug, p.406-13. 2013.

BIANCO, P. D., DUCHEYNE, P. e CUCKLER, J. M. Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear. J Biomed Mater Res, v.31, n.2, Jun, p.227-34. 1996.

BLANES, R. J., BERNARD, J. P., BLANES, Z. M. e BELSER, U. C. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. Clin Oral Implants Res, v.18, n.6, Dec, p.707-14. 2007.

BOSKEY, A. L. e MARKS, S. C., JR. Mineral and matrix alterations in the bones of incisors-absent (ia/ia) osteopetrotic rats. Calcif Tissue Int, v.37, n.3, May, p.287-92. 1985.

BOUVIER, M. The biology and composition of bone. In: (Ed.). Bone Mechanics: CRC Press Inc, 2000. The biology and composition of bone, p.14

BRANEMARK, P. I., ADELL, R., BREINE, U., HANSSON, B. O., LINDSTROM, J. e OHLSSON, A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg, v.3, n.2, p.81-100. 1969.

BRANEMARK, P. I., HANSSON, B. O., ADELL, R., BREINE, U., LINDSTROM, J., HALLEN, O. e OHMAN, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl, v.16, p.1-132. 1977.

BRINKMANN, E. L. [Ceramic anchor implant as a bridge-end abutment (Brinkmann's Class II)--report of 10 years' experience in clinical use]. Quintessenz, v.38, n.5, May, p.811-8. 1987.

BROSH, T., PILO, R. e SUDAI, D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. J Prosthet Dent, v.79, n.3, Mar, p.328-34. 1998.

CAMPOS, R. E., SOARES, C. J., QUAGLIATTO, P. S., SOARES, P. V., DE OLIVEIRA, O. B., JR., SANTOS-FILHO, P. C. e SALAZAR-MAROCHO, S. M. In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns: a finite element and fractography analysis. J Prosthodont, v.20, n.6, Aug, p.447-55. 2011.

CANULLO, L., IURLARO, G. e IANNELLO, G. Double-blind randomized controlled trial study on post-extraction immediately restored implants using the switching platform concept: soft tissue response. Preliminary report. Clin Oral Implants Res, v.20, n.4, Apr, p.414-20. 2009.

CAPOZZO, A., MARCHETTI, M. e TOSI, V. Biolocomotion: a century of research using moving pictures. Roma, Italy: Promograph,. 1992

CARTER, D. R. e HAYES, W. C. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J Bone Joint Surg Am, v.59, n.7, Oct, p.954-62. 1977.

CHANG, M. e WENNSTROM, J. L. Longitudinal changes in tooth/single-implant relationship and bone topography: an 8-year retrospective analysis. Clin Implant Dent Relat Res, v.14, n.3, Jun, p.388-94. 2012.

CHEVALIER, J. e GREMILLARD, L. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. Journal of American Ceramic Society, v.92, n.9, p.1901-1920. 2009;.

CHEVALIER, J., LOH, J., GREMILLARD, L., MEILLE, S. e ADOLFSON, E. Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface. Acta Biomater, v.7, n.7, Jul, p.2986-93. 2011.

CHRISTEL, P. S. Zirconia: the second generation of ceramics for total hip replacement. Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst, v.49, n.2, Fall, p.170-7. 1989.

CHYUNG, C. K. Secondary Grain Growth of $\text{Li}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2-\text{TiO}_2$ Glass-Ceramics. Journal of the American Ceramic Society, v.52, n.5, May 1969, p.242-245. 1969.

COELHO, C. S., BIFFI, J. C., SILVA, G. R., ABRAHAO, A., CAMPOS, R. E. e SOARES, C. J. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. Dent Mater J, v.28, n.6, Nov, p.671-8. 2009.

COWIN, S. C. Fabric dependence of an anisotropic strength criterion. Mechanics of Materials, v.5, n.3, 1986, p.251-260. 1986.

CUNDY, T. e REID, I. R. Paget's disease of bone. Clin Biochem, v.45, n.1-2, Jan, p.43-8. 2012.

DAAS, M., DUBOIS, G., BONNET, A. S., LIPINSKI, P. e RIGNON-BRET, C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. Med Eng Phys, v.30, n.2, Mar, p.218-25. 2008.

DA SILVA, N. R., RAPOSO, L. H., VERSLUIS, A., FERNANDES-NETO, A. J. e SOARES, C. J. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. J Prosthet Dent, v.104, n.5, Nov, p.306-17. 2010.

DE SANTIS, R., MOLLIKA, F., PRISCO, D., RENGO, S., AMBROSIO, L. e NICOLAIS, L. A 3D analysis of mechanically stressed dentin-adhesive-composite interfaces using X-ray micro-CT. Biomaterials, v.26, n.3, Jan, p.257-70. 2005.

DEJAK, B. e MLOTKOWSKI, A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. J Prosthet Dent, v.105, n.2, Feb, p.115-26. 2011.

DENRY, I. e KELLY, J. R. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater, v.24, n.3, Mar, p.299-307. 2008.

