



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Vinícius Ibiapina Mascarenhas

**Análise de tensão de diferentes materiais fresados por CAD/CAM em
próteses sobre implantes**

Araraquara

2018



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Vinícius Ibiapina Mascarenhas

**Análise de tensão de diferentes materiais fresados por CAD/CAM em
próteses sobre implantes**

Tese apresentada à Universidade
Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de
Odontologia, Araraquara para obtenção
do título de Doutor em Ciências
Odontológicas, na Área de Dentística
Restauradora

Orientador: José Roberto Cury Saad

Araraquara

2018

Mascarenhas, Vinícius Ibiapina

Análise de tensão de diferentes materiais fresados por CAD/CAM em próteses sobre implantes / Vinícius Ibiapina Mascarenhas. -- Araraquara: [s.n.], 2018
45 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas) –
Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia
Orientador: Prof. Dr. José Roberto Cury Saad

1. Prótese dentária fixada por implante 2. Cerâmica 3.
Odontologia I. Título

**Análise de tensão de diferentes materiais fresados por CAD/CAM em
próteses sobre implantes**

Comissão julgadora

Tese para obtenção do grau de Doutor em Ciências Odontológicas

Presidente e orientador: José Roberto Cury Saad

2º Examinador: Luiz Guilherme Freitas de Paula

3º Examinador: Mateus Rodrigues Tonetto

4º Examinador: Marcelo Ferrarezzi de Andrade

5º Examinador: Edson Alves de Campos

Araraquara, 23 de Março de 2018.

DADOS CURRICULARES

Vinícius Ibiapina Mascarenhas

NASCIMENTO: 25 de agosto de 1988 – Campo Maior – Piauí

FILIAÇÃO: Risoleida Ibiapina Mascarenhas e Robert Costa Mascarenhas

2006/2011 - Graduação em Odontologia – Universidade Federal do Piauí (UFPI)

2011/2013 - Especialização em Implantodontia – Fundação Araraquarense de Ensino e Pesquisa em Odontologia (FAEPO)

2012/2014 – Mestrado em Odontologia / Periodontia – Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr/UNESP)

2013/2015 – Especialização em Periodontia – Faculdade Herrero

2014/Em andamento – Doutorado em Ciências Odontológicas / Dentística - Faculdade de Odontologia de Araraquara (FOAr/UNESP)

2017/Em andamento – Especialização em Dentística Restauradora – Faculdade Herrero

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, pela paciência e apoio em tudo que decido fazer.

Ao meu orientador José Roberto Cury Saad pela a absoluta confiança.

Ao Ivo Krejci e toda a Universidade de Genebra pelo apoio no estágio no exterior.

À Máyla pela participação e ajuda no projeto.

Ao Prof. Edson Alves Campos por todo apoio durante o curso.

À todos os professores que um dia tiveram a paciência de transmitir seus conhecimentos em sala de aula e puderam dividir o que sabem comigo. Muito Obrigado a todos os PROFESSORES que um dia tive o honra de ser aluno. Obrigado colégio Alfabetoc, Colégio Sagrado Coração de Jesus, Colégio Anglo Lettera, Universidade Federal do Piauí, Faculdade de Odontologia de Araraquara e Faepo. Graças a vocês que sou o que sou hoje! Obrigado cada professor!!!

A todos amigos que fiz nesses 7 anos de Araraquara, obrigado por tudo! Sem dúvida foi a melhor fase da minha vida.

E muito obrigado ao meu querido TEAM FAEPO, que me fez crescer de maneira gigantesca como profissional.

Muito Obrigado CAPES, FOAR e UNESP !!!

Mascarenhas VI. Análise de tensão de diferentes materiais fresados por CAD/CAM em próteses sobre implantes [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2018.

RESUMO

Buscando o melhor entendimento sobre as forças oclusais que influenciam diretamente na longevidade dos materiais fresados em CAD/CAM, tecidos e, consequentemente, tratamentos reabilitadores, este estudo pretende avaliar a distribuição de tensão mecânica em coroas implantossuportadas e na interface osso-implante, analisando de que maneira diferentes materiais de cobertura protética (dissilicato de lítio, resina composta e composto híbrido Enamic) se comportam em situações clínicas simuladas com implantes curtos, utilizando a análise fotoelástica com observação e análise das franjas isocromáticas. Dois implantes hexágono externo de diâmetro 5 milímetros e comprimento de 5,5 e 13 milímetros foram incluídos cada um em um bloco de resina fotoelástica de dimensões 65 x 30 x 15 mm (largura, comprimento e profundidade), instalados coroas fresadas em CAD/CAM sendo uma de compósito, outra de cerâmica dissilicato de lítio e uma terceira de um composto cerâmico híbrido. Ao conjunto foi-se submetido uma força vertical de 10 N suficiente para gerar uma resposta mecânica na coroa. Foram colhidas imagens das franjas isocromáticas observadas em frente a um polaroscópio circular com o uso de uma câmera semi-profissional e os dados foram analisados em 5 pontos diferentes ao redor do implante de acordo com a intensidade de cor gerada pelas franjas isocromáticas. Após análise estatística não se observou diferença na dissipação de força na resina fotoelástica quando comparadas as diferentes coroas testadas, no entanto quando a comparação foi feita entre implante curto e longo, pode-se observar uma maior e estatisticamente significativa intensidade de estresse mecânico nos implantes curtos principalmente na região cervical. Assim, pode-se concluir que implantes curtos sofrem com mais estresse mecânico que implantes de comprimento maior porém diferentes materiais de revestimento protético em coroas sobre implante não influenciam na dissipação de força na região periimplantar de acordo com a metodologia estudada.

Palavras chave: Prótese dentária fixada por implante. Cerâmica. Odontologia.

Mascarenhas VI. Tension analysis of different materials milled by CAD/CAM on implant prosthesis. [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2018.

ABSTRACT

In order to better understand the occlusal forces that directly influence the longevity of materials machined in CAD / CAM, tissues and, consequently, rehabilitation treatments, this study intends to evaluate the mechanical stress distribution in implant-supported crowns and the bone-implant interface, analyzing (Lithium disilicate, zirconium dioxide and Enamic hybrid compound) behave in simulated clinical situations with short implants using photoelastic analysis with observation and analysis of the isochromatic fringes. Two external hexagon implants with a diameter of 5 mm and a height of 5.5 and 13 mm were each included in a block of photoelastic resin of dimensions 65 x 30 x 15 mm (width, height and depth), installed crowns in CAD / CAM being one of composite, another of disilicate lithium ceramic and a third of a hybrid ceramic compound. A vertical force of 10 N was sufficient to generate a mechanical response on the resin. Images were taken from the isochromatic fringes observed in front of a circular polaroscope with the use of a semi-professional camera and the data were analyzed in 5 different points around the implant according to the color intensity generated by the isochromatic fringes. After statistical analysis, it was not observed a difference in force distribution on photoelastic resin when compared the different crowns tested, however when the comparison was made between short and long implant, a higher and statistically significant mechanical stress intensity could be observed in the short implants especially in the cervical region. Thus, it can be concluded that short implants suffer from more mechanical stress than large-length implants, but different materials of prosthetic coating on implant crowns do not influence the dissipation of force in the periimplant region according to the methodology studied.

Keywords: Implant fixed prosthesis. Ceramics. Dentistry.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	8
2 PROPOSIÇÃO.....	11
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	12
4 MATERIAL E MÉTODO	22
4.1 Obtenção do modelo mestre	22
4.2 Scaneamento e enceramento digital das coroas.....	23
4.3 Fresagem e cristalização.....	24
4.4 Cimentação.....	25
4.5 Fotoelasticidade.....	26
4.6 Análise estatística.....	29
5 RESULTADO.....	30
6 DISCUSSÃO	33
7 CONCLUSÃO	39
REFERÊNCIAS	40

1 INTRODUÇÃO

No decorrer dos anos alguns desafios têm surgido na reabilitação oral de pacientes com a utilização de implantes, dificultando o reestabelecimento de uma função mastigatória adequada e prognóstico favorável. Diversas são as causas de falhas a longo prazo dos implantes, problemas de saúde geral, qualidade óssea, infecções, entre outras, sendo a sobrecarga mastigatória também considerada um fator determinante do insucesso dos procedimentos reabilitadores com implantes¹. A carga mecânica pode ter um efeito negativo sobre a manutenção da osseointegração dos implantes, dependendo da carga transmitida ao osso periimplantar e da sua propriedade mecânica, deformação, adaptação e remodelamento, sendo essa carga aumentada quando a força é aplicada sobre implantes com menor área de osseointegração². Assim, de acordo com Menini et al.¹ uma sobrecarga patológica sobre um implante pode ser considerada a aplicação de uma força que ultrapassa a potencial de adaptação do sítio receptor.

