



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

CARLOS EDUARDO DATTE

**A INFLUÊNCIA DA CARGA VERTICAL EM DIFERENTES
NÍVEIS ÓSSEOS EM IMPLANTES UNITÁRIOS: estudo comparativo de
dois sistemas de implantes**

2021

CARLOS EDUARDO DATTE

**A INFLUÊNCIA DA CARGA VERTICAL EM DIFERENTES NÍVEIS ÓSSEOS EM
IMPLANTES UNITÁRIOS: estudo comparativo de dois sistemas de implantes**

Tese apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA. Área Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de materiais para reabilitação protética.

Orientador: Prof. Tit. Renato Sussumo Nishioka

São José dos Campos

2021

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2021]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Datte, Carlos Eduardo

A influência da sobre carga vertical em diferentes níveis ósseos em implantes unitários: estudo comparativo de dois sistemas de implantes / Carlos Eduardo Datte. - São José dos Campos : [s.n.], 2021.

81 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2021.

Orientador: Renato Sussumo Nishioka.

1. Reabsorção óssea. 2. Carga oclusal. 3. Implantes dentários. 4. Perda óssea crestal. I. Nishioka, Renato Sussumo, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCAEXAMINADORA

Prof. Tit. Renato Sussumo Nishioka

Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr Paulo Sérgio Mutarelli

Universidade de Mogi das Cruzes
Instituto de Ensino Superior
Campus de Mogi das Cruzes

Prof. Assistente Dr. Francisley Avila

Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Campus de Araçatuba

Prof.Associado Alexandre Luiz Souto Borges

Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Instituto de Ciência eTecnologia
Campus de São José dos Campos

Prof.Osvaldo Daniel Andreatta Filho

Universidade Estadual Paulista (Unesp)
Instituto de Ciência e Tecnologia
Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 10 de março de 2021.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ao meu Pai, **Antonio Carlos Datte**, pelo seu Amor, Carinho, suas palavras para superar todos os desafios, de sua ajuda em horas difíceis e cujo é a minha grande referência de ser um professor como ele. E com seu sobrenome eu tenho o orgulho de escrever na história da ciência sempre respeitando os princípios por ele ensinados. Obrigado pai, sem o senhor eu não conseguiria! **EU TE AMO MUITO MEU PAI.**

Dedico este trabalho também à minha Mãe, *in memoriam*, **Norma Torres Datte**, por tudo que me ensinou pelo seu amor, amor incondicional, pelo seu carinho e que jamais esquecerei de suas palavras de sempre fazer o bem ao próximo e trabalhar sempre com muita dedicação e amor. A senhora sempre será minha protetora. Obrigado Minha Mãezinha querida.

Dedico este trabalho a minha Amada Esposa, **Fabiana Barbi Datte** pela sua paciência, seu incentivo nos momentos tão difíceis que passamos juntos durante a execução deste trabalho e que com muito amor fez com que eu não desistisse deste meu sonho. Você é a minha força motora e que o amor que em mim aumenta cada vez mais. **EU TE AMO MUITO.**

Dedico aos meus filhos Amados, **Lucas, Murillo e Eduarda**, razão da minha vida, faço e farei tudo por vocês, obrigado pela paciência, pelo amor e pela compreensão e por ficarem muitas horas sem minha presença para que eu pudesse realizar este trabalho.

Dedico ao meu irmãozinho, **Alessandro Torres Datte**, pelo amor, pelo carinho, e por estar sempre comigo, te amo meu irmão.

Dedico a minha querida Sogra, **Teresa Hidalgo Barbi**, que com muito amor cuidou-me como seu filho, mostrou-me uma nova forma de perdoar e amar o próximo. Obrigado mãezona.

Dedico ao sogro, **Luis Antonio Barbi Ordonhes**, pela sua experiência de vida, seu carinho e respeito e sempre esteve a me ouvir.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiro a **DEUS** por me mostrar o caminho, para chegar até aqui e por me possibilitar habilidades para concluir meus deveres e por me guiar nos momentos de dúvida. Por todas as graças e por sua imensa misericórdia. Obrigado, Senhor, por cuidar de mim e de minha família, por ser a luz no nosso caminho, por mostrar a cada dia que entregue em suas mãos, podemos seguir com passos firmes e sem medo. Obrigado Senhor, pelos dias alegrias e pelos dias de tristeza quando o Senhor me confortou.

Agradeço ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora que disponibilizaram e permitiram para que a ciência fosse construída.

Agradeço ao Prof. Titular Renato Sussumu Nishioka pelas orientações pelo companheirismo, pelos exemplos dados, muitas críticas, mas , necessárias ao desenvolvimento e elogios que me fizeram chegar até aqui e que me impulsionaram a completar essa etapa da minha formação;

Agradeço ao Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges por ter possibilitado que esse programa de pós-graduação tivesse condições de se tornar o que é hoje, de zelar t a todos os alunos, sempre sorrindo , por impor respeito através da admiração, pela Amizade, Considerção e por estar sempre pronto a ajudar.

Agradeço ao Prof. Dr. Vinicius Anéas Rodrigues que passou comigo por desafios, sempre esteve pronto para me levantar com seu bom humor e sua filosofia de que tudo irá valer a pena. Meu grande amigo.

Agradeço ao Mestre Leandro Ruivo de Santis pelos incentivos e de sempre se oferecer para me ajudar.

Agradeço ao Mestre Guilherme da Rocha Scalzer Lopes por sempre estar ao meu lado a ajudar nos momentos que não podia estar ou realizar. Muito obrigado.

Agradeço Especialmente ao meu Grande amigo, Prof. Dr João Paulo Mendes Tribst, não somente pela ajuda de toda a execução deste trabalho, mas, pela orientação, por não deixar que os problemas que surgissem atrapalhassem meu caminho. Pela sua

competência e profissionalismo, mesmo mais novo, passou uma aprendizagem e parceria. Realmente, um exemplo para mim de um grande pesquisador. Muito obrigado meu irmão.

Agradeço ao meu amigo mestre e doutorando Guilherme Schmitt de Andrade, pela amizade, pelas grandes ajudas nos dias difíceis, você é realmente grande profissional e tenho muito orgulho de ser seu amigo. Obrigado meu irmãozinho.

**“Quanto mais aumenta nosso conhecimento, mais evidente fica
nossa ignorância”. (John F. Kennedy)**

SUMÁRIO

RESUMO.....	8
ABSTRACT.....	9
1 INTRODUÇÃO	10
2 ARTIGOS	25
2.1 Artigo 1 - Datte CE, Rodrigues VA, Datte FB, Lopes GRS, Borges ALS, Nishioka RS. O efeito de diferentes níveis ósseos e conexões protéticas na resposta biomecânica de implantes unitários: Strain Gauge e Análise de elemento finito / <i>The effect of different bone level and prosthetic connection on the biomechanical response of unitary implants: Strain gauge and finite element analyses</i>	25
2.2. Artigo 2 - Datte CE, Datte FB, Borges ALS, CamposJF, Lopes GRS, Tribes JPM, Nishioka RS. A influência do material restaurador, altura óssea e sistema de implante na distribuição de tensões de coroas posteriores implantadas/ <i>The influence of restorative material, bone height and implant system on the stress distribution of implant-supported posterior crowns</i>	40
2.3 Artigo 3 -Datte CE, Datte FB, Rodrigues VA, Borges ALS, Campos JF, Nishioka RS. Efeito Biomecânico de Dois Sistemas de Implante com Diferentes Alturas Ósseas Sob Condições de Carregamento Axial e Não-Axial / <i>Biomechanics effect of Two Implant System with Different Bone Height under Axial and Non–Axial Loading Conditions</i>	58
3 Considerações Finais.....	74
REFERÊNCIAS.....	75
APÊNDICE	81

Datte CE. A influência da carga vertical em diferentes níveis ósseos em implantes unitários: estudo comparativo de dois sistemas de implante [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2021.

RESUMO

Embora existe um alto índice de sucesso implantes dentários, podem ocorrer perda da osseointegração após instalação das próteses sobre implante e as causas são as peri-implantites e sobre cargas oclusais. Diferentes conexões surgiram para o melhor desempenho estético, biomecânico e para evitar perdas ósseas perimplantares. Para analisar as deformações geradas ao redor dos implantes e suas conexões, as duas metodologias utilizadas neste estudo e que apresentam resultados numéricos, foram a análise de elementos finitos e a extensometria linear. Para o teste do FEA, foi utilizado o software Rhinoceros 4.0 para obter os desenhos em 3D dos dois modelos de implantes, com o mesmo comprimento e largura, um hexágono externo HE (Titaoss® TM cortical Intraoss®, SP, Brasil) com diâmetro de 3,75 mm e comprimento de 13 mm e o segundo sendo um implante conexão interna (CM) (Titaoss® Max Cone Morse, Intraoss®, SP, Brasil). Sobre os implantes foram modelados seus abutments respectivamente, Ucla anti-rotacional com plataforma de 4.1 mm e um Pilar Cone Morse CMN com transmucoso de 0,8 mm. Ambos abutments para próteses parafusadas e foram exportados para o software de análise (ANSYS 17.0, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) em formato STEP. Para o teste de extensometria, foram obtidos blocos de poliuretano (Poliuretano F160 ISO Axson, Cercy, França) de forma retangular com dimensões internas de 95 x 45 x 30 mm e instalados implantes Titaoss® Max Cone Morse 3,75 X 13 mm e os implantes Titaoss® TM 3,75 X 13 mm (Intraoss- SP - Brasil), e os abutments e coroas metálicas de cromo-cobalto. Formado 4 grupos: a) CM no; b) HE no, c) CM po e d) He po; em cada grupo foram instalados 4 extensômetros tangenciando cada um dos implantes, segundo mapas colorimétricos da região de maior microdeformação óssea. Na aplicação de carga, foi utilizado o dispositivo de aplicação de carga-DAC (Nishioka - Proc. 08/53071-4), com carga axial de 30 kg aplicadas por um período de 10 segundos (Mericske-Stern et al.) na fosseta central (carga axial). Resultados: 1) FEA- a) Tensão de von-Mises gerada no conjunto implante/parafuso mostrou maior concentração de tensão no parafuso protético de ambos os grupos independente da perda óssea; b) Tensão de von-Mises gerada na região mais estressada que mostrou a possível falha na região da cabeça do parafuso de ambos os grupos independente da perda óssea; c) Tensão de von-Mises gerada no implante em seção longitudinal foi maior concentração de tensão na plataforma do hexágono externo, mas, com pouca diferença no restante do corpo do implante, e d) microdeformação gerada no interior do bloco de poliuretano. Não foi possível notar diferenças significativas entre as diferentes conexões. Para os implantes com perda óssea é possível notar maior deformaçãoápica. 2) Na extensometria foi realizada a média da deformação gerada de cada os quatro grupos, no qual não apresentou diferenças numéricas entre os grupos. Neste estudo podemos concluir que não há diferenças significativas na microdeformação entre o grupo dos implantes CM no e HE no, com uma maior deformação CM e HE quando há presença de perda óssea.

Palavras-chave: Reabsorção óssea. Carga oclusal. Implantes dentários. Perda óssea crestal.