DEPPRICH, R., ZIPPRICH, H., OMMERBORN, M., MAHN, E., LAMMERS, L., HANDSCHEL, J., NAUJOKS, C., WIESMANN, H. P., KUBLER, N. R. e MEYER, U. Osseointegration of zirconia implants: an SEM observation of the bone-implant interface. Head Face Med, v.4, p.25. 2008.

DEPPRICH, R., ZIPPRICH, H., OMMERBORN, M., NAUJOKS, C., WIESMANN, H. P., KIATTAVORNCHAROEN, S., LAUER, H. C., MEYER, U., KUBLER, N. R. e HANDSCHEL, J. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. Head Face Med, v.4, p.30. 2008.

DING, M., ODGAARD, A., LINDE, F. e HVID, I. Age-related variations in the microstructure of human tibial cancellous bone. J Orthop Res, v.20, n.3, May, p.615-21. 2002.

DUYCK, J., RONOLD, H. J., VAN OOSTERWYCK, H., NAERT, I., VANDER SLOTEN, J. e ELLINGSEN, J. E. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res, v.12, n.3, Jun, p.207-18. 2001.

EMBACHER FILHO, A. Desenvolvimento de um implante osseointegrável: da teoria a prática. Protheses, Faculdade de Odontologia de Araçatuba (UNESP), Araçatuba, 2003.

ERIKSEN, E. F., AXELROD, D. W. e MELSEN, F. Bone Histomorphometry. New York: Raven Press. 1994

ESER, A., AKCA, K., ECKERT, S. e CEHRELI, M. C. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. Int J Oral Maxillofac Implants, v.24, n.3, May-Jun, p.439-46. 2009.

ESKITASCIOGLU, G., USUMEZ, A., SEVIMAY, M., SOYKAN, E. e UNSAL, E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent, v.91, n.2, Feb, p.144-50. 2004.

FAVERANI, L. P., RAMALHO-FERREIRA, P., GAETTI-JARDIM, E. C., OKAMOTO, R., SHINOHARA, E. H., ASSUNÇÃO, W. G. e GARCIA JUNIOR, I. R. Implantes osseointegrados: evolução sucesso. Salusvita, Bauru, v.30, n.1, p.47-58. 2011.

FENNIS, W. M., KUIJS, R. H., BARINK, M., KREULEN, C. M., VERDONSCHOT, N. e CREUGERS, N. H. Can internal stresses explain the fracture resistance of cusp-replacing composite restorations? Eur J Oral Sci, v.113, n.5, Oct, p.443-8. 2005.

FISCHER, H., DAUTZENBERG, G. e MARX, R. Nondestructive estimation of the strength of dental ceramic materials. Dent Mater, v.17, n.4, Jul, p.289-95. 2001.

FRATZL, P., SCHREIBER, S., ROSCHGER, P., LAFAGE, M. H., RODAN, G. e KLAUSHOFER, K. Effects of sodium fluoride and alendronate on the bone mineral in minipigs: a small-angle X-ray scattering and backscattered electron imaging study. J Bone Miner Res, v.11, n.2, Feb, p.248-53. 1996.

FROST, H. M. Bone's mechanostat: a 2003 update. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol, v.275, n.2, Dec, p.1081-101. 2003.

FROST, H. M. Mechanical adaptation. Frost's mechanostat theory. In: (Ed.). Martin RB, Burr DB, eds. Structure, function and adaptation of compact bone.. New York: Raven Press, 1989. Mechanical adaptation. Frost's mechanostat theory., p.179-181

FROST, H. M. Perspectives: bone's mechanical usage windows. Bone Miner, v.19, n.3, Dec, p.257-71. 1992.

FROST, H. M. Presence of microscopic cracks in vivo in bone. Henry Ford HospMed Bull, v.8, p.25-35. 1960.

FROST, H. M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod, v.64, n.3, p.175-88. 1994.

GAHLERT, M., BURTSCHER, D., GRUNERT, I., KNIHA, H. e STEINHAUSER, E. Failure analysis of fractured dental zirconia implants. Clin Oral Implants Res, v.23, n.3, Mar, p.287-93. 2012.

GAHLERT, M., GUDEHUS, T., EICHHORN, S., STEINHAUSER, E., KNIHA, H. e ERHARDT, W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. Clin Oral Implants Res, v.18, n.5, Oct, p.662-8. 2007.

GAHLERT, M., ROHLING, S., WIELAND, M., SPRECHER, C. M., KNIHA, H. e MILZ, S. Osseointegration of zirconia and titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs. Clin Oral Implants Res, v.20, n.11, Nov, p.1247-53. 2009.

GARNET, L. P. H., J. L. . Tratado de histologia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2003. 462 p.

GARVIE, R. C. HANNINK, R.H.; PASCOE, R.T. Ceramic Steel. Nature, v.258, p.703-704. 1975.

GENG, J. P., TAN, K. B. e LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent, v.85, n.6, Jun, p.585-98. 2001.

GENOVESE, K., LAMBERTI, L. e PAPPALETTERE, C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. J Biomech, v.38, n.12, Dec, p.2375-89. 2005.

GHASSEMIEH, E. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. Dent Mater, v.24, n.4, Apr, p.536-47. 2008.