Fatores biomecânicos são frequentemente relacionados com a perda óssea ao redor de dentes e implantes levando a perda precoce do elemento dentário ou protético. A dissipação do estresse mecânico em diferentes tipos de materiais de revestimento protético sobre implante foi avaliada por Bijjargi e Chowdhary³ usando a metodologia de elementos finitos. Os autores testaram 5 diferentes tipos de materiais (zirconia, cromo-cobalto, resina composta, cerâmica feldspática e resina acrílica) e observaram que a zirconia foi o material que apresentou o maior nível de estresse mecânico concentrando a força na região cervical do implante na junção com o componente protético o que favorece a reabsorção cortical periimplantar na região. Por outro lado a coroa feita de resina acrílica apresentou uma dissipação de força mais uniforme por todo o implante³.

A tecnologia CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) é uma realidade na odontologia há alguns anos evoluindo cada vez mais em relação a sua precisão na fabricação de coroas sobre dente e mais recentemente sobre implantes. Além disso, é constante o desenvolvimento de novas compostos protéticos feitos em laboratório que possam ser fresados em fresadoras baseadas nessa tecnologia. Cerâmicas mais resistentes à fratura e ao desgaste ou ou materiais com melhor dissipação de força têm se destacado no meio das próteses digitalmente planejadas com grande taxa de sucesso, necessitando de cada vez mais estudos a respeito⁴.

Por razões metodológicas e éticas os estudos clínicos sobre distribuição de força por materiais protéticos são extremamente limitados, assim faz-se necessário o uso de metodologias *in vitro* para melhor análise desses fatores. A fotoelasticidade é um método de análise de estresse mecânico que baseia-se na análise das franjas isocromáticas formadas pela dissipação de luz branca através de uma resina fotoelástica durante a aplicação de uma carga controlada, sendo um método confiável e bastante usado na pesquisa odontológica trazendo bons resultados que quando aliados a análises clínicas podem ajudar os clínicos nas melhores escolhas quanto ao uso de materiais odontológicos⁵.

Há poucos estudos na literatura focados na análise de influência de materiais protéticos feitos por CAD/CAM na dissipação de força em implantes curtos, utilizando a fotoelasticidade como metodologia. Assim o presente trabalho buscou avaliar se diferentes materiais de revestimento protético (Dissilicato de lítio, cerâmica híbrida e resina composta) em coroas sobre implantes podem reagir de maneira distinta quando submetidos à uma carga mastigatória simulada influenciando na transmissão de força ao implante e , conseqüentemente, ao tecido ósseo

periimplantar afetando sua longevidade em situações clínicas.

2 PROPOSIÇÃO

- Avaliar comparativamente o comportamento de coroas implantossuportada de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent); Crios (compósito; Brilliant Crios, Coltene) e Enamic (VITA, Bad Sackingen, Suíça) feitas por CAD/CAM do ponto de vista da transmissão de tensão aos implantes.
- Avaliar comparativamente a distribuição de estresse mecânico através de implantes (5 mm x 5,5 mm e 5 mm x 13 mm) de diferentes tamanhos em tecido ósseo simulado quando submetidos a cargas nas coroas implantossuportadas feitas por CAD/CAM.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Cada vez mais estão surgindo evidências de que os implantes curtos (menor que 8 mm de comprimento) são alternativas para a reabilitação de áreas edêntulas posteriores tanto da mandíbula quanto da maxila, principalmente em áreas onde as cirurgias de enxerto ósseo tornam-se inviáveis ou indesejáveis pelo paciente^{6, 7}. Implantes com até 4 mm de comprimento, tratamentos de superfície e desenho especiais foram incluídos no mercado para serem utilizados em casos extremos de pouca disponibilidade óssea buscando aumentar o percentual de osseointegração, evitando grandes ou delicadas cirurgias regenerativas⁸.

Um estudo retrospectivo coorte⁸ acompanhou 694 implantes com o mesmo tratamento de superfície instalados em 416 pacientes no período de 2 anos, sendo 312 implantes curtos (menor que 8 mm). No grupo onde foram instalados os implantes curtos houve um percentual de sobrevida de 99% sendo perdidos apenas 3 implantes, já no grupo controle com implantes de 12 mm de comprimento, houve um percentual de sucesso de 99,7%, não sendo observado diferença estatisticamente significativa entre os grupos nos parâmetros estudados (evolução radiográfica, análise por frequência de ressonância, proporção coroa implante e satisfação do paciente)⁸.

Rossi et al.⁹ realizaram um estudo clínico prospectivo durante 5 anos após instalar 60 implantes (6mm e 10 mm de comprimento) em 45 pacientes e após um período de 7 semanas foi feita a reabilitação protética. Os autores relataram que dos 30 implantes curtos que representavam o grupo teste (6mm de comprimento), 4 foram perdidos no período de acompanhamento e dos 30 implantes do grupo controle (10 mm de comprimento), 1 foi perdido já no primeiro ano de acompanhamento e ambos os grupos apresentaram discreta reabsorção óssea

periimplantar. Eles chegaram a conclusão que fatores como a fratura óssea e diferenças na proporção coroa-implante podem ter influenciado na perda dos implantes curtos.⁹

Sabe-se que os implantes curtos tem uma boa taxa de sucesso quando corretamente indicados e executados porém sua longevidade ainda é considerada menor quando comparado a implantes de tamanho regular (acima de 8 mm)¹⁰. Uma revisão sistemática e meta-análise¹¹ avaliou comparativamente trabalhos que utilizaram implantes curtos (menor que 8 mm) e de tamanho regular do ponto de vista da taxa de longevidade dos implantes, perda óssea marginal, complicações e falhas protéticas. Um total de 2631 implantes foram avaliados pelos trabalhos, sendo que os implantes de 8 mm de comprimento apresentaram uma longevidade semelhante aos implantes de tamanho maior, no entanto quando se comparou a sobrevida dos implantes com 7 mm ou menos observou-se uma longevidade menor e estatisticamente significativa em relação aos implantes de tamanho regular (razão de risco de 2,05). Uma das possíveis causas dessas falhas citadas pelo estudo é a sobrecarga mecânica ocasionada principalmente pela discrepância na proporção de tamanho coroa-implante¹¹.

Assim, mesmo com as evidências de um bom percentual de sucesso na utilização de implantes curtos em alguns trabalhos^{12, 13} faz-se necessário uma análise do comportamento dos implantes associados aos elementos protéticos utilizados para a finalização dos procedimentos reabilitadores, que podem influenciar diretamente na longevidade do tratamento.

Assim, com o crescimento dos procedimentos reabilitadores com implantes alguns materiais protéticos estão sendo utilizados em seu limite de carga mecânica

buscando superar algumas limitações da cirurgia e planejamento na implantodontia mantendo sua função, estética e propriedades biologicamente compatíveis, além de tentar minimizar ou equilibrar os efeitos das forças oclusais sobre o tecido ósseo. Entre esses materiais estão as coroas metaloplásticas (infraestrutura metálica com revestimento de resina), as metalo-cerâmicas (revestimento de cerâmica), e as coroas que utilizam zircônia como infraestrutura ao invés de metal, associadas a um revestimento estético com algum outro tipo de cerâmica.