Datte CE. *The influence of vertical load on different bone levels in single implants: a comparative study of two implant systems (doctorate thesis). São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2021.*

ABSTRACT

Although there is a high success rate, dental implants may lose osseointegration after implantation of prostheses on implants and the causes are peri-implantitis and occlusal loads. Different connections have emerged for better aesthetic and biomechanical performance to prevent perimplant bone loss. To analyze the deformations generated around the implants and their connections, the two methodologies used in this study and which present numerical results were the analysis of finite elements and linear extensometry. The Rhinoceros 4.0 software was used to obtain the 3D drawings of the two implant models with the same length and width, an external hexagon HE (Titaoss® TM cortical Intraoss®, SP, Brazil) with a diameter of 3.75 mm and a length of 13 mm and the second being an internal connection (CM) implant (Titaoss® Max Cone Morse, Intraoss®, SP, Brazil). The abutments were modeled on the implants, respectively, Ucla anti-rotational with 4.1 mm platform and a Morse Cone Abutment CMN with 0.8 mm transmucous. Both abutments for screwed prostheses and were exported to the analysis software (ANSYS 17.0, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) in STEP format. For the extensometry test, rectangular polyurethane blocks (Polyurethane F160 ISO Axson, Cercy, France) with internal dimensions of 95 x 45 x 30 mm and Titaoss® Max Cone Morse 3.75 X 13 mm implants and implants were obtained Titaoss® TM 3.75 X 13 mm (Intraoss-SP - Brazil), and the abutments and metallic crowns of chromium-cobalt. Forming 4 groups: a) CM no; b) HE no; c) CM po and d) He po, each group installed 4 strain gauges tangent to each of the implants, according to colorimetric maps of the region with the greatest bone microdeformation. In the load application, the DAC load application device (Nishioka- Proc. 08 / 53071-4) was used, with an axial load of 30 kg applied for a period of 10 seconds (Mericske-Stern et al.) In the pit central (axial load). Results: 1) FEA- a) von-Mises tension generated in the implant / screw set showed a higher concentration of tension in the prosthetic screw of both groups regardless of bone loss; b) von-Mises tension generated in the most stressed region, showing possible failure in the screw head region of both groups regardless of bone loss; c) Von-Mises stress generated in the implant in longitudinal section was higher stress concentration in the external hexagon platform but with little difference in the rest of the implant body, and d) microdeformation generated inside the polyurethane block, it was not possible to notice significant differences between the different connections. For implants with bone loss, it is possible to notice greater apical deformation. 2) In the extensometry, the average strain generated for each of the four groups was performed, in which there were no numerical differences between the groups. In this study we can conclude that there was no difference in microdeformation between the group of CM implants and HE no, with a greater CM and HE deformation when there is bone loss.

Keywords: Resorption. Occlusal load. Dental implants. Crestal bone loss.

1 INTRODUÇÃO

Apesar dos implantes dentários apresentarem altos índices de sucesso, por longo tempo, serem responsáveis pelas restaurações estéticas e funcionais, falhas podem ocorrer e afetar a osseointegração (Sahin et al., 2002; Pjetursson et al., 2004; Çehreli et al., 2004; Chee, Jivraj, 2007; Lambert et al., 2009; Papaspyridakos et al., 2014; Barias et al., 2013).

Uma prótese sobre implante dental pode ser considerado sucesso quando: se radiograficamente o osso peri-implantar tiver uma perda óssea de 1,5 a 2,0 mm durante o primeiro ano e 0,2 mm nos próximos anos (Albrektsson et al., 1986; Lindquist et al., 1988).

As principais causas da perda da osseointegração e após instalação das próteses sobre implante são as peri-implantites e sobre cargas oclusais (Albrektsson et al., 1986; Smith, 1989; Panagakos, 1996; Esposito, 1998; Esposito, 1999).

Muitos estudos clínicos mostram a progressão da perda óssea ao redor dos implantes, devido à insuficiência de higiene oral (Adell et al., 1981; Lang et al., 1993; Lang et al., 1994) e devido à progressiva inflamação peri-implantar (Quirynen et al., 2002). Outros estudos mais recentes, realizados por Isidor et al. (1996) e Isidor et al. (2006), testados em primatas, relatam que os principais problemas são devido à sobrecarga oclusal.

Estímulos mecânicos decorrentes da mastigação podem gerar consequências positivas ou negativas, isto é, induzir um remodelamento ósseo, fisiológicos ou excessivos que podem levar a perda da osseointegração (Quirynen et al., 1992; Frost et al., 1994, 2003; Isidor et al., 2006).

O momento de flexão, causado pelas forças mastigatórias excessivas, tornam o osso peri-implantar suscetível a danos permanentes (Schwarz, 2000). Isto ocorre porque as forças mastigatórias são transmitidas diretamente ao osso (Cehreli et al., 2002; Sahin et al., 2002; Isidor, 2006).

Deste modo, relata-se que as cargas axiais são menos nocivas para o tecido ósseo pela transmissão das tensões ao longo do implante, enquanto que, as cargas oblíquas produzem maior microdeformação óssea, devido a uma transmissão não uniforme ao redor do longo eixo do implante. (Rangert et al., 1989, 1997; Sahin et

al., 2002; Isidor, 2006; Campos et al., 2014; Rodrigues et al., 2017, 2018; Tribst et al., 2017, 2018).

Os implantes com conexões cônicas (Cone Morse), protegem a crista óssea de reabsorções (Tenenbaum et al., 2003; Porter, 2006; Norton, 2006), evitam o desaperto e fratura dos parafusos (Bozkaya, Sinan, 2005), permitem o uso de coroas cimentadas (Weigl, 2004) e resultam em uma melhor performance quando comparadas à conexões de hexágono externo, representando, assim, a opção ideal para coroas posteriores (Hansson, 2003; Doring et al., 2004). Quando essas conexões estão associadas a pilares com plataforma switching, ajudam, também, o selamento biológico horizontal, apresentando uma menor perda óssea na região cervical (Ericsson et al., 1995; Hurzeler et al., 2007; Canulo et al., 2012), como, de mesmo modo, reduzindo a micro deformação transmitida ao osso (Chang et al., 2010; Canulo et al., 2011; Tabata et al., 2011) e doenças peri-implantares (Novaes et al., 2009).

A estabilidade do tecido na área ao redor do componente protético age como um barreira contra a migração do epitélio juncional no sentido apical prevenindo a reabsorção óssea, auxiliando, consecutivamente, na manutenção a longo prazo da estabilidade peri-implantar. (Degidi et al., 2011; Gehrke et al., 2015).

Vários métodos e modelos de estudo, como em: crânio humano seco (Hatcher et al., 1986), modelos de resina fotoelástica e extensômetros (Sakagushi et al., 1991) e análise dos modelos matemáticos bidimensionais ou tridimensionais pelo método dos elementos finitos (Korioth et al., 1992), começaram a ser empregados para os estudos da dinâmica biomecânica na odontologia.

Para analisar as deformações geradas ao redor dos implantes, as duas principais metodologias aplicadas na odontologia e com resultados numéricos são a análise de elementos finitos e a extensometria linear (Pesqueira et al., 2014).

As análises por elementos finitos, geralmente realizadas através de softwares de engenharia assistida por computador, que consideram estruturas em 3D do modelo de estudo e simulações de aplicação de cargas e propriedades mecânicas (Lanza et al., 2011; Tang et al., 2012; Matsunaga et al., 2013; Sotto- Maior et al., 2014). Com isso, oferece-se previsibilidade dos acontecimentos em futuros estudos in vitro.

O uso da extensometria linear elétrica permite avaliar a distribuição de cargas estáticas, in vitro (Nishioka et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2010, 2011; Vasconcellos et al., 2011, 2013). Este método é realizado por terminais elétricos que

são colados na superfície a serem avaliadas, como a superfície do implante, pilares ou na superfície de um material simulador ósseo ao redor do implante (Akça et al., 2002; Maeda et al., 2006; Nishioka et al., 2010, 2011; Vasconcellos et al., 2011, 2013). Esse método se destaca por permitir que as variáveis de um corpo de prova in vitro sejam aplicadas durante a confecção do espécime, simulando contatos que não são ideais como no método por elementos finitos por exemplo. Sua limitação, no entanto, é de que apenas a região cujo extensômetro se encontra colado será analisada. Deste modo, um modelo prévio 3D, identificando as regiões de interesse prévio permite que os extensômetros sejam colados na melhor posição possível de análise (Tribst et al., 2017; Rodrigues et al., 2018; Datte et al., 2018;)

A análise da distribuição do estresse nos órgãos dentários sob a ação de cargas oclusais causa um problema altamente complexo. Isso se deve à falta de homogeneidade de vários tecidos que integram sua morfologia específica, pois cada um desses tecidos possui propriedades mecânicas e biológicas distintas, além de uma fisiologia específica, que constitui um sistema biomecânico dinâmico e especializado (Selna et al., 1975). Quando o processo de mastigação começa, os alimentos são distribuídos por toda a face oclusal dos molares. À medida que os alimentos são esmagados e transformados no bolo alimentar, ocorre um contato dentário com o antagonista. Esse contato produz forças axiais, (Cuniberti, Rossi, 2011). A força de mordida máxima está relacionada à saúde do sistema mastigatório (Kampe et al., 1987; Ow et al., 1989) e influencia a eficiência muscular e o desenvolvimento da função mastigatória no desenvolvimento dental (Ingervall, Minder, 1978; Braun et al., 1995, 1996). Grandes variações na força de mordida humana foram registradas na primeira área molar (Bates et al., 1975; Proffit et al., 1983; Lundgren, Laurell, 1986). A força de mordida varia dentro das regiões da cavidade oral e é maior na área dos primeiros molares (Tortopidis et al., 1998). A força mastigatória é maior em adultos com morfologia craniofacial retangular e mordida profunda esquelética do que naqueles com face longa e mordida aberta (Abu Alhaija et al., 2010). Cimini et al.(2000) publicaram em uma revisão de literatura diferentes métodos de medir forças orais in vivo. Howell e Manly (1948) utilizaram strain gauge de para registrar a carga oclusal máxima em um grupo de homens. As medidas foram repetidas por dias e os valores de carga oclusal na região molar variaram de 391 a 881 N.

Em um estudo de Mish et al. (2015) que as maiores forças da mordida são na

região dos molares inferiores, que pode causar injurias ao tecido ósseo e região perimplantar. Mish et al. (2008) em estudo retrospectivo com follow-up de 10 anos e com mais de 1377 implantes instalados, foram 318 na região de primeiros molares inferiores (23%), que foi o dente posterior mais comum substituído no estudo. De tal modo, verificar as microdeformações na região da crista óssea, devido à possibilidade de ocorrência de reabsorções indesejadas com possível perdas dos implantes por sobre carga oclusal. Os dentes, além das funções mastigatória e estética, tem um importante também papel na deglutição e fonação. Portanto, a perda de um ou mais dentes leva ao aparecimento e as mais rapidamente percebidas pelo paciente são, problemas estéticos e a deficiência ou perda da eficácia mastigatória. Contudo, podem concomitantemente ocorrer perturbações fonéticas, diminuição da dimensão vertical e da altura morfológica podendo levar a disfunções da articulação temporo-mandibular e reabsorção do osso alveolar, sendo que a perda óssea irá dificultar ou até em alguns casos mais severos de perda de estrutura de tecidos de suporte (tecido ósseo) poderá inviabilizar a reabilitação protética (Misch et al., 2006).