GIORDANO, V., GIORDANO, M. e KNACKFUSS, I. G. Fatores de crescimento e diferenciação ósseos. Efeitos sobre o processo de consolidação de fratura: presente e futuro. Rev. Bras. Medicina, v.57, n.9, Set 2000. 2000.

GLAUSER, R., SAILER, I., WOHLWEND, A., STUDER, S., SCHIBLI, M. e SCHARER, P. 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, May-Jun, p.285-90. 2004.

GONG, J. K., ARNOLD, J. S. e COHN, S. H. Composition of Trabecular and Cortical Bone. Anat Rec, v.149, Jul, p.325-31. 1964

GRANDO, A. F., REZENDE, C. E., SOUSA, E. A. e RUBO, J. H. Effect of veneering material on the deformation suffered by implant-supported fixed prosthesis framework. J Appl Oral Sci, v.22, n.3, Jun, p.209-17. 2014.

GRONING, F., BRIGHT, J. A., FAGAN, M. J. e O'HIGGINS, P. Improving the validation of finite element models with quantitative full-field strain comparisons. J Biomech, v.45, n.8, May 11, p.1498-506. 2012.

HALL, S. Biomecânica básica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1991

HAMILL, J. K., K. M. Bases biomecânicas do movimento humano. São Paulo: Manole, v.1. 2012. 528 p.

HASSLER, C. R., RYBICKI, E. F., SIMONEN, F. A. e WEIS, E. B. Measurements of healing at an osteotomy in a rabbit calvarium: the influence of applied compressive stress on collagen synthesis and calcification. J Biomech, v.7, n.6, Nov, p.545-50. 1974.

HELPER, A. R., MELNICK, S. e SCHILDER, H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, v.34, n.4, Oct, p.661-70. 1972.

HISBERGUES, M., VENDEVILLE, S. e VENDEVILLE, P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, v.88, n.2, Feb, p.519-29. 2009

HEYDECKE, G., KOHAL, R. e GLASER, R. Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system: a case report. Int J Prosthodont, v.12, n.2, Mar-Apr, p.184-9. 1999.

HO, M. H., LEE, S. Y., CHEN, H. H. e LEE, M. C. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent, v.72, n.4, Oct, p.367-72. 1994.

HOFFMANN, O., ANGELOV, N., GALLEZ, F., JUNG, R. E. e WEBER, F. E. The zirconia implant-bone interface: a preliminary histologic evaluation in rabbits. Int J Oral Maxillofac Implants, v.23, n.4, Jul-Aug, p.691-5. 2008.

HOJJATIE, B. e ANUSAVICE, K. J. Three-dimensional finite element analysis of glass-ceramic dental crowns. J Biomech, v.23, n.11, p.1157-66. 1990.

HOLMGREN, E. P., SECKINGER, R. J., KILGREN, L. M. e MANTE, F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-

dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol, v.24, n.2, p.80-8. 1998.

HOSHAW, S. J., BRUNSKI, J. B. e COCHRAN, G. V. B. Mechanical Loading of Brånemark Implants Affects Interfacial Bone Modeling and Remodeling. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, v.9, n.3, p.345-360. 1994.

IMANISHI, A., NAKAMURA, T., OHYAMA, T. e NAKAMURA, T. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. J Oral Rehabil, v.30, n.8, Aug, p.818-22. 2003.

ISIDOR, F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clin Oral Implants Res, v.8, n.1, Feb, p.1-9. 1997.

JACOBSEN, P. H., WAKEFIELDT, A. J., O'DOHERTY, D. M. e REES, J. S. The effect of preparation height and taper on cement lute stress: a three-dimensional finite element analysis. Eur J Prosthodont Restor Dent, v.14, n.4, Dec, p.151-7. 2006.

JUNQUEIRA, L. C. e CARNEIRO, J. Histologia Básica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, v.1. 2013

KELLY, J. R. e DENRY, I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. Dent Mater, v.24, n.3, Mar, p.289-98. 2008.

KISHEN, A., KUMAR, G. V. e CHEN, N. N. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. Dent Traumatol, v.20, n.2, Apr, p.90-100. 2004.

KOHAL, R. J., FINKE, H. C. e KLAUS, G. Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: an in vitro pilot study. Clin Implant Dent Relat Res, v.11, n.4, Dec, p.323-9. 2009.

KOHAL, R. J., KLAUS, G. e STRUB, J. R. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. Clin Oral Implants Res, v.17, n.5, Oct, p.565-71. 2006.

KOHAL, R. J., PAPAVALIOU, G., KAMPOSIOIRA, P., TRIPODAKIS, A. e STRUB, J. R. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. Int J Prosthodont, v.15, n.2, Mar-Apr, p.189-94. 2002.

KOHAL, R. J., WENG, D., BACHLE, M. e STRUB, J. R. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. J Periodontol, v.75, n.9, Sep, p.1262-8. 2004.

KOHAL, R. J., WOLKEWITZ, M., HINZE, M., HAN, J. S., BACHLE, M. e BUTZ, F. Biomechanical and histological behavior of zirconia implants: an experiment in the rat. Clin Oral Implants Res, v.20, n.4, Apr, p.333-9. 2009.