Os cerômeros (polímeros otimizados por cerâmica ou compósitos com reforço de fibras) são matrizes microhíbridas inorgânicas silanizadas de uso indireto incorporados por uma matriz orgânica fotopolimerizável, apresentando uma média de 66% de peso de partículas minerais cerâmicas. A maior quantidade de carga e o melhor processo de polimerização em laboratório possibilita maior conversão monomérica conferindo-o melhores propriedades mecânicas quando comparado às resinas compostas convencionais¹⁴⁻¹⁶. Além disso, nos últimos anos tem surgido no mercado uma variedade de compósitos fabricados para serem fresados em CAD/CAM (Crios Block - Coltene; Lava Ultimate - 3M) permitindo ao material uma resistência mecânica e resistência ao desgaste melhoradas tornando-se viáveis para a aplicação clínica em algumas situações¹⁵.

Buscando testar a fadiga e fratura de alguns materiais usados no sistema CAD/CAM, Preis et al.¹⁷ selecionaram alguns materiais como, ZLS (silicato de lítio reforçado por zircônia; Suprinity, Vita-Zahnfabrik), COB (compósito; Brilliant Crios, Coltene), COL (compósito; Lava Ultimate, 3M Espe), COH (compósito; Block HC, Shofu), e ZIR (zircônia; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar-Vivadent). Os autores constataram que os materiais a base de compósitos (COB, COL e COH) embora

apresentassem uma excelente resistência à fratura quando instalados em dentes eram significativamente fragilizados quando instalados em implantes devido à preparação da cavidade no meio da coroa para passagem do parafuso¹⁷.

Diante do surgimento constante de novos materiais para uso em Cad/Cam e da pouca disponibilidade de pesquisas especificando e testando todas as características clínicas desses materiais, pesquisas in vitro devem ser realizadas utilizando algumas de suas propriedades como módulo de elasticidade, módulo flexural e resistência à flexão e baseado nessas características buscar elucidar algumas informações que possam nos indicar as vantagens, desvantagens e indicações desses materiais em uso clínico. Embora possuam propriedades de flexão semelhante a dentina, uma das desvantagens clínicas de restaurações com materiais altamente resilientes é na facilidade de desadaptação marginal da restauração após maiores ciclos de carga¹⁸.

Existem no mercado de CAD/CAM diversos materiais para uso na fabricação de restaurações, seja cerâmicas, compósitos ou mesmo os mais recentes blocos híbridos que possuem componentes cerâmicos associados a componentes resinosos. Cada material possui características específicas de translucidez, pigmentação, elasticidade, resistência e adesão à dentina e esmalte. Buscando avaliar além das características ópticas também as características mecânicas de alguns materiais usados em blocos para CAD/CAM (LAVA Ultimate, Cerasmart, bloco Shofu e dois blocos de compósitos experimentais para CAD/CAM, um material híbrido VITA Enamic, uma cerâmica com leucita IPS Empress CAD e uma cerâmica com dissilicato de lítio IPS e.max CAD), Stawarczyk et al.¹⁹ realizou testes de resistência a flexão e de desgaste. Os resultados obtidos pelos autores

demonstraram que os compósitos apresentarem menor resistência de flexão que o dissilicato de lítio porém maior que a cerâmica com leucita (Empress) e que o material híbrido Enamic. Quanto menor a resistência a flexão menor o risco de fratura do material, assim os compósitos foram os materiais que demonstraram menor risco de fratura mesmo em restaurações mais finas¹⁹.

As cerâmicas são os materiais que melhor simulam as propriedades ópticas do esmalte e dentina sendo composta predominantemente por partículas vítreas. As cerâmicas comumente utilizadas em materiais dentais são derivadas minerais - feldspato, sílica (óxido de sílica) e alumínio (óxido de alumínio), chamando-se de porcelanas feldspáticas. As cerâmicas feldspáticas são biocompatíveis e resistentes à cristalização e às mudanças de temperatura. Assim esses materiais cerâmicos reforçados por uma infraestrutura metálica têm sido materiais de escolha para a confecção da maioria das coroas sobre implante atualmente, no entanto a deficiência estética do metal e possíveis alergias a infraestrutura metálica são problemas ainda relatados na literatura^{20, 21}. A capacidade de resistência da interface metal-porcelana e sua utilização em situações de carga oclusal intensa também vem sendo questionada, assim como a transferência e distribuição das forças oclusais para o complexo implante/componente/tecido periimplantar²¹.

Conserva et al.²² buscaram analisar a tensão transmitida por forças mastigatórias a implantes (in vitro) quando aplicadas sobre coroas feitas de diferentes tipos de materiais, 3 compósitos de resina (Adoro, Ivoclar Vivadent; Experience, DEI italia; e Signum, Heraeus Kulzer) e uma cerâmica (Empress 2, Ivoclar Vivadent). Nos testes mecânicos realizados com auxílio de um robô, os autores observaram que a coroa feita de cerâmica transmitia força mais rapidamente

à área periimplantar, promovendo maior (estatisticamente significativa) sobrecarga quando comparada aos outros materiais estudados. Assim, com a metodologia utilizada nesse estudo observou-se que os compósitos, provavelmente devido ao seu menor módulo de elasticidade são mais eficientes em absorver os choques das forças oclusais, no entanto apresentam menor resistência a fratura de acordo com outros estudos^{3, 15}, o que os torna inviável em algumas situações tendo em vista a longevidade do tratamento.

Mais recentemente, alguns materiais híbridos tem surgido em blocos para cad/cam como o Enamic (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany). O Enamic é um material híbrido que foi desenvolvido por uma técnica que envolve a sinterização de partículas cerâmicas (leucita e zirconia) associado com polímeros de baixa viscosidade, buscando melhorar a força e dureza do material. Quando analisados 6 tipos diferentes de materiais para cad/cam (dissilicato de lítio - e.max CAD, silicato de lítio / zirconia - Celtra Duo, 3 compósitos de resina Cerasmart, Lava Ultimate, Paradigm MZ100 e uma cerâmica híbrida - Enamic) Lawson et al.²³ observou que a cerâmica híbrida e os compósitos apresentaram menos dureza em relação aos materiais puramente cerâmicos causando menor desgaste no esmalte antagonista²³.

O bloco híbrido (VITA Enamic) é composto por uma fase inorgânica 85% de cerâmica feldspática e uma fase orgânica de 25% de dimetacrilato (UDMA e TEGDMA) e possui as características tanto das cerâmicas odontológicas quanto dos compósitos, com resistência a deformação e ao desgaste similar ao das cerâmicas e resistência à fratura proporcionada pela rede polimérica em sua composição²⁴. Com módulo de elasticidade de 30 GPa para o Enamic, 15 GPa dos compósitos e 55 GPa

das cerâmicas, é o material para CAD/CAM com módulo de elasticidade mais próximo ao dente humano, no entanto desgastam o dente antagonista de maneira similar às restaurações feitas de dissilicato de lítio¹⁹.

Buscando testar a resistência de coroas Enamic feitas em CAD/CAM (CEREC System - Sirona, Charlotte, NC, USA), El Zhawi et al.²⁴ planejaram e fresaram coroas com 1,5 mm de espessura proximal e 2 mm de espessura oclusal e cimentaram (espessura de cimento de 50 µm) sobre pilares feitos de resina Z100 (Filtek Z100, 3M ESPE, St. Paul, MI, USA) por possuir módulo de elasticidade (18 GPa) similar ao da dentina humana (16-18 GPa). Os autores submeterem o material repetidamente à um ciclo de carga simulando a força e ciclo mastigatório, aplicando um força de 200N por 1,25 milhões de ciclos seguidos encontrando uma perda volumétrica média de $0.051 \pm 0.006 \text{ mm}^3$, o que corresponde à um desgaste clínico de 5 anos em boca. Para testar a resistência à fratura do material os autores aplicaram carga repetidamente (ciclos) às coroas aumentando gradativamente até a carga máxima de 1700N ou até a fratura do material. Falhas no material foram observadas apenas em 3 das 24 amostras testadas e sob carga maiores que 1000 N após mais de 115000 ciclos comprovando a boa resistência do material híbrido. No teste de carga única houve fratura de 4 das 8 peças testadas porém somente em cargas maiores que 2000 N, bem superior a carga em boca mesmo em condições extremas de trauma ou bruxismo (1000 - 1400N), demonstrando ser um resistente e excelente material para ser usado clinicamente²⁴.