Reabilitações protéticas de pacientes parcialmente desdentado é feita com o recurso a próteses parciais removíveis ou fixas. Embora o uso de próteses parciais removíveis serem um tratamento menos invasivo e com menor custo do que as próteses fixas (Koyama et al., 2010), o desconforto a diminuição de estabilidade devido às perdas ósseas do rebordo alveolar devido ao aceleração da reabsorção (Wyatt, 1998), devido à carga mastigatória que é transmitida à mucosa e à porção mais coronal do rebordo alveolar, reduzindo o aporte sanguíneo e, conseqüentemente, diminuindo o volume ósseo.

O uso de próteses parciais fixas sobre dentes naturais permitem reabilitar desdentações unitárias e parciais, sendo uma solução com ótimos resultados funcionais e estéticos, superiores à prótese parcial removível. O aumento dos fracassos com o tempo é devido a vários tipos de complicações que podem estar relacionadas com a própria restauração e, mais importante, com os dentes pilares. Apesar das possíveis complicações do uso de prótese fixa como cárie dos dentes pilares as complicações periodontais, fratura dos materiais restauradores ou do elemento dental, o principal motivo que conduz o uso de reabilitar com implantes dentários seria que o tratamento de prótese fixa sobre dentes leva ao desgaste de estrutura dentária e as vezes leva ao comprometimento da vitalidade pulpar (Bragger

et al., 2005).

O protocolo de Branemark foi inicialmente introduzido para a reabilitação de pacientes totalmente edêntulos (Branemark et al., 1983) e com relatos publicados de sucesso (Adell et al., 1981; Zarb, Schmitt, 1990; Naert et al., 1992), os implantes passaram a ser utilizados para a reabilitação de pacientes parcialmente desdentados (Jemt et al., 1992; Jemt, Lekholm, 1993; Lekholm et al., 1994; Lekholm et al., 1999, 2006). Sendo estes indivíduos parcialmente edêntulos o principal grupo de pacientes a ser reabilitado com implantes (Lekholm et al., 2006), e diversos estudos vêm confirmando o seu uso com segurança e previsibilidade (Jemt, Lekholm, 1993; Lekholm et al., 1994, 1999, 2006).

A estabilidade primária é um pré-requisito para a osseointegração (Lioubavina- Hack et al., 2006). Esta estabilidade é conseguida por meio da osseocompressão durante a instalação cirúrgica (Duyck et al., 2015; Berardini et al., 2016). O objetivo durante a inserção dos implantes apresenta-se em ter uma estabilidade primária suficiente para manter os altos índices de sucesso (Berardini et al., 2016).

Bryant (1998), relata que para que ocorra uma neoformação óssea, se faz necessária a existência de suprimento sanguíneo para aporte de minerais e fosfatase alcalina sobre a matriz imatura sintetizada. Osteoblastos são células ósseas diferenciadas e são responsáveis pela formação óssea, por outro lado os osteoclastos são responsáveis pela reabsorção do tecido já formado a fim de utilizar o aporte de cálcio nele encontrado, realizando uma renovação constantemente do tecido.

Albrektsson e colaboradores, em 1986, definiu critérios que um implante é considerado como um sucesso, quando, relativamente à remodelação da crista peri-implantar, não deve ser observada radiologicamente uma perda óssea superior a 2.0 mm desde a colocação do implante. Qualquer implante que apresente, pelo menos, uma das seguintes condições: dor à palpação; percussão ou função; mobilidade horizontal e/ou vertical; perda óssea superior a metade do comprimento do implante; supuração persistente e/ou inviável proteticamente, é considerado um fracasso e deve ser removido (Misch et al., 2008).

Uma meta-análise, em 2005, que compilou e comparou os dados relativos à remodelação óssea marginal peri-implantar obtidos de estudos prospectivos que tivessem documentado radiograficamente os níveis ósseos no dia da colocação

da prótese e após 5 anos de função (Laurell, Lundgren, 2011). Os estudos publicados entre 1980 e 2007 desde que reportassem dados radiográficos na variação da crista óssea marginal entre o dia da colocação da prótese e após 5 anos. Ficaram excluídos desta meta-análise os estudos que incluíam implantes imediatos, implantes com carga imediata ou precoce e implantes em rebordos alveolares regenerados. Foram considerados elegíveis 40 estudos, e 3 sistemas que cumpriam todos requisitos de inclusão foram o sistema Branemark (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) com 3719 implantes em 1051 pacientes, o sistema Straumann (Institute Straumann AG, Basel, Suíça) com 1364 implantes em 614 pacientes e o sistema da Astra Tech (Astra Tech AB, Mölndal, Suécia) com 1187 implantes em 324 pacientes. Nesta meta-análise 6270 implantes colocados em qualquer região dos maxilares, com qualquer tipo de prótese, removível ou fixa. A perda óssea marginal foi inferior a 1.0 mm para os 3 sistemas, após 5 anos em carga. Sendo que a maior remodelação óssea ocorreu durante o primeiro ano de função. O sistema de implantes da Astra foi o que apresentou melhores resultados, com uma perda óssea média de 0,27 mm, após 5 anos. Este estudo concluiu que qualquer dos 3 sistemas estudados apresentaram uma perda óssea marginal, após 5 anos, muito menor do que a preconizada e aceite como sucesso.

Recentemente, Ferrari et al. (2015) usaram implantes de superfícies jateadas com ácido em cães, usando dispositivos de expansão ortodônticos presos a pilares, promovendo carga estática lateral (o parafuso de expansão foi aberto 4,5 mm, resultando em uma força de 20 kg). Os resultados foram comparados com carga normal (controle) e com implantes descarregados submersos. Com o objetivo de reduzir a presença de biofilme bacteriano, a limpeza com clorexidina a 0,12% foi realizada diariamente por quatro meses antes da análise. Os resultados mostraram que 5 implantes (em 6) do grupo de teste foram perdidos. Radiograficamente, houve perda óssea marginal de 3,68 mm no grupo teste, 1,63 mm no grupo controle e 0,45 mm no grupo sem carga. Curiosamente, a porcentagem de contato osso-implante foi de 35,52%, no grupo teste, de 63,16% no grupo controle e de 42,33% no grupo sem carga, mostrando um aumento do contato quando as cargas são aplicadas, mas uma diminuição se excessivo lateral carga estática é aplicada. Esses resultados sugerem que o estresse excessivo pode levar à reabsorção óssea, enquanto magnitudes abaixo do limiar do estresse podem resultar na aposição óssea, no entanto, os

parâmetros clinicamente responsáveis pela via de sobrecarga de implantes já integrados ainda não foram identificados.

Piccinini et al. (2016) relataram diferentes respostas biológicas para os limiares ósseos e a força máxima - micro-tensão ($\mu\epsilon$), também mostradas em estresse (MPa) e carga unitária (kg / mm²), relacionadas à homeostase óssea (1.000–1.500 $\mu\epsilon$, 20 MPa ou 2 kg / mm²), sobrecarga fisiológica (1.500–3.000 $\mu\epsilon$, 60 MPa ou 6 kg / mm²) e sobrecarga patológica (3.000–6.000 $\mu\epsilon$, 120 MPa ou 12 kg / mm²) que levam a danos e absorção óssea, esses valores poderiam explicar os resultados obtidos por Gotfredsen et al. (2002) e Ferrari et al. (2015) em estudos com cães com carga estática lateral mostrando homeostase óssea e perda óssea, respectivamente.

Corroborando com esses resultados, Nagasawa et al. (2013) em uma avaliação histológica observaram alterações degenerativas sob carga oclusal precoce e excessiva. Eles utilizaram um modelo *in vivo* (ratos) onde os implantes com superfícies usinados foram colocados na mandíbula posterior. A carga foi realizada após 2 ou 4 semanas e os implantes de controle permaneceram sem carga. As amostras mostraram perda óssea notável e deterioração da osseointegração quando a sobrecarga começou às 2 semanas. Sobrecarga após 4 semanas induziu reabsorção óssea. Portanto, esse modelo revelou alterações degenerativas na osseointegração e no osso ao redor dos implantes após carga oclusal excessiva, enfatizando os riscos associados à carga e sobrecarga imediatas.

No estudo de Miyamoto et al. (2005) 22 em cães foram analisadas as alterações ósseas em torno de implantes com sobrecarga seletiva de 12 e 20 semanas após a colocação do implante. Cada cão recebeu 3 implantes e cada implante distal recebeu uma superestrutura do tipo cantilever. A força foi induzida por um parafuso estático controlado de 250 μm , fixado nos implantes mesial e central, exercendo uma força apical no cantilever mesial do implante distal. Após 24 semanas, as amostras de tecido, incluindo implantes, foram avaliadas histologicamente e histomorfometricamente, e a perda óssea marginal foi significativamente maior no grupo de carga de 12 semanas do que no grupo de carga de 4 semanas. Esses achados demonstram que as forças induzidas por sobrecarga estática podem provocar alterações no osso peri-implantar.

Sadowsky (2019) em uma revisão verificou falta de evidência disponível para orientar os clínicos em suas decisões de planejamento de tratamento com

restaurações de implantes, uma abordagem científica básica pode oferecer clareza em relação entre carga mecânica e consequências biológicas na resposta óssea por não existir limiares específicos com o desenho protético e as diretrizes do esquema oclusal. É preocupante notar que até 20% de todos os pacientes com implante sofrem peri-implantite, enquanto o impacto da sobrecarga oclusal permanece desconhecido, e que nos estudos em animais não revelaram o limiar biológico para a falha por fadiga, no osso peri-implantar. Por outro lado, estudos clínicos demonstraram uma ligação entre falha parafuncional e implante, embora variáveis como a intensidade da frequência de cargas, a densidade óssea, apresentaram resultados diferentes. O autor ainda pede uma pesquisa pré-clínica para estabelecer limites específicos de carga do paciente é para estabelecer um plano de tratamento personalizado.

Em um estudo de Epprecht et al. (2018) que se usou um modelo experimental que foi fabricado a partir de um onde os dentes entre 43 e 48 estavam ausentes, representando uma situação clínica que requer implantes. Simulando o tecido ósseo alveolar, usaram poliuretano (Polyurock, Cendres + Métaux SA, Bienne, Suíça) com propriedades mecânicas semelhantes ao osso.

Foram usados dois implantes no nível ósseo (4.1 = 4,1 mm, RC, SLA 10 mm, Ti, Straumann AG, Basileia, Suíça) inseridos nos modelos de poliuretano na área dos dentes 44 e 47 com um ângulo de 5 ° entre os implantes. Neste foram utilizados copings de impressão, foi feita uma impressão de cada modelo com material de poliéter (Permadyne, 3 M ESPE, Minn, EUA), e os modelos de poliuretano foram copiados em modelos de gesso. Implantes analógicos (nível ósseo, RC, Implant Analog, L 12 mm, Ti, Straumann AG) foram encaixados nos copings de impressão, e um molde de pedra foi feito para a fabricação das próteses. Para cada modelo, seis estruturas prótese fixas idênticas de 4 unidades de dióxido de zircônio (Lava, 3 M ESPE, Minn, EUA) foram feitas e posteriormente foram revestidas. Os modelos principais, das próteses foram projetados (Exocad Software, Darmstadt, Alemanha) e digitalizados (Ceramill Map 400, Amann Girrbach, Koblach, Áustria). Os blocos de zircônia (lava) foram então fresados em uma fresadora de 5 eixos (Ceramill Motion 2, Amann Girrbach) e sinterizados (Ceramill therm 3, Amann Girrbach). As próteses de zircônia foram testados e depois revestidos com cerâmica feldspática (Criação ZI CT, Criação Willi Geller International GmbH, Meiningen, Áustria; N = 6, n = 2 por modelo) de acordo com as instruções de queima do fabricante. Um extensômetro foi colado à

superfície oclusal da prótese fixa no pântico 46 e os outros dois no modelo de poliuretano, sendo um distal ao implante 44 e o outro mesial ao 47. Para posicionar os extensômetros (SGs) precisamente nos modelos de poliuretano, foi traçada uma linha que conecta os dois implantes com uma régua e uma ponta de lápis de 0,7 mm. Um SG foi colocado distalmente adjacente ao implante no. 44 e mesialmente adjacente ao implante no. 47. O terceiro SG foi colocado na superfície oclusal do pântico n. 46. Para o posicionamento exato do SG na prótese, a superfície oclusal foi feita plana. Uma linha mesio-distal foi traçada oclusal, conduzindo exatamente através do meio do pântico 46. O SG foi colocado nessa linha, fazendo fronteira com a direita na borda do pântico. Os resultados de ambas as conexões não tiveram diferenças estatísticas entre elas.