KOHAL, R. J., WOLKEWITZ, M., TSAKONA, A. The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation. Clin Oral Implants Res, v.22, n.8, Aug, p.808-14. 2011.

KOTH, D. L., MCKINNEY, R. V., JR. e DAVIS, Q. B. The single-crystal sapphire endosteal dental implant. A longitudinal human study: one-year results. J Prosthet Dent, v.50, n.1, Jul, p.72-80. 1983.

KURTOGLU, C., UYSAL, H. e MAMEDOV, A. Influence of layer thickness on stress distribution in ceramic-cement-dentin multilayer systems. Dent Mater J, v.27, n.4, Jul, p.626-32. 2008.

LANG, L. A., KANG, B., WANG, R. F. e LANG, B. R. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent, v.90, n.6, Dec, p.539-46. 2003.

LANZA, A., AVERSA, R., RENGO, S., APICELLA, D. e APICELLA, A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. Dent Mater, v.21, n.8, Aug, p.709-15. 2005.

LEE, J., SIEWEKE, J. H., RODRIGUEZ, N. A., SCHUPBACH, P., LINDSTROM, H., SUSIN, C. e WIKESJO, U. M. Evaluation of nano-technology-modified zirconia oral implants: a study in rabbits. J Clin Periodontol, v.36, n.7, Jul, p.610-7. 2009.

LEE, K. J., KIM, Y. G., PARK, J. W., LEE, J. M. e SUH, J. Y. Influence of crown-to-implant ratio on periimplant marginal bone loss in the posterior region: a five-year retrospective study. J Periodontal Implant Sci, v.42, n.6, Dec, p.231-6. 2012.

LENZA, H. R. El síndrome osteoporótico. Barcelona. Spain: Sandoz. 1988. 173 p.

LERTCHIRAKARN, V., PALAMARA, J. E. e MESSER, H. H. Finite element analysis and strain-gauge studies of vertical root fracture. J Endod, v.29, n.8, Aug, p.529-34. 2003.

LIN, C. L., CHANG, C. H. e KO, C. C. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. J Oral Rehabil, v.28, n.6, Jun, p.576-85. 2001.

MAGNE, P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. Dent Mater, v.23, n.5, May, p.539-48. 2007.

MAGNE, P. e BELSER, U. C. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. Int J Periodontics Restorative Dent, v.23, n.6, Dec, p.543-55. 2003.

MAGNE, P., PERAKIS, N., BELSER, U. C. e KREJCI, I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. J Prosthet Dent, v.87, n.5, May, p.516-27. 2002.

-
- MARCUS, D., FELDMAN, D., NELSON, D. e ROSEN, C. J. Fundamentals of osteoporosis. London, UK: Academic Press is an imprint of Elsevier, v.1. 2010. 552 p.
- MARTINI, A. P., BARROS, R. M., JUNIOR, A. C., ROCHA, E. P., DE ALMEIDA, E. O., FERRAZ, C. C., PELLEGRIN, M. C. e ANCHIETA, R. B. Influence of platform and abutment angulation on peri-implant bone. A three-dimensional finite element stress analysis. J Oral Implantol, v.39, n.6, Dec, p.663-9. 2013.
- MEIJER, H. J., KUIPER, J. H., STARMANS, F. J. e BOSMAN, F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosthet Dent, v.68, n.1, Jul, p.96-102. 1992.
- MELLAL, A., WISKOTT, H. W., BOTSIS, J., SCHERRER, S. S. e BELSER, U. C. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. Clin Oral Implants Res, v.15, n.2, Apr, p.239-48. 2004.
- MISCH, C. E., BIDEZ, M. W. e SHARAWY, M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. J Periodontol, v.72, n.9, Sep, p.1276-86. 2001.
- MIYASHIRO, M., SUEDAM, V., MORETTI NETO, R. T., FERREIRA, P. M. e RUBO, J. H. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis--tension tests. J Appl Oral Sci, v.19, n.3, May-Jun, p.244-8. 2011.
- MORAES, S. L., PELLIZZER, E. P., VERRI, F. R., SANTIAGO, J. F., JR. e SILVA, J. V. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. Comput Methods Biomech Biomed Engin, v.18, n.7, p.689-96. 2015.

MORETTI NETO, R., ET AL. . Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis – compression tests. Journal of Applied Oral Science, v.19, 19-05-2011, p.47-51. 2011.

MORETTI NETO, R. T. Avaliação da deformação do intermediário e região perimplantar de próteses implanto-suportada unitárias parafusada. Estudo através da extensometria. Department of Prosthodontics, Bauru School of Dentistry, University of São Paulo, Bauru, Bauru, SP, Brazil., 2010. 159 p.

MORGAN, E. F. e KEAVENY, T. M. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. J Biomech, v.34, n.5, May, p.569-77. 2001.

MOSEKILDE, L. Sex differences in age-related loss of vertebral trabecular bone mass and structure--biomechanical consequences. Bone, v.10, n.6, p.425-32. 1989.

MOTTA, A. B., PEREIRA, L. C. e DA CUNHA, A. R. All-ceramic and porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures: a comparative study by 2D finite element analyses. J Appl Oral Sci, v.15, n.5, Oct, p.399-405. 2007.