Simulando a atividade mastigatória mandibular com auxílio de um robô, Menini et al.¹ analisou 9 diferentes tipos de materiais utilizados em coroas sobre implantes, sendo: zircônia, 2 tipos de cerâmica, uma liga de ouro, 3 diferentes tipos

de composto resinoso e 2 tipos de resina acrílica. Após as coroas serem submetidas a 100 ciclos mastigatórios, os autores analisaram os dados obtidos através de sensores que mediam a tensão provocada por cargas verticais ao complexo implante/componente/coróa. Observou-se que o uso de diferentes materiais influenciou significativamente no estresse transmitido ao implante, sendo que os materiais mais elásticos como os materiais resinosos e as resinas acrílicas foram mais eficientes em dissipar as forças e diminuir a tensão sobre o implante. No entanto, Ku et al.¹⁵ compararam, in vitro, a resistência à fratura de coroas metalo-cerâmicas e de coroas fabricadas com 3 diferentes composições de cerômero. Os autores observaram que as coroas metalo-cerâmicas tiveram resistência maior a fratura (1317 ± 220 N) e estatisticamente significante em relação aos 3 grupos de coroas cada uma com um tipo diferente de cerômero (575 N: Artglass, 627 N: Sculpture e 627 N: Targis). Essa é uma das características que faz com que a cerâmica seja o principal material de escolha quando se pensa em durabilidade do procedimento restaurador, desde que bem planejada e executada.

A Zircônia é um mineral pertencente a classe dos silicatos descoberto em 1789 por um químico alemão, M.H. Klaproth. Na odontologia o composto bioinerte de óxido de ítrio parcialmente estabilizada zircônia, o bióxido de zircônia (ZrO_2) vêm sendo utilizado a alguns anos na fabricação de estruturas para coroas dentárias, apresentando uma elevada resistência à flexão cerca de 900 a 1200 MPa, enquanto a resistência flexural da cerâmica feldspática é de 30 a 97 MPa. O uso da zircônia passou a ser maior com a evolução dos cimentos resinosos e do uso do CAD/CAM (Computer-Aided Manufacturing) que permitiram a confecção de coroas bilaminadas feitas totalmente de cerâmicas, com infraestrutura de zirconia e recobrimento com

outra porcelana mais estética como o dissilicato de lítio, ou até mesmo sendo de cerâmicas a base de silicato de lítica com partículas de zircônia incorporadas como as cerâmicas VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik - Deutsch)^{20, 25}.

O uso das cerâmicas monolíticas em coroas fresadas em CAD/CAM vem sendo relatado com ótimos índices de sucesso e estabilidade clínica, resolvendo alguns problemas da coroa metalocerâmica comum, como o destacamento do revestimento cerâmico do metal mesmo quando cimentadas sobre um componente tibase^{20, 25}. Por possuírem um alto módulo de resistência flexural, que varia de 360 to 400 MPa, os blocos de cerâmicas para CAD/CAM a base de dissilicato de lítio são indicados também para coroas de dentes posteriores que sofrem maior carga mastigatória, e tornam-se nos dias atuais numa das grandes evoluções de materiais restauradores, sendo cada vez mais utilizados²⁵.

Em geral, evidências clínicas que analisam a transmissão de força, o efeito da carga mastigatória sobre os materiais reabilitadores e consequentemente sobre o complexo implante-osso são limitadas por razões metodológicas e éticas. Sendo assim, trabalhos in vitro são realizados a fim de analisar-se a tensão dissipada sobre o osso periimplantar apresentando diferentes resultados. Um dos métodos que vem sendo utilizado para a análise de transmissão de forças de implantes é a fotoelasticidade²⁶⁻²⁸.

Aguiar Junior et al.²⁹ avaliaram a influência do contato proximal na região posterior de coroas sobre implante do ponto de vista da distribuição do estresse mecânico e das forças aplicadas em coroas unitárias usando fotoelasticidade. Os autores usaram um bloco retangular de resina fotoelástica onde foi incluído dois dentes de estoque simulando o primeiro premolar e o segundo molar mandibular e

dois implantes (3,75 x 11mm HI - Neodent) simulando o segundo premolar e o primeiro molar e em outro modelo fotoelástico o segundo molar não foi incluído. Coroas metalorecânicas (IPS d.Sign ceramic Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) sobre implantes foram instaladas sobre os implantes e foram aplicadas em ambos os blocos forças oclusais estáticas e verticais: 1 - 50N distal do primeiro molar sobre implante, 2 - 50N mesial do segundo premolar sobre implante e 3 - 100N simultaneamente na distal do segundo molar sobre implante e mesial do segundo premolar sobre implante. Utilizando a fotelasticidade, os autores observaram que em todas as configurações de aplicação de força a presença do contato proximal do segundo molar reduziu o estresse no osso de suporte simulado influenciando diretamente na distribuição de força ao redor dos implantes²⁹.

A análise fotoelástica foi introduzida na odontologia por Noonan³⁰, e tem sido um dos métodos mais utilizados para avaliação do estado de tensão na implantodontia. A fotoelasticidade é um método de análise de tensão baseado na observação direta da distribuição do estresse de estruturas, utilizando materiais incolores que exibem padrões de cores quando submetidos a algum tipo de tensão/deformação e observados em luz polarizada, são as chamados franjas isocromáticas, resultantes das mudanças nos índices de refração. Esse método permite fazer uma análise dimensional do comportamento da dissipação de forças sobre diferentes situações que simulam as mecânicas presentes nas reabilitações protéticas e no tecido ósseo³¹⁻³³.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Obtenção do modelo mestre

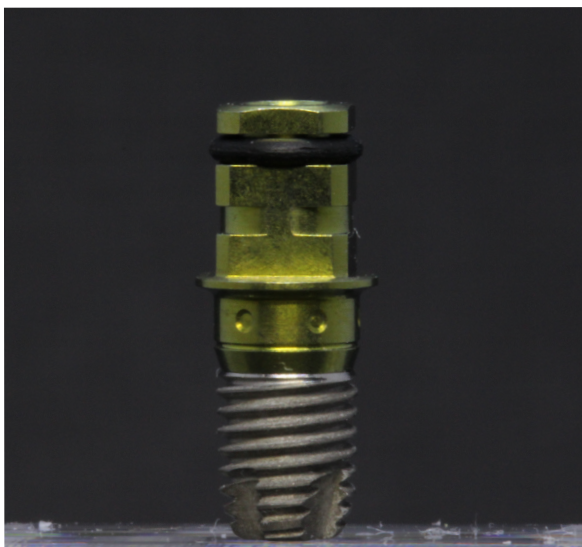
Foi confeccionado um modelo mestre em policarbonato no formato de bloco retangular nas dimensões 65 x 30 x 15 mm (largura, comprimento e profundidade), cada um com um implante cilíndrico de conexão Hexágono externo (HE) nas dimensões: 5,0 x 5,5 mm (Figura 1) e 5,0 x 13 mm diâmetro e comprimento respectivamente (Conexão Sistemas de Próteses, Arujá - São Paulo). Com auxílio de um paralelômetro, os implantes foram posicionados de forma alinhada no sentido méso-distal e vestibulo-lingual (Figura 2) simulando um segmento unitário a ser reabilitado por meio de prótese parafusada sobre implantes, sendo 6 configurações diferentes de acordo o Quadro 1.

Quadro 1 - Organização do Experimento

Emax	Enamic	Crios
Implante Curto 5,0 x 5,5,0 mm	Implante Curto 5,0 x 5,5,0 mm	Implante Curto 5,0 x 5,5,0 mm
Implante Longo 5,0 x 13,0 mm	Implante Longo 5,0 x 13,0 mm	Implante Longo 5,0 x 13,0 mm

Fonte: Elaboração própria

Esse modelo de policarbonato foi então moldado com uma silicona de condensação de laboratório Zetalabor (Zhermack, Rovigo, Itália) com um transferente posicionado no implante e então uma resina flexível fotoelástica (G4+, Polipox, Cesário Lange, Brasil) foi manipulada na proporção resina / endurecedor de 2 para 1 e inserida no molde copiando o mesmo formato do modelo de policarbonato com o implante em posição.