A avaliação da longevidade dos implantes está na biomecânica e a importância na avaliação da sobrevivência e na problemática das falhas dos implantes já osseointegrados. A sobrecarga oclusal e fatores microbianos são os principais fatores que levam ao insucesso dos implantes osseointegrados (Saadoun et al., 1993).

Frost (1994) em um estudo apresentado revisando a lei de Wolff e o comportamento das estruturas ósseas frente a estímulos observou que a falta de estímulo ósseo onde o valor de microdeformação encontra-se abaixo de $50\mu\epsilon$ inicia-se um processo de reabsorção óssea e que quando os valores se apresentam em uma faixa entre 50 e $150\mu\epsilon$, o processo de reabsorção é cessado e a estrutura é mantida estável e valores acima de $1500\mu\epsilon$ tendem a ativar a remodelação óssea lamelar, levando a uma reformulação e reforço. Valores acima de $3000\mu\epsilon$ causariam uma desorganização da remodelação que geram microdanos irreversíveis ao osso. As fraturas e maiores danos se dão em valores de deformação acima de $25000\mu\epsilon$.

Estudos do padrão peri-implantar de tensão óssea sob carga oclusal, por meio de comparações com os limites de tensões críticas apresentadas por Frost (2004), na teoria mecanostática (Kan et al., 2014). Foram utilizados para o estudo dois cães, nos quais foram instalados quatro implantes de 8 mm de comprimento e 4,1 mm de diâmetro. Para detecção de força de mordida foi utilizado um dispositivo para quantificar a carga oclusal *in vivo*. Após 8 semanas, os cães foram sacrificados e novas cargas foram aplicadas *in vitro*. A carga oclusal de 478 N foi aplicada com intervalo de 70 N para simular a média *in vivo* da carga oclusal. Intervalos de carga, o conjunto de dados de deformação óssea foi registrado em valores de

microdeformação (strain $\times 10^{-6}$). A média da carga oclusal *in vivo* encontrada foi de 434 N com desvio padrão de 136 N, sendo o pico de carga oclusal registrado de 795 N. Eles concluíram que as microdeformações do osso ao atingir o limiar de sobrecarga patológica definida pela mecanostática Frost (3000 $\mu\epsilon$), é necessária uma carga de 1344 N oclusal.

Mericske-Stern et al. (1995) observaram a força máxima de oclusão e a sensibilidade tátil bucal, e neste estudo foi verificado que a média para região de segundo pré-molar é de 450 N e para região de primeiro pré-molar e molar é de 300 N. Em pacientes com prótese sobre implante foram observados valores menores, cerca de 200 N para o primeiro pré-molar e molar e 300 N para o segundo pré-molar, sendo que para ambos os casos os maiores valores foram encontrados na região do segundo pré-molar. Porém, o limiar de detecção de pressão mínima foi mais elevado nos implantes, em relação aos dentes naturais. A média do número de erros de avaliação quando feito o teste com folhas de aço foi 3.2 para pares antagonistas dente/implante e 2.6 para dentes naturais. Concluíram que o tipo de prótese e a presença de implante alteram os padrões de função oral, juntamente com o estado da dentição e aspectos psicológicos.

Devido às transmissões das tensões ao tecido ósseo e que fazem sofrer alterações devido à variação das estruturas mecânicas que compõem a prótese e o implante, estudos *in vitro* têm uma grande visibilidade a fim de estudar o comportamento biomecânico desse tratamento reabilitador. Estudos que utilizam ferramentas da bioengenharia surgem para responder a influência do diâmetro, altura e do tipo de conexão dos implantes quanto à sua resposta biológica (Akça, Cehreli, 2009; Ding et al., 2009).

Nishioka et al., 2009 com objetivo de quantificar as deformações geradas por diferentes tipos de hexágonos internos e externos com colocação linear e offset de implantes utilizando Strain Gauges colados à superfície do bloco de poliuretano, e os resultados foram que a conexão interna do hexágono exibiu valores mais altos de microdeformação do que a colocação do implante do tipo externo do hexágono. Não havia evidências de que houvesse alguma vantagem do posicionamento deslocado na redução da tensão ao redor de um implante e que o hexágono interno não reduziu a microestrutura ao redor do implante.

Nishioka et al. (2011) no seu estudo “*in vitro*” utilizando 3 tipos de implantes

externos, hexágono interno e cone morse que foram dispostas no meio de 6 modelos retangulares de poliuretano de modelos 70 x 40 x 30-mm³ (F16 Axson, Cercy, França) Os implantes foram colocados em uma linha reta em 1 bloco de poliuretano e em um desenho de deslocamento bucolingual no outro bloco para a colocação do deslocamento, os implantes mesial e distal foram localizados em linha reta e o implante médio foi colocado 1,5 mm bucalmente. A distância entre os centros dos implantes foi mantida em 7 mm para fornecer espaço para o Strain Gauge. Os tipos de pilares Microunit (Conexão Sistemas de Prótese) foram parafusados nos implantes usando um torque de 20 N cm com o driver de torque manual do fabricante do implante (Conexão Sistemas de Prótese). Os autores observaram as tendências de identificar fatores que poderiam influenciar nos valores dos resultados de tensões gerados por diferentes conexões ao redor de implantes, mas confirmou então que não existe diferença quanto às tensões geradas para o tecido ósseo de suporte pelos diferentes sistemas de conexões existentes para a implantodontia, o que levou outros autores a pesquisar outros possíveis fatores capazes de influenciar na distribuição e valores de tensões e microdeformações geradas no tecido ósseo ao redor de implantes.

Através de estudos laboratoriais Vasconcellos et al. (2011), afirmou que a posição da aplicação de carga influencia nos valores de microdeformação ao redor dos implantes e que as alterações de posicionamento dos implantes e pontos de aplicação de cargas se torna muito mais significativa para estudar esses fatores de tensão e microdeformação ao redor de implantes.

Os modelos matemáticos tridimensionais, apesar de desprender de bastante tempo para sua confecção, mostram que se uma ferramenta muito importante para analisar as áreas internas de contato entre osso e implante e componentes protéticos. Análises bidimensional e tridimensional em implantes laminados foram comparados e mostraram que a análise bidimensional não conseguiu simular a distribuição de tensões normais e concluíram que o modelo tridimensional permite a obtenção de resultados mais realistas (Ismail et al., 1987).

Para analisar comportamentos e influências dos pilares protéticos nas tensões geradas sobre osso, Clelland et al. (1995) fizeram uma análise matemática tridimensional para entender a biomecânica de componentes. Inclinação com uma carga oclusal de 178 N, foi simulada ao longo eixo da fixação sobre três diferentes pilares com 0 grau, 15 graus e 20 graus de ângulo. Os autores descreveram o

aumento na magnitude da tensão e microdeformação, mesmo que dentro dos limites fisiológicos, de acordo com o aumento da inclinação o que mostraria que forças não axiais sofrem maiores tensões sobre os pilares e implantes e maiores microdeformação ósseas.

Ao analisarem as distribuições de tensões na região cortical e no osso trabecular, utilizando implantes com sistemas de hexágono interno e cone Morse com carregamentos axiais de 100 N e não axiais de 50 N aplicados simulando uma carga oclusal, concluíram que em ambos os tipos de implantes a distribuição de tensão foi semelhante tanto no osso cortical como no osso trabecular, dentro do limite fisiológico, mas quando, porém, foram ampliadas a carga oblíqua foi aplicada o implante cone Morse apresentou menor tensão na região superficial (Hanaoka et al., 2014).

Análises utilizando a extensometria em estudos in vivo e in vitro tem se mostrado bastante efetiva no estudo dos comportamentos dos implantes, mesmo havendo limitações em sua reprodução, principalmente as condições bucais nos estudos in vitro. Os resultados obtidos nesses estudos podem elucidar os comportamentos dos implantes dentários e das próteses na condição bucal. Glantz et al. (1993) compararam em seu estudo as microdeformações funcionais em uma prótese parcial fixa sobre implante em situação in vivo e in vitro e concluíram que as situações de carregamento in vivo apresentaram uma alta taxa de flexão dos implantes quando comparado ao estudo in vitro.

Miyashiro et al. (2011), validaram os modelos de poliuretano para simulações de tecidos ósseos, justificando que a utilização foi dada através do módulo de elasticidade do material estar próximo aos valores dos módulos de elasticidade do osso, permitindo que a extensometria ganhasse uma padronização e permitindo uma reprodutibilidade independente das variações anatômicas.

O uso da extensometria em estudos in vitro com estão amplamente publicados na literatura, e permitem estudar comportamentos que em condições in vivo seriam impossíveis ou inviáveis.

Çehreli et al. (2002) com a possibilidade de estudar o comportamento das tensões em diferentes condições de aplicação de carga um estudo apresentado por poder comparar a distribuição de tensões ao redor dos implantes quando aplicadas cargas axiais e não axiais. Neste estudo foram utilizados implantes de hexágono interno com medida de 3,75 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento. Sobre os

implantes foram instalados pilares protéticos e confeccionadas infraestruturas metálicas de próteses parciais fixas de três elementos, as quais foram fixadas pela técnica de cimentação. O estudo concluiu que um maior valor de microdeformação foi gerado ao redor dos implantes quando aplicada carga em pontos não axiais, podendo induzir à perda óssea em torno do implante.

Akça et al. (2009) avaliaram por meio da extensometria, as deformações ao redor dos implantes em dois diferentes desenhos de prótese: parafusadas e cimentadas e com diferentes técnicas de moldagem. Foi aplicada sobre as estruturas, uma carga estática de 150 N na região central do pântico. Eles concluíram que as micro-tensões geradas ao redor de próteses de três elementos parafusadas e cimentadas são semelhantes, independentemente da técnica de moldagem utilizada, indicando a sua utilização clínica.

Nishioka et al. (2009), compararam o comportamento das tensões ao redor de implantes de hexágono interno e externo, após o apertamento dos parafusos, quando instalados em posição linear e offset. Foi simulada uma situação in vitro, instalados implantes com medidas de 3,75 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento em um bloco de poliuretano com dimensões de 70 x 40 x 30 mm. Sobre os implantes foram instalados os mini pilares cônicos, com torque de 20 Ncm e sobre os pilares foram parafusado as estruturas metálicas de três elementos que previamente foram fundidas em liga de cobalto-cromo. Os autores concluíram que a utilização do implante de hexágono interno não reduziu os valores de tensão ao redor dos implantes e que a instalação dos implantes em offset não apresentou nenhuma evidência na redução das microdeformações.