MOYEN, B. J., LAHEY, P. J., WEINBERG, E. H., RUMELHART, C. e HARRIS, W. H. Effects of application of metal plates to bone. Comparison of a rigid with a flexible plate. Acta Orthop Belg, v.46, n.6, p.806-15. 1980.

MULLER, W., PIESOLD, J. e GLIEN, W. [Properties and clinical application of dental implants of Bionit aluminium oxide ceramic]. Stomatol DDR, v.38, n.10, Oct, p.673-8. 1988.

NACONECY, M. M., GEREMIA, T., CERVIERI, A., TEIXEIRA, E. R. e SHINKAI, R. S. Effect of the number of abutments on biomechanics of Bränemark prosthesis with straight and tilted distal implants. J Appl Oral Sci, v.18, n.2, Mar-Apr, p.178-85. 2010.

NISSAN, J., GROSS, O., GHELFAN, O., PRIEL, I., GROSS, M. e CHAUSHU, G. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different

crown-implant ratios and crown height spaces. J Oral Maxillofac Surg, v.69, n.12, Dec, p.2990-4. 2011.

NOVAIS, V. R., VERSLUIS, A., CORRER-SOBRINHO, L. e SOARES, C. J. Three-point bending testing of fibre posts: critical analysis by finite element analysis. Int Endod J, v.44, n.6, Jun, p.519-24. 2011.

OLIVA, J., OLIVA, X. e OLIVA, J. D. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. Int J Oral Maxillofac Implants, v.22, n.3, May-Jun, p.430-5. 2007.

OLIVA, X., OLIVA, J. e OLIVA, J. D. Full-mouth oral rehabilitation in a titanium allergy patient using zirconium oxide dental implants and zirconium oxide restorations. A case report from an ongoing clinical study. Eur J Esthet Dent, v.5, n.2, Summer, p.190-203. 2010.

OU-YANG, H., PASCHALIS, E. P., MAYO, W. E., BOSKEY, A. L. e MENDELSON, R. Infrared microscopic imaging of bone: spatial distribution of CO₃(2-). J Bone Miner Res, v.16, n.5, May, p.893-900. 2001.

PAGANI, C., MIRANDA, C. B. e BOTTINO, M. C. [Relative fracture toughness of different dental ceramics]. J Appl Oral Sci, v.11, n.1, Mar, p.69-75. 2003.

PALAMARA, J. E., PALAMARA, D. e MESSER, H. H. Strains in the marginal ridge during occlusal loading. Aust Dent J, v.47, n.3, Sep, p.218-22. 2002.

PAPAVASILIOU, G., TRIPODAKIS, A. P., KAMPOSIOIRA, P., STRUB, J. R. e BAYNE, S. C. Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combinations for osseointegrated implants. Int J Prosthodont, v.9, n.3, May-Jun, p.254-60. 1996.

PEREIRA, A. C., FERNANDES, R. G., CARVALHO, Y. R. e LEITE, I. Reparação de Defeitos Ósseos em Fêmures de Ratos Machos e Fêmeas Espontaneamente Hipertensos. Estudo Histológico e Histométrico. Arq. Bras. Cardiol., v.88, n.1, p.104-109. 2007.

PESQUEIRA, A. A., GOIATO, M. C., FILHO, H. G., MONTEIRO, D. R., SANTOS, D. M., HADDAD, M. F. e PELLIZZER, E. P. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. J Oral Implantol, v.40, n.2, Apr, p.217-28. 2014.

PICONI, C. e MACCAURO, G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials, v.20, n.1, Jan, p.1-25. 1999.

PICONI, C., MACCAURO, G., MURATORI, F. e BRACH DEL PREVER, E. Alumina and zirconia ceramics in joint replacements. J Appl Biomater Biomech, v.1, n.1, Jan-Apr, p.19-32. 2003.

PIERRISNARD, L., BOHIN, F., RENAULT, P. e BARQUINS, M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. J Prosthet Dent, v.88, n.4, Oct, p.442-8. 2002.

PIESOLD, J. U. e MULLER, W. [Tooth replacement by BIONIT-implants]. Dtsch Stomatol, v.41, n.4, p.128-32. 1991.

PJETURSSON, B. E., TAN, K., LANG, N. P., BRAGGER, U., EGGER, M. e ZWAHLEN, M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res, v.15, n.6, Dec, p.625-42. 2004.

PROT, M., SALETTI, D., PATTOFATTO, S., BOUSSON, V. e LAPORTE, S. Links between microstructural properties of cancellous bone and its mechanical response to different strain rates. Comput Methods Biomech Biomed Engin, v.15 Suppl 1, p.291-2. 2012.

PROUSSAEFS, P. Crowns cemented on crown preparations lacking geometric resistance form. Part II: effect of cement. J Prosthodont, v.13, n.1, Mar, p.36-41. 2004.

QUAN, R., YANG, D., WU, X., WANG, H., MIAO, X. e LI, W. In vitro and in vivo biocompatibility of graded hydroxyapatite-zirconia composite bioceramic. J Mater Sci Mater Med, v.19, n.1, Jan, p.183-7. 2008.