Figura 1- Implante Curto

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 2 - Implante posicionado

Fonte: Arquivo pessoal do autor

4.2 Scaneamento e enceramento digital das coroas

O enceramento das coroas foi feito por meio digital no software Cerec 4.4 (Sirona, Bensheim, Germany) após o scaneamento 3D do implante com um componente protético tibase (Sirona, Bensheim, Germany) em posição (Figura 3), utilizando o equipamento Omnicam (Cerec/ Sirona, Bensheim, Germany). A partir desse modelo digital foi utilizado uma coroa total presente na base de dados do software para a fresagem na máquina da mesma empresa. Foram feitas 2 coroas totais utilizando blocos de cerâmica IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) de tamanho C14 (Figura 5), 2 coroas utilizando bloco híbrido Enamic (VITA, Bad Sackingen, Suíça) (Figura 4) de mesmo tamanho além de 2 coroas do bloco Crios (compósito; Brilliant Crios, Coltene) (Figura 6), seguindo o espaçamento de linha de cimentação adequados a cada material³⁴ e assim encaminhadas para fresagem.

Figura 3 - Tibase

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 4 - Bloco Enamic

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 5 - Bloco Emax

Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 6 - Bloco Crios e Adesivo

Fonte: Arquivo pessoal do autor

4.3 Fresagem e cristalização

A fresagem foi feita em fresadora específica da empresa Sirona (CEREC MC XL, Sirona, Bensheim, Germany). Após a fresagem, as coroas de cerâmica (Emax) foram submetidas ao forno de cerâmica (P310; Ivoclar Vivadent, 850°C) pré-programado para o processo de cristalização da peça por aproximadamente 24 minutos²⁵. Os demais materiais utilizados não necessitam de cristalização no forno.

4.4 Cimentação

Em seguida foi feito a cimentação das peças no tibase utilizando os protocolos de cimentação de cada fabricante. **Emax CAD** - aplicação de ácido fluorídrico 5% por 20 segundos + spray de água + secar + agente de união Monobond Plus (Ivoclar Vivadent) por 60 segundos na superfície interna das coroas de Emax CAD + aplicação cimento Multilink Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent); **Enamic** (VITA, Bad Sackingen, Suíça) (aplicação de ácido fluorídrico 5% por 30 segundos + spray de água + secar + agente de união silano Monobond Plus (Ivoclar Vivadent) por 60 segundos + jato de ar + aplicação cimento Multilink Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent); **Crios** (Brilliant Crios, Coltene) - jateamento + spray de água + secar + aplicação de adesivo (One Coat 7 Universal - Coltene) + secar + polimerizar por 5 segundos + aplicação do cimento (SoloCem - Coltene) + polimerização 30 segundos em cada face da coroa ; **Tibase** - jateamento (externamente) (Figura 7) + jato de ar + agente de união + aplicação de cimento; prosseguindo com a remoção dos excessos 2 a 3 minutos após a manipulação e antes da cura total (7 minutos) (Figura 8)^{25, 35}.

Figura 7 - Tibase jateado



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Figura 8 - Cimentação



Fonte: Arquivo pessoal do autor

4.5 Fotoelasticidade

Após a cimentação as amostras ficaram prontas para serem parafusadas (Figura 9) sobre os implantes (32 N de torque) testadas quantas vezes fosse necessário diante da sua rápida dissipação de força após cessado a aplicação da carga.

Figura 9 - Coroa parafusada

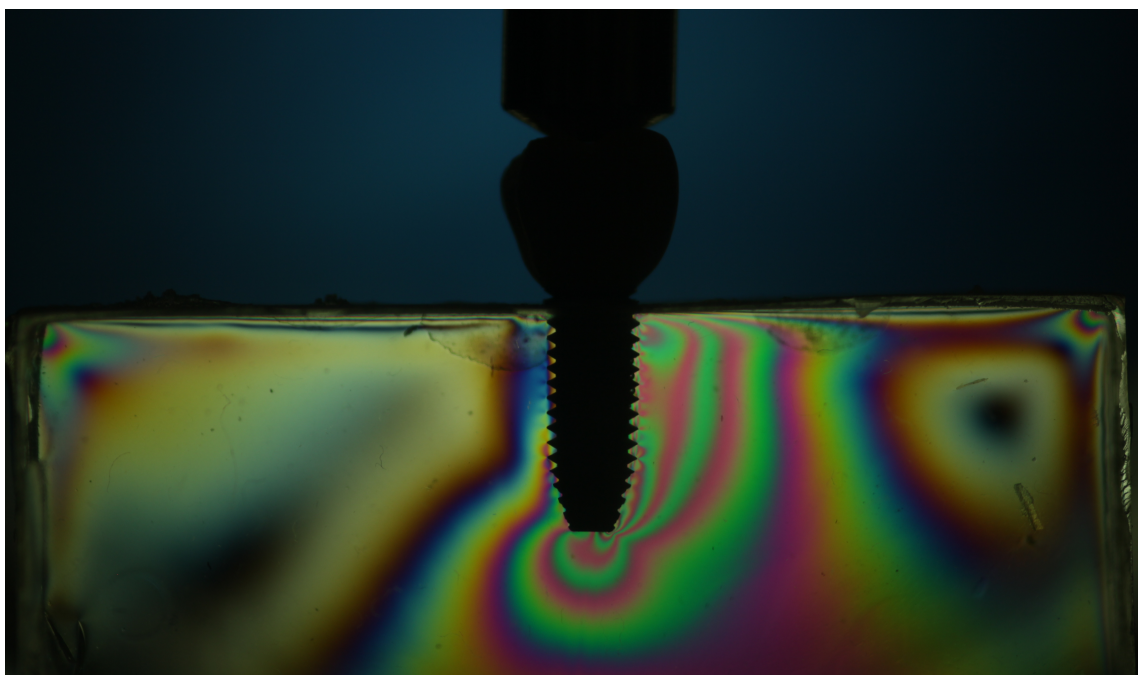


Fonte: Arquivo pessoal do autor

Os componentes protéticos e coroas foram parafusados aos implante de acordo com recomendações do fabricante e levados a um polariscópio previamente às análises para certificação da ausência de tensões residuais. Quando necessário, os modelos foram submetidos à um tratamento térmico em estufa a 50 graus Celsius por um período de 10 minutos para o alívio das tensões sem provocar danos à resina fotoelástica. Foram feitos carregamentos sobre a coroa com 10 N de força, utilizando um Universal Test Machine (UTM) o que produziu uma resposta óptica nos modelos, seguindo-se de registros fotográficos de cada carregamento realizados

com auxílio de uma câmera digital semi-profissional (Canon T3i - Canon Tóquio, Japão) acoplada ao polariscópio na mesma posição e nas mesmas configurações para todas as tomadas de imagem. A imagem é formada após uma luz branca posicionada em um lado do polarizador ultrapassar um conjunto de 4 filtros polarizadores posicionados paralelos porém com eixos de polarização perpendicular es entre si, sendo 1 filtro de polarização linear e 1 de polarização circular antes do corpo de prova e mais um filtro de cada tipo após o corpo de prova traduzindo a imagem em franjas isocromáticas. O espectro observado no analisador apresentou colorações típicas para as ordens de franja (Figura 10). Foram coletados dados da cor da ordem de franja de maior intensidade em 5 pontos diferentes ao redor do implante (Figura 11) medidos de acordo com o Quadro 2.^{26, 36}