Nishioka et al. (2010), avaliaram a influência das microdeformações com a variação do tipo de munhão (plástico ou plástico com base metálica) e a conexão protética. Para o estudo, os grupos foram divididos em 1: implante hexágono externo/ coifa usinada; 2: hexágono externo/coifa plástica; 3: hexágono interno/ coifa usinada; 4: hexágono interno/coifa plástica. As microdeformações foram mensuradas após o apertamento dos parafusos das estruturas aos mini pilares cônicos retos com 10 Ncm de torque utilizando-se um torquímetro manual. Os autores puderam concluir que o tipo de coifa não alterou as microdeformações geradas ao redor dos implantes e que as variações dos tipos de conexões não apresentaram diferença.

Para analisar o comportamento da influência da aplicação de cargas axiais e

não axiais ao redor de implantes Abreu et al. (2012), verificaram as hipóteses de que os implantes quando instalados em configuração offset apresentaram valores menores de tensão, quando comparados com implantes instalados em linha. Os implantes com conexão cone Morse foram instalados em dois blocos de poliuretano, sendo três em configuração linear e três em configuração offset. Os implantes receberam mini pilares cônico com torque de 20 Ncm. Para cada bloco foram confeccionadas dez estruturas metálicas em liga de cobalto-cromo, as quais foram parafusadas sobre os pilares com torque de 10 Ncm. Os carregamentos axiais e não axiais foram realizados com o uso de um dispositivo de aplicação de carga (DAC), com uma carga de 30 Kgf por 10 segundos cada ponto. Pontos foram localizados no centro do parafuso de fixação (axial) e equidistantes entre 1 e 2 mm do centro do parafuso (não axial). Concluíram que o posicionamento offset foi capaz de reduzir as microdeformações ao redor dos implantes quando aplicadas cargas axiais e não axiais a 1 mm, para as cargas axiais a 2 mm, e portanto não havendo diferença no posicionamento.

Vasconcellos et al. (2013) analisaram as influências das aplicações de cargas axiais e não axiais, e aquilataram a influência das cargas em estruturas metálicas de próteses parciais fixas de três elementos suportadas por três implantes dispostos em configuração linear e offset. Os implantes com conexão do tipo hexágono interno foram instalados em dois blocos de poliuretano, sendo três em configuração linear e três em configuração offset. Os implantes receberam mini pilares cônicos com torque de 20 Ncm. Então foram posicionadas estruturas metálicas sobre os pilares, usando uma chave específica de torque. Os parafusos foram fixados com um torque de 10 Ncm. A sequência de aperto iniciou-se pelo parafuso central seguido dos parafusos mesial e distal. Os pontos de aplicação de cargas estavam divididos em cinco pontos, sendo três axiais (A, B, C) localizados no centro do parafuso de fixação e dois não axiais (D, E), localizados na região distal do centro do parafuso do ponto C a uma distância de 6 e 8 mm. A aplicação de carga foi realizada com o auxílio de um dispositivo de aplicação de carga (DAC), com uma carga de 30 Kgf. Concluíram que a configuração offset dos implantes não reduziu os valores de microdeformação ao redor dos implantes, e os pontos de aplicação influenciaram nos valores de microdeformação, sendo gerado no ponto não axial E (8 mm) os maiores valores de microdeformação.

Os estudos de Campos et al. (2014) avaliaram a influência de aplicação de carga axial e não axial nas microdeformações ao redor de implantes. Para o estudo foram confeccionadas estruturas metálicas e foram parafusadas sobre os mini pilares cônico com torque de 10 Ncm cada. Em seguida, foram realizados carregamentos verticais estáticos de 30 kgf, durante 10 segundos, em cinco pontos pré-determinados (A, B, C, D e E), utilizando um dispositivo de aplicação de cargas. Concluíram que a aplicação de carga sobre os pontos não axiais D e E produziu um aumento da magnitude de microdeformação ao redor dos implantes.

2 ARTIGO(S)

2.1 Artigo – Datte CE, Rodrigues VA, Datte FB, Lopes GRS; Borges ALS, ¹Nishioka RS. O efeito de diferentes níveis ósseos e conexões protéticas na resposta biomecânica de implantes unitários: strain gauge e análise de elemento finito/ *The effect of different bone level and prosthetic connection on the biomechanical response of unitary implants: Strain gauge and finite element analyses**

RESUMO

Diferentes conexões protéticas surgiram para melhor desempenho estético e biomecânico para prevenir a perda óssea peri-implantar. A análise de elementos finitos e as metodologias de extensômetro foram utilizadas para a análise numérica das tensões geradas e da microtensão em torno dos implantes e suas conexões. Dois modelos de implantes com o mesmo comprimento (13 x 3,75 mm) foram analisados de acordo com a conexão protética: hexágono externo ou cone morse. Ambos os abutments receberam coroas metálicas aparafusadas em cromo-cobalto. O tecido peri-implantar foi simulado com resina de poliuretano em duas alturas diferentes (nível ósseo e 5 mm de perda óssea). Uma carga de 300 N foi aplicada na superfície oclusal. Os resultados foram analisados em termos de tensão de von-Mises e micro deformação. Amostras idênticas aos modelos numéricos foram feitas para a análise de Strain Gauge (SG); quatro SGs foram colados ao redor do implante para obter resultados de microtensão. Análise de elementos finitos e extensômetro corroborado em termos de resposta mecânica semelhante. Assim, não há diferença quanto à conexão protética para as tensões e deformações geradas sob carga axial. No entanto, a perda óssea aumentou a tensão e a magnitude da deformação para ambas as conexões protéticas. Em conclusão, ambas as conexões de implantes avaliadas apresentam comportamento biomecânico semelhante, independentemente da altura óssea.

Palavras-chave: Biomecânica. Implantes dentários. Odontologia protética. Osso estresse.

ABSTRACT

Different prosthetic connections have emerged for better aesthetic and biomechanical performance to prevent peri- implant bone loss. The finite elements analysis and the strain gauge methodologies were used for the numerical analysis of the generated stress and the microstrain around the implants and their connections. Two implant

*Artigo elaborado de acordo com as normas do Periódico *International Journal of Advanced Engineering Research and Science* (ISSN 2349-6495). Submetido em: 03/11/2020. Aceite em: 05/02/2021 e Publicado em: 25/02/2021.

models with the same length (13 x 3.75 mm) were analyzed according to the prosthetic connection: external hexagon or morse Taper. Both abutments received screw-retained metallic crowns in chromium-cobalt. The peri-implant tissue was simulated using polyurethane resin in two different heights (bone level and 5 mm of bone loss). A load of 300 N was applied on the occlusal surface. The results were analysed in terms of von-Mises stress and microstrain. Samples identical to the numerical models were made for the Strain Gauge (SG) analysis; four SGs were bonded around the implant to obtain microstrain results. Finite element analysis and strain gauge corroborated in terms of similar mechanical response. Thus, there is no difference regarding the prosthetic connection for the generated stress and strain under axial load. However, bone loss increased the stress and strain magnitude for both prosthetic connections. In conclusion, both evaluated implant connections present similar biomechanical behavior regardless the bone height..

Keywords: Biomechanics. Dental implants. Prosthetic dentistry. Bone stress.

INTRODUCTION

Even though dental implants have high success rates, failures can occur after osseointegration.¹ The main reasons for osseointegration failure are peri-implantitis and occlusal overloads.^{2,3} Studies reported that occlusal overload induces unwanted bone remodeling.^{4,5} The occlusal overload promotes a moment in the implant that entails on peri-implant bone permanent damage.⁶ It is reported that axial loads are less harmful to the bone tissue due to the stresses transmission throughout the implant; while oblique loads generate higher bone microstrain due to a non-uniform load transmission in the implant long axis.⁷⁻⁹ In addition to the occlusal overloads, the prosthetic connection can modify the mechanical response in some situations.¹⁰⁻¹⁴

Implants with internal conical connections (Morse Taper) have been associated with bone crest maintaining, avoiding screws loosening and fracture.¹⁵⁻¹⁸ However, the biomechanical benefit of morse taper implants are still controvertial in the literature.¹²⁻¹⁸

To analyze the generated strain around the implants, finite element analysis and strain gauge methodologies can be applied in dentistry. Both methods are able to generate numerical results to evaluate the mechanical response after chewing load simulation.¹⁹⁻²³

Finite element analysis consists on theoretical simulations of applied loads and constrains. This method offers predictable results of in vivo events with acceptable accuracy. Associated with the strain gauge analysis, they allow the evaluation of complex situations with a valid model.²³⁻²⁵

In view of the above, the present study aimed to evaluate, in silico and in vitro, the stress distribution and strain of unitary implants with different prosthetic connections and bone height. The hypothesis of the study consisted that prosthetic connection and bone height would not influence the mechanical response under axial load.

MATERIAL AND METHODS

Two different implant connection models were simulated in the present study: a regular morse taper and an external hexagon (Titaoss® TM cortical Intraoss®, SP, Brazil); both created according to the manufacturer's dimensions (3.75 x 13 mm) using CAD (Computer Aided Design) software (Version 4.0 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, USA). Next, the morse taper model received an anatomic prosthetic solid abutment (0.8 mm) and the external hexagon received an UCLA abutment (4.1 mm). Both abutments indicated for screw-retained fixed prosthesis. The implant was inserted at the center of a three-dimensional bone model (40 x 40 x 20 mm) with 3 mm of exposed threads. An anatomic first upper molar was modeled, duplicated and positioned on each abutment (Figure 1).

To simulate an isotropic substrate, a polyurethane resin block was used to receive the implants. In addition, 5 mm of bone loss has been simulated in half of the models totaling 4 clinical situations (2 implant systems x 2 bone height levels). The mechanical properties of polyurethane and the simulated materials were summarized in table 1.26,27 The materials were assumed as isotropic, linear, elastic and homogeneous. After the modelling process, the solid volumetric three-dimensional models were exported to the analysis software (ANSYS 17.0, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) in STEP format. The contacts were considered bonded between all bodies.

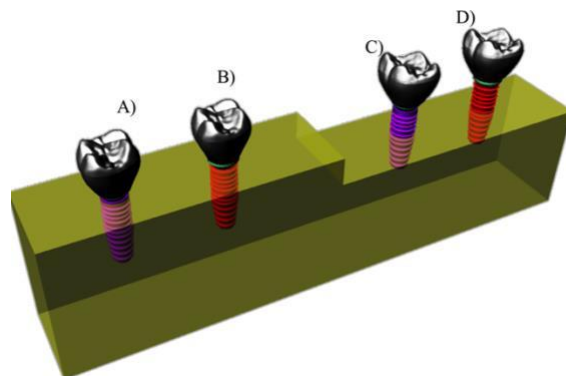


Fig. 1: 3D model with A) MT without bone loss, B) EH without bone loss, C) MT with bone loss and D) EH with bone loss

The fixation was defined on the bottom surface of the polyurethane block and

the load was defined as axial and applied in the center of the crown. Tetrahedral elements (Figure 2) formed the mesh (754.936 nodes with 440.893 elements) and the results were obtained in von-misses stress for metallic solids and microstrain for peri-implant tissue.