QUINN, J. B., QUINN, G. D., KELLY, J. R. e SCHERRER, S. S. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. Dent Mater, v.21, n.10, Oct, p.920-9. 2005.

RAFFERTY, B. T., JANAL, M. N., ZAVANELLI, R. A., SILVA, N. R., REKOW, E. D., THOMPSON, V. P. e COELHO, P. G. Design features of a three-dimensional molar crown and related maximum principal stress. A finite element model study. Dent Mater, v.26, n.2, Feb, p.156-63. 2010.

RAIGRODSKI, A. J., CHICHE, G. J., POTIKET, N., HOCHSTEDLER, J. L., MOHAMED, S. E., BILLIOT, S. e MERCANTE, D. E. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. J Prosthet Dent, v.96, n.4, Oct, p.237-44. 2006.

RAMOS, C. M., CESAR, P. F., LIA MONDELLI, R. F., TABATA, A. S., DE SOUZA SANTOS, J. e SANCHES BORGES, A. F. Bond strength and Raman analysis of the zirconia-feldspathic porcelain interface. J Prosthet Dent, v.112, n.4, Oct, p.886-94. 2014.

RAPOSO, L. H., SILVA, G. R., SANTOS-FILHO, P. C., SOARES, P. V., SOARES, P. B., SIMAMOTO-JUNIOR, P. C., FERNANDES-NETO, A. J. e

RAVAGLIOLI, A. e KRAJEWSKI, A. Bioceramics: materials, properties, applications. London: Chapman & Hall. 1992

REES, J. S., HAMMADEH, M. e JAGGER, D. C. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: a finite element study. Eur J Oral Sci, v.111, n.2, Apr, p.149-54. 2003.

REKOW, E. D., ZHANG, G., THOMPSON, V., KIM, J. W., COEHLO, P. e ZHANG, Y. Effects of geometry on fracture initiation and propagation in all-ceramic crowns. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, v.88, n.2, Feb, p.436-46. 2009.

RICHERSON, D. W. Modern ceramic Engineering: properties, processing, and use in design. New York: Marcel Dekker. 1992

RICHTER, E. J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. J Prosthet Dent, v.61, n.5, May, p.602-9. 1989.

RIEGER, M. R., FAREED, K., ADAMS, W. K. e TANQUIST, R. A. Bone stress distribution for three endosseous implants. J Prosthet Dent, v.61, n.2, Feb, p.223-8. 1989.

RIMONDINI, L., CERRONI, L., CARRASSI, A. e TORRICELLI, P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. Int J Oral Maxillofac Implants, v.17, n.6, Nov-Dec, p.793-8. 2002.

ROMEED, S. A., FOK, S. L. e WILSON, N. H. Biomechanics of cantilever fixed partial dentures in shortened dental arch therapy. J Prosthodont, v.13, n.2, Jun, p.90-100. 2004.

ROSS, R. S., NICHOLLS, J. I. e HARRINGTON, G. W. A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts. J Endod, v.17, n.9, Sep, p.450-6. 1991.

RUBO, J. H. e CAPELLO SOUZA, E. A. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. Clin Implant Dent Relat Res, v.12, n.2, Jun 1, p.105-13. 2010.

RUBO, J. H. e SOUZA, E. A. C. Computacional methods applied to bioengineering solution of load problems in implant prosthesis. Rev Fac Odontol Bauru, v.9, p.97-103. 2001.

RUIZ, L. R., M.J. . Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% YTZP. Journal of the American Ceramic Society, v.79, n.9, p.2331-2340. 1996.

RUNGSİYAKULL, P., RUNGSİYAKULL, C., APPLEYARD, R., LI, Q., SWAIN, M. e KLINEBERG, I. Loading of a single implant in simulated bone. Int J Prosthodont, v.24, n.2, Mar-Apr, p.140-3. 2011.

SAHIN, S., CEHRELI, M. C. e YALCIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. J Dent, v.30, n.7-8, Sep-Nov, p.271-82. 2002.

SAITO, M. e MARUMO, K. Collagen cross-links as a determinant of bone quality: a possible explanation for bone fragility in aging, osteoporosis, and diabetes mellitus. Osteoporos Int, v.21, n.2, Feb, p.195-214. 2010.

SAKAGUCHI, R. L., BRUST, E. W., CROSS, M., DELONG, R. e DOUGLAS, W. H. Independent movement of cusps during occlusal loading. Dent Mater, v.7, n.3, Jul, p.186-90. 1991.

SANDHAUS, S. [Technic and instrumentation of the implant C.B.S. (Cristalline Bone Screw)]. Inf Odontostomatol, v.4, n.3, p.19-24. 1968.

SANDHAUS, S. [The Cerasand endosseous implant]. Actual Odontostomatol (Paris), v.41, n.160 Spec No, Dec, p.607-26. 1987.

SANTIAGO JUNIOR, J. F., PELLIZZER, E. P., VERRI, F. R. e DE CARVALHO, P. S. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, v.33, n.8, Dec 1, p.4700-14. 2013.

SANTOS-FILHO, P. C., CASTRO, C. G., SILVA, G. R., CAMPOS, R. E. e SOARES, C. J. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. Int Endod J, v.41, n.6, Jun, p.493-501. 2008.