Figura 10 - Teste de fotoelasticidade



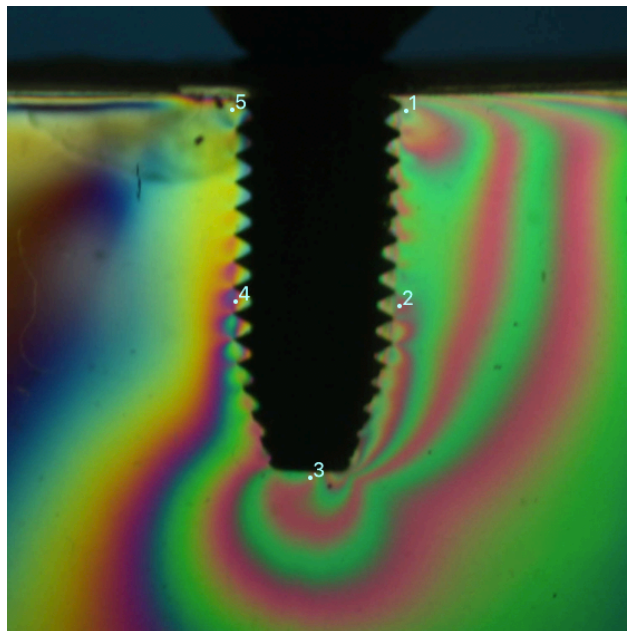
Fonte: Arquivo pessoal do autor

Quadro 2 - Características das franjas isocromáticas

COR	ORDEM DE FRANJA
Preto	0
Amarelo claro	0,60
Vermelho escuro	0,90
Transição vermelho/azul	1,00
Azul-verde	1,22
Amarelo claro	1,39
Rosa vermelho	1,82
Transição Vermelho/verde	2,00
Verde	2,35
Amarelo	2,50
Vermelho	2,65
Transição Vermelho / verde	3,00
Verde	3,10

Fonte: Kim et al.³⁴, p.980

Figura 11 - Pontos analisados



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Os dados foram avaliados qualitativa e quantitativamente seguindo parâmetros estabelecidos e utilizados em outros estudos^{26, 36-40}. Uma maior concentração de tensão é observada quando houver maior proximidade entre as franjas isocromáticas e a intensidade da tensão será maior a medida que houver aumento na quantidade de franjas^{33, 41, 42}.

4.6 Análise estatística

Todos os diferentes grupos e situações clínicas do estudo foram analisados quantitativa e qualitativamente de acordo com as imagens obtidas no experimento. Seis amostras foram utilizadas, realizando-se a leitura de cinco ordens de franja isocromática (fotoelasticidade) para cada uma. Dois fatores de variação foram considerados: Comprimentos dos implantes (Implante Curto e Implante Longo) e tipos de materiais empregados (Crios, Emax e Enamic). Shapiro-Wilk confirmou distribuição normal de todos os grupos. Os dados foram analisados por Two-way ANOVA/Tukey utilizando o software (Bioestat 5.0).

5 RESULTADO

Os dados das ordens de franjas isocromáticas como média/desvio-padrão e comparações entre os grupos se encontram na Tabela 1.

Em relação ao comprimento do implante (Implante Curto X Implante Longo) para todos os materiais empregados houve diferença estatística. Quando os materiais empregados (Crios X Emax X Enamic) foram comparados, não apresentaram diferença estatística.

Tabela 1 - Médias ($\pm$ desvio-padrão) das ordens de franja dos materiais testados em diferentes comprimentos de implantes (Implante Curto e Implante Longo) - Two-Way ANOVA/Tukey- ($p < 0,05$).

	Crios	Emax	Enamic
Curto	2,80 ^{Aa} ($\pm 0,55$)	3,06 ^{Aa} ($\pm 0,05$)	2,82 ^{Aa} ($\pm 0,29$)
Longo	1,91 ^{Ba} ($\pm 0,94$)	2,13 ^{Ba} ($\pm 1,09$)	1,91 ^{Ba} ($\pm 0,94$)

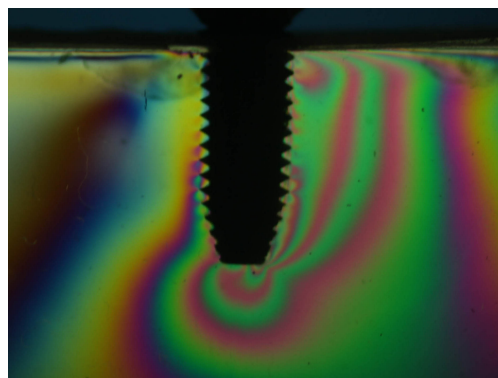
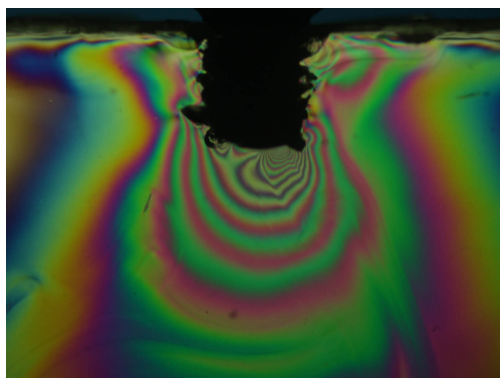
*Letras maiúsculas iguais na mesma coluna representam ausência de diferença estatística; letras minúsculas iguais na mesma linha representam ausência de diferença estatística ($p < 0,05$).

Fonte: Elaboração própria

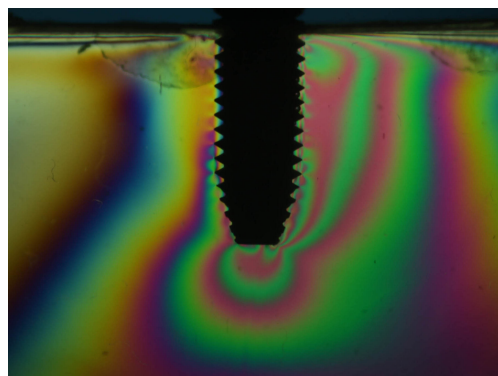
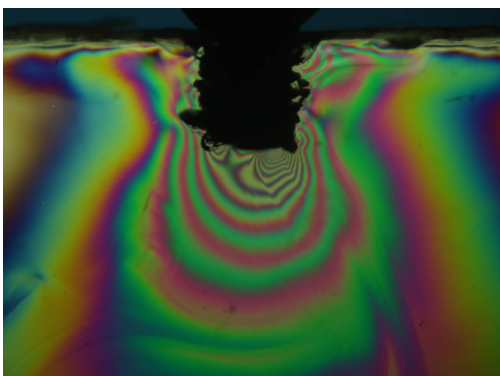
Os implantes curtos em todas as configurações de coroas testadas exibiram uma maior proximidade entre as franjas isocromáticas demonstrando maior magnitude de estresse mecânico quando comparados aos implantes longos (Figura 12), além de exibirem maior quantidade de franjas o que está relacionado diretamente à concentração de estresse mecânico (Quadro 3). No entanto em relação aos materiais das coroas testadas não observou-se grande diferença na quantidade de franjas ou mesmo na proximidade das franjas.

Figura 12 - Testes fotoelásticos

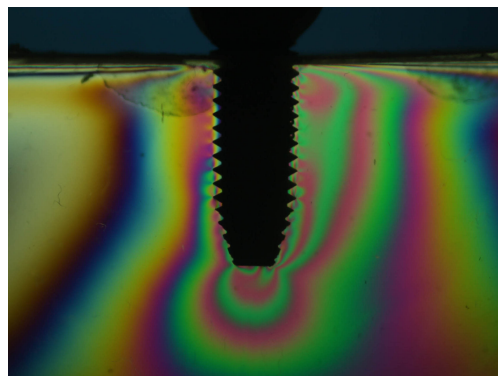
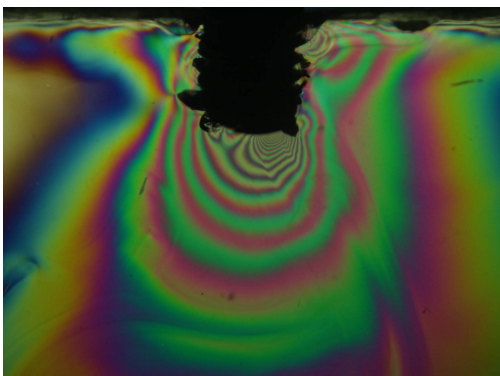
Crios



Emax



Enamic



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Quadro 3 - Quantidade de franjas isocromáticas

Material	Número de Franjas
CRIOS CURTO	10
CRIOS LONGO	5
EMAX CURTO	12
EMAX LONGO	7
ENAMIC CURTO	11
ENAMIC LONGO	6

Fonte: Elaboração própria

6 DISCUSSÃO

A fotoleasticidade é um método de análise de estresse mecânico e distribuição de força que vem sendo usado na odontologia há muito tempo proporcionando importantes indicadores em diversas situações clínicas. É um teste que proporciona um resultado mais qualitativo do estudo proposto de distribuição de forças, podendo ser realizada em conjunto com outros testes como a análise por elementos finitos que proporciona um resultado mais quantitativo em relação à dissipação das tensões geradas no modelo de estudo. No entanto é com o uso da análise das franjas isocromáticas que podemos avaliar a extensão das forças de tensão e compressão e até mesmo a dinâmica dessas forças desde o momento inicial da carga até o estágio final de distribuição e equilíbrio dessa força aplicada⁴³.