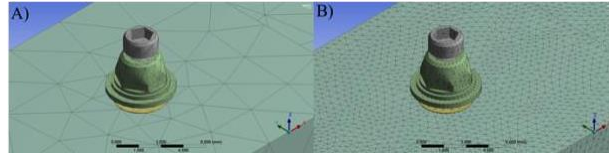


Fig.2: Finite element-mesh generated in A) automatized and B) after the convergence test.

Table.1: Mechanical properties used in the present study.

Material	Young Modulus (GPa)	Poisson Ratio
Titanium	110	0.33
Co-Cr	218	0.30
Polyurethane	3.6	0.30

To simulate the bone tissue, two blocks (95 x 45 x 30 mm) of polyurethane (F160 Axson, Cercy - France) were obtained through a rectangular stainless steel metal matrix. After polymerization of the polyurethane, the blocks were removed from the matrix and had their surfaces polished with sandpapers #220-600 under water.

In this study, Titaoss® Max Cone Morse implants and Titaoss® TM 3.75 X 13 mm implants (Intraoss, SP, Brazil) were used. For the installation of the implants in the blocks, a set of milling cutters was used according to the manufacturer's recommendations.

Two implants (one of each system: external hexagon and morse taper) were inserted at the bone level. Other two implants were positioned 5 mm above the polyurethane surface simulating a 5 mm bone-loss condition. Next, the respective abutments were installed with the aid of a manual torque wrench and the

manufacturer's guidance (Figure 3). The selected crown to perform a direct comparison between *in silico* (FEA) and experimental (strain gauge) tests was the Cr-Co crown due to the facility in manufacturing and simplicity for polishing.¹⁹

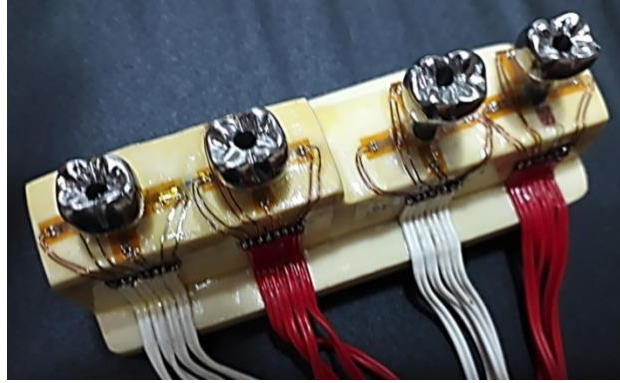


Fig.3: *In vitro* model similar to the virtual model

The strain gauges (PA-06-060CA-120L-Excel Sensors Ltda., São Paulo, Brazil) were bonded with cyanoacrylate adhesive (Super Bonder Loctite, SP, Brazil) around the implants in the cervical third, according to colorimetric maps of the region with the highest bone microstrain detected in the finite element analysis.⁸ A load application device was used to apply the occlusal load on the crowns occlusal surface.²¹ The device has a spherical tip that is positioned in the center of the crown with a load of 30 kg during 10 seconds.^{20,21}

Variations of electrical resistance were converted into microstrain-rate units through an electrical signal conditioning apparatus (Model 5100B Scanner - System 5000 - Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina, USA). Electrical cables allowed the connection between the strain gauges and the data acquisition apparatus, where the acquisition channels were installed.²² The magnitude of micro-strain was recorded in $\mu\text{m}/\mu\text{m}$ and compared with the finite element analysis results.

RESULTS

In the present study, the strain gauge was used to validate the computational models with the *in vitro* test using one specimen per group. According to the strain gauge test, there is no value capable do induce unwantedbone remodeling (Table 2). According to the similarity of results from FEA and strain gauge (Fig. 4), it was possible to observe that the models were considered valid and the conclusions from the numerical method are possible with reduced error and acceptable behavior.

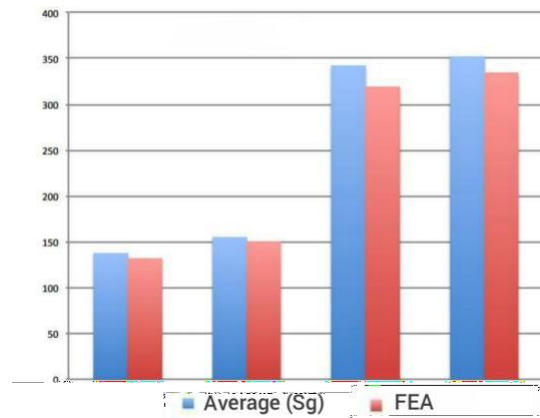


Fig.4: Microstrain peaks measured in both methods

Table.2: Average values (μ Strain) obtained *in vitro*

Type	Bone	Mesial	Distal	Buccal	Lingual
MT	Bone level	138	136	137.	136
EH		155	161	154.	146
MT	5 mm bone loss	326.	361	356	323
EH		335.	376	358	338

For the Von-Mises stress in each model, a qualitative comparison showed a stress increase in the models with bone loss when compared to bone level ones (Fig 5).

According to the implant connection, it is not possible to note visible differences in the stress concentration in the titanium implant. The difference between both implant systems is visible in the prosthetic screw region, with highest stress magnitude in the external hexagon screw neck. No difference was reported between models (10%) with similar bone height for the microstrain (Fig 6).

For the apical and cervical regions of the set, the factor “bone loss” was significant; showing that for the mechanical response, the peri-implant tissue maintenance was more important than the implant connection itself.

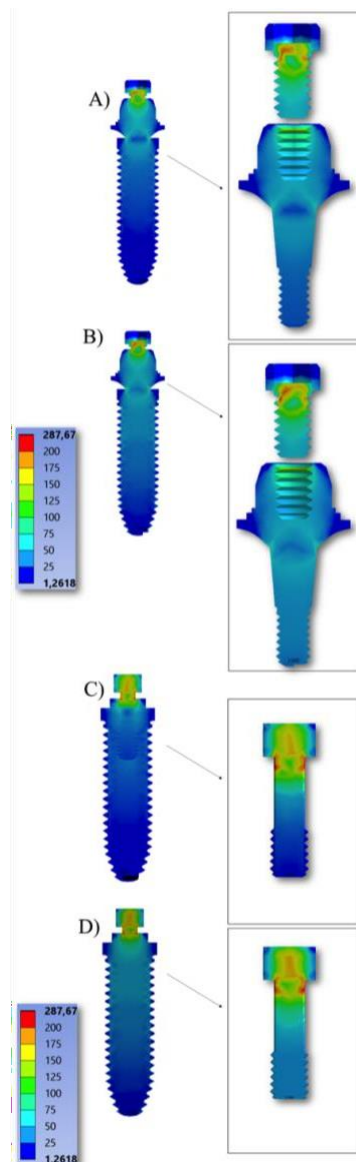


Fig.5: Von-Mises stress maps in dental implants and screws. A) MT without bone loss, B) MT with bone loss, C) EH without bone loss and D) EH with bone loss

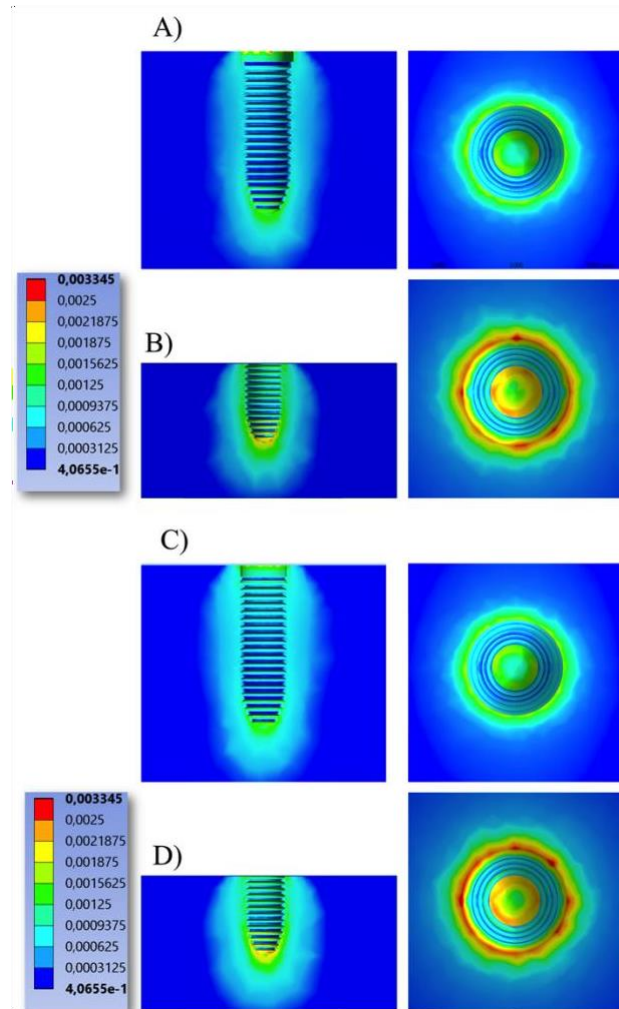


Fig.6: Microstrain maps in peri-implant tissue with sectioned and occlusal view. A) MT without bone loss, B) MT with bone loss, C) EH without bone loss and D) EH with bone loss

DISCUSSION

The present study aimed to evaluate, in silico and in vitro, the stress distribution and strain of unitary implants with different prosthetic connections and bone height. The results showed that there was no difference between the external hexagon and Morse taper system, regardless the bone level.²⁹⁻³² However, there was higher strain in the cervical and apical regions in the models with bone loss.

In addition to bone strain, it was observed with FEA that, regardless the implant

system, Von-Misses stress in the implant and in the screw was higher when there is a bone loss situation, which corroborates with previous studies that have evaluated bone loss in dental implants.³³

When evaluating the screws, it is possible to observe a high stress concentration in the screw neck in all groups. This finding can indicate loosening or even fracture of these screws similarly between Morse taper and external hexagon systems.^{12,22} These results go against previous studies that indicated an higher failure risk in external hexagon implant for unitary restorations.^{27,28}

The unitary restorations are biomechanically complex, especially when replacing posterior missing elements, since the occlusal forces are higher,²¹ which can lead to high stresses in the abutment and in the bone, making the system more susceptible to failure.²⁹ During the load dissipation, the lateral component of the force can be responsible for the torque moment, which have a destructive effect on the cortical bone and can cause complications in the long-term.³⁰

Frost (1994)⁴ conceptualized that the mechanical stimuli in the bone can induce the predictable bone behavior. The basic activities of remodeling determine the architecture and strength of the bone tissue. Basically, regions where the bone strain remains below 50 μ , means that it is in disuse. Microstrain above 1500 μ tend to promote lamellar remodeling by reconfiguration. However, with microstrain equal to or higher than 3,000 μ , there is an irreversible tissue damage. In this study, all simulated models did not exceed borderline microstrain values, similar to previous reports.⁷⁻²³

During the loading condition, 300 N was simulated as an average load obtained in the posterior region.^{8,30} However, the present study did not consider the bone variation conditions present as different bone types. In order to improve the samples standardization, this study applied an *in vitro* evaluation, using isotropic substrate following the methodology described and applied by several previous reports.^{5,7,12-14,18}

Regarding the bone loss, a previous study indicated that bone loss occurs in the neck of the implant, because the stress concentration in the crestal bone gives rise to damage in this region; which affects the bone remodeling process by reducing bone volume fraction.³⁴ The present study is in agreement with that, showing a deleterious effect as the bone level decreases and the load was constant. In addition, when 50% of bone loss was considered (almost the bone loss simulated in the present study:

approximately 38.45%), previous reports showed that the maximum stress was found in the marginal bone at the implant bone contact area for cortical bone and around the apex for cancellous bone. This behavior was exactly what occurred with both implant systems in the present study, showing that both areas will be affected by the new fulcrum position formed in implant/bone lever.^{35,36}

The microstrain results were calculated by strain gauges. This method is based on the principle of electrical conductivity, considering terminals that have active areas of 3mm^2 , which will accurately measure the strain.^{7,18} The choice of the region for bonding the strain gauges was based on the finite element analysis results, implying that the highest strain peak was measured *in silico* and also *in vitro*. This cervical region that showed the highest strain values is also related to the area of the bone crest remodeling reported in clinical studies.¹⁻³

The correlation and use of FEA and Strain Gauges is of great importance to evaluate the biomechanical behavior of a complex structure, e.g. dental implant model.^{5,8,18,23} Also, using two different numerical methods of strain measurement, the errors and limitations of each analysis can be minimized by the complementary method.