SATHORN, C., PALAMARA, J. E., PALAMARA, D. e MESSER, H. H. Effect of root canal size and external root surface morphology on fracture susceptibility and pattern: a finite element analysis. J Endod, v.31, n.4, Apr, p.288-92. 2005.

SCARANO, A., PIATTELLI, M., CAPUTI, S., FAVERO, G. A. e PIATTELLI, A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. J Periodontol, v.75, n.2, Feb, p.292-6. 2004.

SCHATZ, D., ALFTER, G. e GOZ, G. Fracture resistance of human incisors and premolars: morphological and patho-anatomical factors. Dent Traumatol, v.17, n.4, Aug, p.167-73. 2001.

SCHERRER, S. S., QUINN, G. D. e QUINN, J. B. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. Dent Mater, v.24, n.8, Aug, p.1107-13. 2008.

SCHERRER, S. S., QUINN, J. B., QUINN, G. D. e WISKOTT, H. W. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. Dent Mater, v.23, n.11, Nov, p.1397-404. 2007.

SCHIROLI, G. Single-tooth implant restorations in the esthetic zone with PureForm ceramic crowns: 3 case reports. J Oral Implantol, v.30, n.6, p.358-63. 2004.

SCHULTE, W. The Intra-Osseous Al₂O₃ (Frialit) Tuebingen Implant. Developmental Status after Eight Years (I-III). Quintessence International, v.15, n.1, Jan 1984. 1984a.

SCHULTE, W. The Intra-Osseous Al₂O₃ (Frialit) Tuebingen Implant. Developmental Status after Eight Years (II). Quintessence International, v.15, n.2, Feb 1984, p.147. 1984b.

SCHULTE, W.. The Intra-Osseous Al₂O₃ (Frialit) Tuebingen Implant. Developmental Status after Eight Years (III). Quintessence International, v.15, n.3, March 1984. 1984c.

SCHULTE, W. e D'HOEDT, B. 13 years of the Tübingen implant system made by Frialit. Additional results. Z Zahnärztl. Implantol, v.3, p.167-172. 1988.

SCHULTE, W. e HEIMKE, A. The Tübinger immediate implant. Quintessenz, v.27, p.17-23. 1976.

SCHULTE, W., KLEINEIKENSCHIEDT, H., LINDNER, K. e SCHAREYKA, R. The Tübingen immediate implant in clinical studies. Dtsch Zahnärztl Z, v.33, p.348-359. 1978.

SCHULTE, W., KLEINEIKENSCHIEDT, H., LINDNER, K., SCHAREYKA, R., HEIMKE, G., GERLACH, C. e HARDEGG, W. [Animal experiments on the question of healing around the Tübingen immediate implant]. Dtsch Zahnärztl Z, v.33, n.5, May, p.326-31. 1978.

SENNERBY, L., DASMAH, A., LARSSON, B. e IVERHED, M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. Clin Implant Dent Relat Res, v.7 Suppl 1, p.S13-20. 2005.

SEYMOUR, K. G., CHERUKARA, G. P. e SAMARAWICKRAMA, D. Y. Stresses within porcelain veneers and the composite lute using different preparation designs. J Prosthodont, v.10, n.1, Mar, p.16-21. 2001.

SILVA, N. R., CALAMIA, C. S., HARSONO, M., CARVALHO, R. M., PEGORARO, L. F., FERNANDES, C. A., VIEIRA, A. C. e THOMPSON, V. P. Bond angle effects on microtensile bonds: laboratory and FEA comparison. Dent Mater, v.22, n.4, Apr, p.314-24. 2006.

SILVA, N. R., CASTRO, C. G., SANTOS-FILHO, P. C., SILVA, G. R., CAMPOS, R. E., SOARES, P. V. e SOARES, C. J. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. Indian J Dent Res, v.20, n.2, Apr-Jun, p.153-8. 2009.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent, v.49, n.6, Jun, p.843-8. 1983.

SOARES, C. J. Effect of anti-rotation devices on biomechanical behaviour of teeth restored with cast post-and-cores. Int Endod J, v.43, n.8, Aug, p.681-91. 2010.

SOARES, C. J., BICALHO, A. A., TANTBIROJN, D. e VERSLUIS, A. Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. J Adhes Dent, v.15, n.4, Aug, p.341-50. 2013.

SOARES, C. J., MARTINS, L. R., FONSECA, R. B., CORRER-SOBRINHO, L. e FERNANDES NETO, A. J. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. J Prosthet Dent, v.95, n.6, Jun, p.421-9. 2006.

SOARES, C. J., RAPOSO, L. H., SOARES, P. V., SANTOS-FILHO, P. C., MENEZES, M. S., SOARES, P. B. e MAGALHAES, D. Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel-and-cores-in vitro and FEA analysis. J Prosthodont, v.19, n.2, Feb, p.130-7. 2010.

SOARES, C. J., SOARES, P. V., DE FREITAS SANTOS-FILHO, P. C., CASTRO, C. G., MAGALHAES, D. e VERSLUIS, A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. J Endod, v.34, n.8, Aug, p.1015-9. 2008.