Segundo Anami et al.⁴³, a densidade do material fotoelástico representa uma deficiência da técnica, visto que clinicamente o osso humano apresenta diferença na densidade com módulo de elasticidade médio do osso cortical de 13.7 GPa, módulo de elasticidade do osso medular de 7.3 GPa e para a resina fotoelástica um módulo de elasticidade médio de 2.07 GPa.⁴³ No entanto de acordo com Celik et al.⁴⁴, a densidade óssea pode influenciar na magnificação do estresse mecânico mas não influencia significativamente na concentração das forças dissipadas.

Outra limitação da técnica está relacionada com a comparação dos resultados entre diferentes estudos pois há na literatura vários tipos de materiais fotoelásticos com propriedades diferentes, além de diferentes formas de análise e interpretação tanto quantitativa quanto qualitativa dos resultados demonstrados pela fotolelasticidade²⁹.

A análise das franjas fotoelástica pode não ser direta e perfeitamente representativa e fiel às características clínicas encontradas no dia-a-dia, no entanto corresponde a importante indicador do comportamento de dentes e implantes do ponto de vista de tensão, transmissão e dissipação de forças, tornando-se uma excelente técnica podendo ser aliada a trabalhos clínicos ou laboratoriais mais aprofundados baseado em seus resultados prévios.

Os implantes utilizados nesse trabalho possuíam uma conexão do tipo hexágono externo, o que pode magnificar o estresse mecânico do osso periimplantar quando comparado com outros tipos de conexões. Um estudo realizado em 2015⁴⁵ avaliou entre outros fatores a perda de osso marginal em 246 implantes instalados em 101 pacientes em 6 e 18 meses após a instalação da prótese. A perda óssea observada na região cervical dos implantes variou de 0 a 3,65 mm (vertical) e foi significativamente maior nos implantes que possuíam conexão protética hexágono externo do que nos implantes com conexão interna. No entanto os autores observaram que a reabsorção óssea periimplantar não é influenciada isoladamente pela conexão protética, sendo mais evidente nos implantes hexágono externo de pacientes fumantes⁴⁵.

De maneira inversa, Tsouknidas et al.⁴⁶ buscou analisar se a reabsorção marginal periimplantar de alguma maneira poderia influenciar em como implantes de conexão interna e externa transmitem forças para o tecido ósseo utilizando análise de elementos finitos. Os modelos computadorizados foram criados com suas respectivas coroas e parafusos e uma força estática de 200 N foi simulada numa inclinação de 130 graus em relação ao longo eixo do implante com reabsorção óssea simulada de 2mm e 4 mm. O aumento significativo do estresse mecânico foi

observado tanto nos implantes com reabsorção óssea de 2 mm quanto nos implantes com reabsorção óssea de 4 mm. Além disso os autores constataram que os implantes com conexão interna apresentaram menor estresse mecânico apenas quando não havia a situação de reabsorção óssea periimplantar e tanto na situação de 2 mm ou 4 mm de perda óssea os implantes hexágono externo apresentaram menor e estatisticamente significante estresse físico transmitido ao osso periimplantar.⁴⁶ Esses achados confirmam o apresentado em outro estudo in vitro⁴⁷ que observou que os implantes de conexão externa são capazes de suportar maiores cargas de proteção que implantes de conexão interna, seja ela cônica ou não⁴⁶.

As reabsorções ou perdas óssea ao redor dos implantes podem ter diversas causas, entre elas o má posicionamento de implantes, deficiente suporte ósseo prévio a instalação, pouca espessura de gengiva queratinizada, má higiene e consequentemente periimplantite. Além desses fatores a sobrecarga mastigatória é constantemente associada à reabsorções ósseas periimplantares, muitas vezes decorrentes de contatos prematuros, próteses em má oclusão e proporção coroa implante inadequada, gerando estresse excessivo mecânico, aumentando a atividade dos osteoclastos na tentativa de diminuir ou minimizar a intensidade da tensão excessiva¹⁰.

A geometria dos implantes é um fator importante a ser considerado, influenciando tanto no travamento primário e secundário quanto na compactação de osso periimplantar, ou mesmo no procedimento de inserção e direcionamento do eixo do implante. Além disso, a geometria influencia diretamente na transmissão e dissipação da carga mastigatória pelo osso periimplantar. Gehrke et al.¹⁰ avaliaram

de que maneira implantes cilíndricos ou cônicos, ou mesmo de tamanho regular (13 mm) ou curtos (7 mm) poderiam influenciar na propagação de tensão no osso simulado ao redor dos implantes utilizando análise fotoelástica. Após aplicar uma carga estática de 100N sobre componentes protéticos instalados sobre os implantes, os autores constataram diferença estatisticamente significativa na área de distribuição de forças, os implantes cilíndricos apresentaram uma maior área de stress mecânico na região cervical. Os autores observaram uma menor e estatisticamente significativa distancia entre as franjas isocromáticas na região cervical dos implantes curtos quando comparados aos implantes longos, o que caracteriza uma maior concentração de tensão na região, corroborando com os resultados do presente trabalho em relação ao estresse mecânico observado na região cervical periimplantar mais evidente em implantes curtos¹⁰.

Uma das características dos materiais poliméricos é sua baixa resistência a flexão, isso significa dizer que esses materiais vão sofrer deformações mais facilmente diante de uma força aplicada a eles, sendo menos frágeis e consequentemente dissipando as forças mais facilmente, ao contrário das cerâmicas que possuem maior resistência à flexão, deformam-se menos e transmitem as forças mais intensamente sendo mais frágeis que os polímeros principalmente em virtude da ausência de componente resinoso. Já o módulo de elasticidade representa a capacidade de um material de absorver energia elástica antes da sua deformação, assim quanto maior é o módulo de elasticidade de um material menor é sua deformação¹⁸.

No presente estudo não foi observado diferença estatisticamente significativa na distribuição e concentração de estresse mecânico quando testados coroas de

diferentes materiais ao contrário do observado por Conserva et al.²² e Conserva et al.⁴⁸ que ao testarem coroas sobre implante feitas de diferentes materiais constataram que as coroas feitas de compósitos foram capazes de reduzir a força transmitida ao osso periimplantar em até 63%. No entanto Conserva et al.²² usaram uma metodologia diferente com um uso de um robô para a aplicação de força e para a análise da tensão transmitida, o que embora seja uma técnica mais sensível mecanicamente pode não representar uma mudança estatisticamente significativa quando em uma situação clínica real.

Embora os materiais testados possuam diferentes composições, não foi observado diferença estatisticamente significativa em relação a dissipação de força no osso periimplantar simulado, assim como em outros trabalhos^{49, 50}. Mesmo tendo observado uma dissipação de estresse diferente significativamente na infraestrutura de coroas sobre implante feitas de compósitos ou cerâmicas, Sevimey et al.⁵⁰ observaram que quando se analisava a dissipação de força no osso periimplantar diferentes materiais de revestimento de coroas sobre implante não causaram nenhuma influencia sobre a distribuição e concentração de estresse mecânico. Mesmo com diferentes módulos de elasticidade dos materiais a força aplicada sobre as coroas a força era dissipada ao longo do material de revestimento, intermediário protético e implante, causando o mesmo efeito no osso circundante.

Bassit et al.⁴⁹ realizaram testes *in vitro* e *in vivo* em pacientes que apresentavam implantes hexágono externo instalando coroas de resina acrílica ou cerâmica e avaliando a força transmitida ao componente protético. Os autores não observaram diferença estatisticamente significativa na força transmitida ao componente protético quando utilizado resina acrílica ou cerâmica como

revestimento da coroa, em concordância com os resultados do presente trabalho. Assim, mesmo que os materiais dissipem as forças de maneira diferente, a resiliência e baixa resistência a flexão da resina acrílica não é suficiente para dissipar as forças no implante de maneira significativa não sendo relevante clinicamente.