The restoration was made in Cr-Co, which does not fit the most common practice found in clinics to manufacture an implant-supported dental crown.¹⁸ However, a previous report has demonstrated that the elastic modulus and the stress behavior will be proportional between a common crown geometry.¹⁸ In this sense, it was expected that different crown materials will behave similarly between the models, allowing the comparison between bone height and prosthetic connection regardless the restorative material used to receive the load.

CONCLUSION

Despite the limitations of this study, both methodologies demonstrated that there is no difference between external hexagon and Morse taper systems, regardless the bone height.

REFERENCES

- [1] Papaspyridakos, P., Mokti, M., Chen, C. J., Benic, G. I., Gallucci, G. O., & Chronopoulos, V. (2014). Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: a systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(5), 705-717.
- [2] Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1(1), 11-25.
- [3] Sadowsky, S. J. (2019). Occlusal overload with dental implants: a review. *International Journal of Implant Dentistry*, 5(1), 1-5.
- [4] Frost, H. M. (1994). Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 64(3), 175-188.
- [5] Mendes Tribst, J. P., de Oliveira Dal Piva, A. M., Borges, A. L. S., Nishioka, R. S., Bottino, M. A., & Anéas Rodrigues, V. (2020). Effect of Framework Type on the Biomechanical Behavior of Provisional Crowns: Strain Gauge and Finite Element Analyses. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 40(1).
- [6] Sego, T. J., Hsu, Y. T., Chu, T. M., & Tovar, A. (2020). Modeling Progressive Damage Accumulation in Bone Remodeling Explains the Thermodynamic Basis of Bone Resorption by Overloading. *Bulletin of Mathematical Biology*, 82(10), 1-23.
- [7] João-Paulo-Mendes Tribst, V. A., Rodrigues, A. M. D. O. D., & Piva, A. L. S. B. (2018). The importance of correct implants positioning and masticatory load direction on a fixed prosthesis. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(1), e81.
- [8] Rodrigues, V. A., Tribst, J. P. M., de Santis, L. R., de Lima, D. R., & Nishioka, R. S. (2017). Influence of angulation and vertical misfit in the evaluation of micro-deformations around implants. *Brazilian Dental Science*, 20(1), 32-39.
- [9] Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., Bottino, M. A., Nishioka, R. S., Borges, A. L. S., & Özcan, M. (2020). Digital Image Correlation and Finite Element Analysis of Bone Strain Generated by Implant-Retained Cantilever Fixed Prosthesis. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 28(1), 10-17.
- [10] de Vasconcellos, L. G. O., Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. M. R., Balducci, I., & Kojima, A. N. (2013). Microstrain Around Dental Implants Supporting Fixed Partial Prostheses Under Axial and Non-Axial Loading Conditions, In Vitro Strain Gauge Analysis. *Journal of Craniofacial Surgery*, 24(6), e546-e551.
- [11] Vasconcellos, L. G. O. D., Nishioka, R. S., Vasconcellos, L. M. R. D., & Nishioka, L. N. B. D. M. (2011). Effect of axial loads on implant-supported partial fixed

prostheses by strain gauge analysis. *Journal of Applied Oral Science*, 19(6), 610-615.

[12] Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. G. O., & de Melo Nishioka, G. N. (2011). Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dentistry*, 20(2), e24-e32.

[13] Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. G. O., & de Melo Nishioka, L. N. B. (2009). External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant Dentistry*, 18(6), 512-520.

[14] Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., Anami, L. C., Borges, A. L. S., & Bottino, M. A. (2019). Influence of implant connection on the stress distribution in restorations performed with hybrid abutments. *Journal of Osseointegration*, 11(3), 507-512.

[15] Chang, M., Chronopoulos, V., & Mattheos, N. (2013). Impact of excessive occlusal load on successfully-osseointegrated dental implants: a literature review. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 4(3), 142-150.

[16] Chang, C. L., Chen, C. S., & Hsu, M. L. (2010). Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(2).

[17] Novaes, A. B., Barros, R. R., Muglia, V. A., & Borges, G. J. (2009). Influence of interimplant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical and radiographic study in dogs. *Journal of Oral Implantology*, 35(1), 18-27.

[18] Datte, C. E., João-Paulo-Mendes Tribst, A. M., de Oliveira Dal Piva, R. S., Nishioka, M. A. B., Evangelhista, A. D. M., & Monteiro, F. M. D. M. (2018). Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(5), e439.

[19] Nishioka, R. S., Nishioka, L. N. B. D. M., Abreu, C. W., Vasconcellos, L. G. O. D., & Balducci, I. (2010). Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implantabutment joints: a strain gauge comparative analysis. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3), 225-230.

[20] Nishioka, R. S., Vasconcellos, L. G. O. D., Jóias, R. P., & Rode, S. D. M. (2015). Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Brazilian Dental Journal*, 26(3), 258-262.

[21] Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., Riquieri, H., Nishioka, R. S., Bottino, M. A., & Rodrigues, V. A. (2019). Monolithic zirconia crown does not increase the peri-implant strain under axial load. *Journal of International Oral Health*, 11(1), 50.

[22] Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., Rodrigues, V. A., Borges, A. L. S., & Nishioka, R. S. (2017). Stress and strain distributions on short implants with two different prosthetic connections—an in vitro and in silico analysis. *Brazilian Dental Science*, 20(3), 101-109.

[23] Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., & Borges, A. L. S. (2016). Biomechanical

tools to study dental implants: a literature review. *Brazilian Dental Science*, 19(4), 5-11.

[24] Wu, A. Y. J., Hsu, J. T., Fuh, L. J., & Huang, H. L. (2020). Effects of Positions and Angulations of Titanium Dental Implants in Biomechanical Performances in the All-on-Four Treatment: 3D Numerical and Strain Gauge Methods. *Metals*, 10(2), 280.

[25] Datte, C. E., Silveira, M. P. M., de Andrade, G. S., Bottino, M. A., Borges, A. L. S., Dal Piva, A. M. O., & Tribst, J. P. M. (2020). *Dental Oral Biology and Craniofacial Research*, 3(4), 1-5.

[26] Bozkaya, D., & Müftü, S. (2005). Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 87-97.

[27] Moraes, S. L. D. D., Verri, F. R., Santiago Júnior, J. F., Almeida, D. A. D. F., Lemos, C. A. A., Gomes, J. M. D. L., & Pellizzer, E. P. (2018). Three-dimensional finite element analysis of varying diameter and connection type in implants with high crown-implant ratio. *Brazilian Dental Journal*, 29(1), 36-42.

[28] Mangano, F., Frezzato, I., Frezzato, A., Veronesi, G., Mortellaro, C., & Mangano, C. (2016). The effect of crown-to-implant ratio on the clinical performance of extra-short locking-taper implants. *Journal of Craniofacial Surgery*, 27(3), 675-681.

[29] García-Braz, S. H., Prados-Privado, M., Silveira Zanatta, L. C., Calvo-Guirado, J. L., Prados-Frutos, J. C., & Gehrke, S. A. (2019). A finite element analysis to compare stress distribution on extra-short implants with two different internal connections. *Journal of Clinical Medicine*, 8(8), 1103.

[30] Tribst, J. P. M., Rodrigues, V. A., Borges, A. L. S., de Lima, D. R., & Nishioka, R. S. (2018). Validation of a simplified implant-retained cantilever fixed prosthesis. *Implant Dentistry*, 27(1), 49-55.

[31] de Villa Camargos, G., Lazari-Carvalho, P. C., Alves, A., Rocha, G. G. D. S., Cury, A. A. D. B., & de Carvalho, M. A. (2020). Influence of abutment diameter for platform switching on the biomechanics of internal and external hexagon posterior implants. *International Journal of Advanced Engineering Research and Science*, 7(12), 304-312.

[32] Ribeiro, L. F., de Carvalho, M. A., Sotto-Maior, B. S., & Cury, A. A. D. B. (2020) Biomechanical Evaluation of Different Implant Positions when Restoring the Maxilla: A Finite Element Analysis. *International Journal of Advanced Engineering Research and Science*, 7(2), 137-143.

[33] Ashrafi, M., Ghalichi, F., Mirzakouchaki, B., Arruga, A., & Doblare, M. (2020). Finite element comparison of the effect of absorbers' design in the surrounding bone of dental implants. *International Journal for Numerical Methods In Biomedical Engineering*, 36(1), e3270.

[34] Merdji, A., Taharou, B., Hillstrom, R., Benaissa, A., Roy, S., Chong, P. L., ... & Bouiadjra, B. A. B. (2020). Finite-Element Study of Biomechanical Explanations for Bone Loss around Dental Implants. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*,

30(1).

[35] Gupta, S., Goyal, P., Jain, A., & Chopra, P. (2020). Effect of peri-implantitis associated horizontal bone loss on stress distribution around dental implants–A 3D finite element analysis. *Materials Today: Proceedings*, 28, 1503-1509.

2.2 Artigo – Datte CE, Datte FB; Borges ALS, Campos JF, LopesGRS, Tribst JPM, Nishioka RS. A influência do material restaurador, altura óssea e sistema de implante na distribuição de tensões de coroas posteriores implantadas/ *The influence of restorative material, bone height and implant system on the stress distribution of implant-supported posterior crowns**

RESUMO

A avaliação do efeito biomecânico de diferentes materiais restauradores, altura óssea e conexão protética ainda não foram avaliados na restauração implantossuportada. A análise de elementos finitos foi aplicada para a simulação numérica da tensão gerada e da micro-distorção em restaurações unitárias implantossuportadas. Dois modelos de implantes (13 x 3,75 mm) contendo hexágono externo ou conexão cone Morse foram simulados. Ambos os abutments receberam diferentes coroas aparafusadas (resina acrílica, cromo-cobalto, metalocerâmica ou cerâmica pura). O tecido do substrato foi simulado em dois níveis utilizando resina de poliuretano (nível ósseo e perda óssea de 5 mm). Uma carga de 300 N foi aplicada na superfície oclusal. Os resultados foram analisados usando o estresse de von-Mises e os critérios de micro deformação. Os resultados mostraram que não há diferença quanto à conexão protética para as tensões e deformações geradas. Os diferentes materiais restauradores também não influenciaram a resposta mecânica óssea. No entanto, a condição de perda óssea aumentou a magnitude do estresse e da deformação para todos os modelos. Em conclusão, considerando apenas o modelo e as condições atuais, o tecido perimplantar não é mecanicamente sensível aos diferentes materiais da coroa ou conexão protética. Conseqüentemente, a perda óssea aumenta a magnitude do estresse e da tensão; portanto, a perda óssea tem um efeito deletério no sistema e deve ser controlada clinicamente.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos. Implantes dentários. Cerâmica. Biomecânica. Estresse.