SOARES, C. J., SOARES, P. V., SANTOS-FILHO, P. C. e ARMSTRONG, S. R. Microtensile specimen attachment and shape--finite element analysis. J Dent Res, v.87, n.1, Jan, p.89-93. 2008.

SOARES, P. V., SANTOS-FILHO, P. C., QUEIROZ, E. C., ARAUJO, T. C., CAMPOS, R. E., ARAUJO, C. A. e SOARES, C. J. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. J Prosthodont, v.17, n.2, Feb, p.114-9. 2008.

SOARES, P. V., SANTOS-FILHO, P. C., SOARES, C. J., FARIA, V. L., NAVES, M. F., MICHAEL, J. A., KAIDONIS, J. A., RANJITKAR, S. e TOWNSEND, G. C. Non-carious cervical lesions: influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary incisors. Aust Dent J, v.58, n.3, Sep, p.306-14. 2013.

SOLTESZ, U. e SIEGELE, D. Principal characteristics of the stress distribution in the jaw caused by dental implants. In: R. V. Huiskes, D. H. Campen, *et al* (Ed.). Biomechanics: principles and applications. . Netherland: Martinus Nijhoff Publishers, v.1, 1982. Principal characteristics of the stress distribution in the jaw caused by dental implants., p.439–44.

STADLINGER, B., HENNIG, M., ECKELT, U., KUHLSCH, E. e MAI, R. Comparison of zirconia and titanium implants after a short healing period. A pilot study in minipigs. Int J Oral Maxillofac Surg, v.39, n.6, Jun, p.585-92. 2010.

SUEDAM, V., SOUZA, E. A., MOURA, M. S., JACQUES, L. B. e RUBO, J. H. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. Clin Oral Implants Res, v.20, n.2, Feb, p.196-200. 2009.

TASKONAK, B., GRIGGS, J. A., MECHOLSKY, J. J., JR. e YAN, J. H. Analysis of subcritical crack growth in dental ceramics using fracture mechanics and fractography. Dent Mater, v.24, n.5, May, p.700-7. 2008.

TOKSAVUL, S., ZOR, M., TOMAN, M., GUNGOR, M. A., NERGIZ, I. e ARTUNC, C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. Oper Dent, v.31, n.1, Jan-Feb, p.89-96. 2006.

TRIPODAKIS, A. P., STRUB, J. R., KAPPERT, H. F. e WITKOWSKI, S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. Int J Prosthodont, v.8, n.3, May-Jun, p.265-72. 1995.

TROPE, M., LANGER, I., MALTZ, D. e TRONSTAD, L. Resistance to fracture of restored endodontically treated premolars. Endod Dent Traumatol, v.2, n.1, Feb, p.35-8. 1986.

TSCHERNITSCHKEK, H., BORCHERS, L. e GEURTSEN, W. Nonalloyed titanium as a bioinert metal--a review. Quintessence Int, v.36, n.7-8, Jul-Aug, p.523-30. 2005.

ULRICH, D., VAN RIETBERGEN, B., LAIB, A. e RUEGSEGGER, P. The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. Bone, v.25, n.1, Jul, p.55-60. 1999.

VAN OOSTERWYCK, H., DUYCK, J., VANDER SLOTEN, J., VAN DER PERRE, G., DE COOMAN, M., LIEVENS, S., PUERS, R. e NAERT, I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clin Oral Implants Res, v.9, n.6, Dec, p.407-18. 1998.

VERRI, F. R., BATISTA, V. E., SANTIAGO, J. F., JR., ALMEIDA, D. A. e PELLIZZER, E. P. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: A finite element analysis. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, v.45, Dec, p.234-40. 2014.

VERSLUIS, A., MESSER, H. H. e PINTADO, M. R. Changes in compaction stress distributions in roots resulting from canal preparation. Int Endod J, v.39, n.12, Dec, p.931-9. 2006.

WATANABE, F., HATA, Y., KOMATSU, S., RAMOS, T. C. e FUKUDA, H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. Odontology, v.91, n.1, Sep, p.31-6. 2003.

WEINGART, D., STEINEMANN, S., SCHILLI, W., STRUB, J. R., HELLERICH, U., ASSENMACHER, J. e SIMPSON, J. Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in maxillofacial region. Int J Oral Maxillofac Surg, v.23, n.6 Pt 2, Dec, p.450-2. 1994.

WENZ, H. J., BARTSCH, J., WOLFART, S. e KERN, M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. Int J Prosthodont, v.21, n.1, Jan-Feb, p.27-36. 2008.

YANG, H. S., LANG, L. A., MOLINA, A. e FELTON, D. A. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. J Prosthet Dent, v.85, n.6, Jun, p.558-67. 2001.

YI, Y. J. e KELLY, J. R. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. Dent Mater, v.24, n.3, Mar, p.403-9. 2008.

ZHI-YUE, L. e YU-XING, Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. J Prosthet Dent, v.89, n.4, Apr, p.368-73. 2003.

ZHU, Q., DE WITH, G., DORTMANS, L. J. e FEENSTRA, F. Subcritical crack growth behavior of Al₂O₃-glass dental composites. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, v.65, n.2, May 15, p.233-8. 2003.