7 CONCLUSÃO

Assim o presente trabalho pôde concluir os materiais de revestimento testados não influenciam na distribuição e concentração de força na região periimplantar da resina fotoelástica.

Conclui-se ainda que implantes curtos promovem maior concentração de tensão no osso periimplantar do que implantes de comprimento mais longo, no entanto, mesmo em implantes curtos o uso de materiais restauradores com diferentes módulos de elasticidade em coroas sobre implante não demonstraram influenciar na dissipação de tensão ao redor dos implantes, não justificando a escolha do material restaurador baseado em distribuição de força periimplantar.

REFERÊNCIAS*

1. Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, et al. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2013;26(6):549-56.
2. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical oral implants research*. 2006;17 Suppl 2:8-18.
3. Bijjargi S, Chowdhary R. Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: a 2-D finite element analysis. *J Investig Clin Dent*. 2013;4(3):172-7.
4. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*. 2015;114(1):59-66.
5. Termeie D, Klokkevold PR, Caputo AA. Effect of Implant Diameter and Ridge Dimension on Stress Distribution in Mandibular First Molar Sites-A Photoelastic Study. *J Oral Implantol*. 2015;41(5):e165-73.
6. Nisand D, Picard N, Rocchietta I. Short implants compared to implants in vertically augmented bone: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26 Suppl 11:170-9.
7. Shi JY, Gu YX, Qiao SC, Zhuang LF, Zhang XM, Lai HC. Clinical evaluation of short 6-mm implants alone, short 8-mm implants combined with osteotome sinus floor elevation and standard 10-mm implants combined with osteotome sinus floor elevation in posterior maxillae: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*. 2015;16:324.
8. Hentschel A, Herrmann J, Glauche I, Vollmer A, Schlegel KA, Lutz R. Survival and patient satisfaction of short implants during the first 2 years of function: a retrospective cohort study with 694 implants in 416 patients. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(5):591-6.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

9. Rossi F, Botticelli D, Cesaretti G, De Santis E, Storelli S, Lang NP. Use of short implants (6 mm) in a single-tooth replacement: a 5-year follow-up prospective randomized controlled multicenter clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(4):458-64.
10. Gehrke SA, Frugis VL, Shibli JA, Fernandez MP, Sanchez de Val JE, Girardo JL, et al. Influence of implant design (cylindrical and conical) in the load transfer surrounding long (13mm) and short (7mm) length implants: a photoelastic analysis. *Open Dent J.* 2016;10:522-30.
11. Lemos CA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonca MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: a systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016;47:8-17.
12. Slotte C, Gronningsaeter A, Halmoy AM, Ohrnell LO, Mordenfeld A, Isaksson S, et al. Four-millimeter-long posterior-mandible implants: 5-year outcomes of a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17 Suppl 2:e385-95.
13. Thoma DS, Zeltner M, Husler J, Hammerle CH, Jung RE. EAO Supplement Working Group 4 - EAO CC 2015 Short implants versus sinus lifting with longer implants to restore the posterior maxilla: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26 Suppl 11:154-69.
14. McLaren EA, Rifkin R, Devaud V. Considerations in the use of polymer and fiber-based indirect restorative materials. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1999;11(4):423-32;quiz 34.
15. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent.* 2002;88(2):170-5.
16. Cho L, Song H, Koak J, Heo S. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4):388-95.
17. Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dent Mater.* 2017;33(4):427-33.
18. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):587-93.

19. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Guth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;55:1-11.
20. Takaba M, Tanaka S, Ishiura Y, Baba K. Implant-supported fixed dental prostheses with CAD/CAM-fabricated porcelain crown and zirconia-based framework. *J Prosthodont.* 2013;22(5):402-7.
21. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2): 513-30.
22. Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Ravera G, Pera F, et al. The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report. *Int J Prosthodont.* 2009;22(1):53-5.
23. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32(11):e275-e83.
24. El Zhawi H, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR, Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dent Mater.* 2016;32(11):1352-61.
25. Kim JH, Lee SJ, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent.* 2013;22(1):66-70.
26. Lee JI, Lee Y, Kim NY, Kim YL, Cho HW. A photoelastic stress analysis of screw- and cement-retained implant prostheses with marginal gaps. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013;15(5):735-49.
27. Tonella BP, Pellizzer EP, Ferraco R, Falcon-Antenucci RM, Carvalho PS, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol.* 2011;37(4):401-10.
28. Pellizzer E, Tonella B, Ferraco R, Falcon-Antenucci RM, de Carvalho PS, Goiato M. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol.* 2011;37(4):401-10.
29. Aguiar Junior FA, Tiossi R, Macedo AP, Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Importance of a distal proximal contact on load transfer by implant-supported single adjacent crowns in posterior region of the mandible: a photoelastic study. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(5):397-402.

30. Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Child (Chic)*. 1949;16(4):24-8.
31. Aguiar GP, Melo NI, Wakabayashi KA, Lopes MH, Mantovani AL, Dias HJ, et al. Chemical composition and in vitro schistosomicidal activity of the essential oil from the flowers of *Bidens sulphurea* (Asteraceae). *Nat Prod Res*. 2013;27(10):920-4.
32. Pesqueira AA, Goiato MC, da Silva EV, Haddad MF, Moreno A, Zahoui A, et al. Stress analysis in oral obturator prostheses, part II: photoelastic imaging. *J Biomed Opt*. 2014;19(6):066012.
33. do Prado Ribeiro P, Goiato MC, Pellizzer EP, Pesqueira AA, Haddad MF, Alves-Rezende MC, et al. Photoelastic stress analysis of different attachment systems on implant-retained and conventional palatal obturator prostheses. *J Craniofac Surg*. 2011;22(2):523-6.
34. Lan TH, Liu PH, Chou MM, Lee HE. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2016;115(1):76-83.
35. Schwenter J, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic. *Dent Mater J*. 2016;35(5):796-802.
36. Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(5):976-84.
37. Pellizzer EP, Falcon-Antenucci RM, de Carvalho PS, Santiago JF, de Moraes SL, de Carvalho BM. Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. *J Oral Implantol*. 2010;36(6):419-24.
38. Pellizzer EP, Tonella BP, Ferraco R, Falcon-Antenucci RM, de Carvalho PS, Alves-Rezende MC. Photoelastic stress analysis in screwed and cemented implant-supported dentures with external hexagon implants. *J Craniofac Surg*. 2010;21(4):1110-3.
39. Pellizzer EP, Carli RI, Falcon-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):117-22.
40. Pellizzer EP, de Mello CC, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, de Faria Almeida DA, Verri FR. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015;55:187-92.

41. Tiozzi R, de Torres EM, Rodrigues RC, Conrad HJ, de Mattos Mda G, Fok AS, et al. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*. 2014;112(2):276-84.
42. Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007;16(2):117-22.
43. Anami LC, da Costa Lima JM, Takahashi FE, Neisser MP, Noritomi PY, Bottino MA. Stress distribution around osseointegrated implants with different internal-cone connections: photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2015;41(2):155-62.
44. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent*. 2007;97(4):229-35.
45. Galindo-Moreno P, Fernandez-Jimenez A, O'Valle F, Monje A, Silvestre FJ, Juodzbaly G, et al. Influence of the crown-implant connection on the preservation of peri-implant bone: a retrospective multifactorial analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(2):384-90.
46. Tsouknidas A, Lympoudi E, Michalakis K, Giannopoulos D, Michailidis N, Pissiotis A, et al. Influence of alveolar bone loss and different alloys on the biomechanical behavior of internal-and external-connection implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(3):e30-42.
47. Michalakis K, Calvani P, Muftu S, Pissiotis A, Hirayama H. The effect of different implant-abutment connection on screw joint stability. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):146-52.
48. Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Ravera G, et al. Robotic chewing simulator for dental materials testing on a sensor-equipped implant setup. *Int J Prosthodont*. 2008;21(6):501-8.
49. Bassit R, Lindstrom H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(1):17-23.

50. Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;73(1):140-7.

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 23 de Março de 2018.

Vinícius Ibiapina Mascarenhas