ABSTRACT

The evaluation of the biomechanical effect of different restorative material, bone height and prosthetic connection have not been evaluated yet in the implant-supported restoration. The finite elements analysis was applied for the numerical simulation of the generated stress and the microstrain in unitary implant-supported restoration. Two implant models (13 x 3.75 mm) containing external hexagon or Morse-taper connection were simulated. Both abutments received different screw-retained crowns (acrylic resin, cobalt-chrome, metal-ceramic or all-ceramic). The substrate tissue was simulated in two levels using polyurethane resin (bone level and 5 mm bone loss). A load of 300 N was applied on the occlusal surface. Results were analyzed using von-Mises stress and microstrain criteria. Results showed that there is no difference

regarding the prosthetic connection for the generated stress and strain. The different restorative materials also did not influenced the bone mechanical response. However, bone loss condition increased the stress and strain magnitude for all models. In conclusion, considering only the present model and conditions, the peri- implant tissue is not mechanically sensitive to different crown materials or prosthetic connection. Whereas, the bone loss increases the stress and strain magnitude; therefore, bone loss has a deleterious effect on the system and should be clinically controlled.

Keywords: Finite element analysis. Dental implants. Ceramic. Biomechanics. Stress.

INTRODUCTION

Despite dental implants have high success rate, failures can occur that could compromise the implant osseointegration, especially in unitary implant supported restorations with overload condition (Albrektsson et al., 1986; Frost et al., 2004, Tribst et al., al 2017, Datte et al., 2018). In addition to the occlusal overload, the restorative material play an important role on the treatment longevity (Alkan et al., 2004). A systematic review (Pjetursson et al., 2007; Jung et al., 2008) reported a failure rate of 6.7% after 5 years for all-ceramic crowns. For these restorations, the most common type of failure was the veneering ceramic chipping, which occurred in 4.5% of the crowns. When used for posterior teeth, the 5-year survival rate for polycrystalline ceramics crowns (94.8%) and reinforced glass-ceramic crowns (93.7%) were similar to metal-ceramic crowns.

Over the last decade, the digital workflow for prosthesis manufacturing has been increasingly encouraged (Lopes et al., 2019; Datte et al., 2020), allowing the manufacturing of implant-supported restorations using different CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) materials. A previous study reported that milled cobalt-chrome alloy crowns exhibited superior retention in comparison to temporary acrylic resin, titanium and polycrystalline crowns (Lopes et al., 2019). However, the authors did not investigated the biomechanical response of the crowns. In addition, the authors affirmed that, due to the variety of available luting agents, crown materials, abutment designs, and milling parameters, continued effort is needed to study implant-supported restorations.

Chose the restorative material is an important decision that can modify how the chewing forces will be dissipated by the implant/bone tissue; and therefore, it can compromise the treatment longevity when it is not properly planed. In addition, it has been reported that different mechanical behavior and failure mode can occur when using monolithic and bilayer prosthetic crowns (Archangelo et al. 2019a; 2019b). Although, the influence of different restorative materials on the peri-implant tissue microstrain is controversial in the literature. And, the association of restorative material and bone height effect on the dental implants biomechanics has not been evaluated yet.

A previous literature review (Poggio et al., 2017) concluded that there is insufficient evidence to support the effectiveness of metal-free restorations for the prosthodontic treatment instead metal-ceramic restorations.

Other factors that can vary in the dental practice are the prosthetic connection and the peri-implant tissue level. An in silico and in vitro study evaluating the peri-implant microstrain, showed that there is no difference between dental implants with external hexagon or Morse-taper prosthetic connection, regardless the bone level (Datte et al., 2021). It has been reported that conical prosthetic connections can prevent the bone crest resorption (Norton 2006); which may result in a better prognosis compared to the external hexagon connection in some cases (Vinhas et al., 2011). However, similar to the effect of crown materials, the mechanical benefit of different prosthetic connections in terms of bone strain is a controversial topic in the literature. Many studies show differences between implant systems mechanical response due to the prosthetic connection, while other investigations show no difference between them (Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2011; Tribst et al., 2019a; Borges et al., 2020).

To analyze the dental implants mechanical response, the finite element method is widely applied in dentistry (Tribst et al 2016, Rodrigues et al., 2017; Datte et al., 2018). This numerical method consists on simulations of boundary conditions (chewing loads and constrains) of representative models with known mechanical properties of an oral condition (Trivedi 2014), offering predictability of events for further in vivo or in vitro studies. Therefore, the aim of this study was to investigate the biomechanical effect of crown material, bone height and prosthetic connection combination on a posterior unitary implant-supported restoration, using the finite element analysis.

MATERIALS AND METHODS

In the present study, a validated model was used (Datte et al., 2021). For that, two different prosthetic regular implant connection models were exported to the computer aided design software (CAD Rhinoceros version 4.0 SR8, McNeel North

America, Seattle, WA, USA): a Morse-taper and an external hexagon (Titaoss® TM cortical Intraoss®, SP, Brazil); both models were created according to the dimensions offered by the manufacturer (3.75 x 13 mm). Next, the Morse-taper model received an anatomic prosthetic solid abutment while the external hexagon received an UCLA abutment. Both abutments received screw-retained crowns. The implant was inserted at the center of a three-dimensional substrate model (40 x 40 x 20 mm). And, an anatomic first upper molar was modeled, duplicated and positioned on each abutment (Fig. 1).

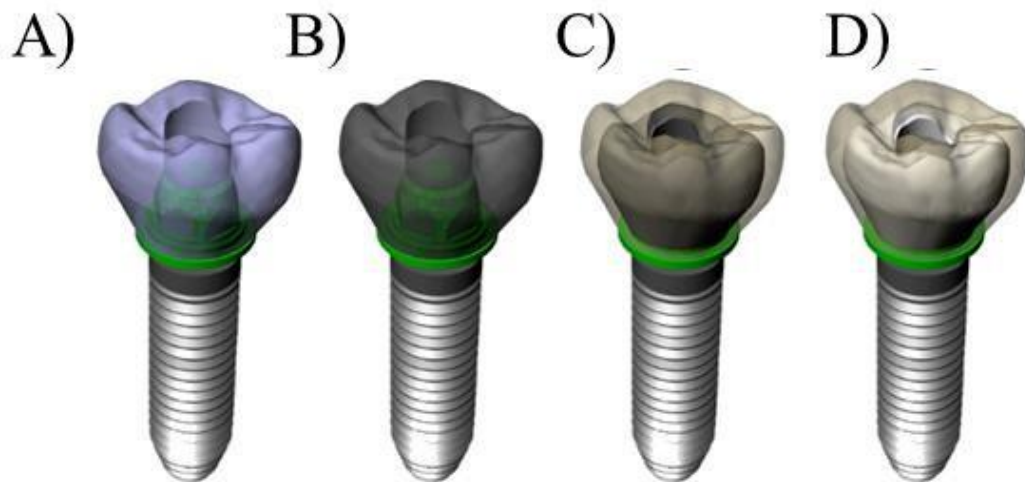


Figure 1. Three-dimensional models according to different crown materials. A) Acrylic resin. B) Cobalt-chrome. C) Metal-ceramic and D) All-ceramic crown.

To simulate the bone tissue, the polyurethane resin block was used. In addition, 5 mm of bone loss has been simulated in half of the models totaling 4 clinical situations (2 implant systems x 2 bone height levels). The mechanical properties of each simulated material were summarized in table 1. The materials were assumed as isotropic, linear, elastic and homogeneous.

Table 1: Mechanical properties of materials

Material	Elastic modulus (GPa)	Poisson ratio	Reference
Titanium	110	0.33	Çağlar et al., 2011
Polyurethane resin	3.6	0.30	Souza et al., 2015
Acrylic resin	2.7	0.30	Nagai et al., 2001
Cobalt-chrome alloy	220	0.30	Kayabaşı et al., 2006
Veneering porcelain	69	0.26	Zhang et al., 2016
Zirconia	218	0.30	Çağlar et al., 2011

After the modelling process, the solid volumetric three-dimensional models were exported to the analysis software (ANSYS 17.0, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) in STEP format. And, the contacts were considered bonded between all bodies. The bottom surface of the polyurethane block has been fixed and an axial load (300 N) was applied in the center of the crown (Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2015; Tribst et al., 2018a). Tetrahedral elements (Fig. 2) formed the mesh (754.936 nodes with 440.893 elements) and the results were obtained in von-Mises stress for implants and microstrain for peri-implant tissue.

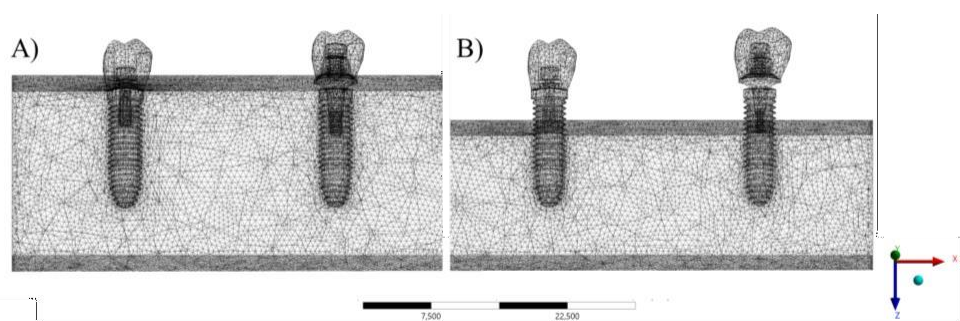


Figure 2. Meshing subdivision performed for the finite element analysis according to the bone level. A) Without bone loss and B) 5 mm of bone loss for both implant systems.

RESULTS

Table 2 summarizes the group's distribution and stress peak values.

Table 2. Group's distribution, stress peaks and strain peaks according to the crown material, prosthetic connection and bone height.

Model	Crown material	Prosthetic connection	Bone height	Stress peak (MPa)	Strain peak	
<i>EH.0.AC</i>	<i>All-ceramic</i>	<i>External Hexagon</i>	<i>Bone level</i>	109	144	
<i>MT.0.AC</i>				<i>Morse taper</i>	108	145
<i>EH.05.AC</i>		<i>External Hexagon</i>	<i>5.0 mm bone loss</i>	172	360	
<i>MT.05.AC</i>				<i>Morse taper</i>	169	361
<i>EH.0.MC</i>				<i>Metal-ceramic</i>	<i>External Hexagon</i>	<i>Bone level</i>
<i>MT.0.MC</i>	<i>Morse taper</i>	113	143			
<i>EH.05.MC</i>	<i>External Hexagon</i>	<i>5.0 mm bone loss</i>	174		362	
<i>MT.05.MC</i>			<i>Morse taper</i>		172	360
<i>EH.0.M</i>			<i>Metal alloy (Cobalt-crome)</i>		<i>External Hexagon</i>	<i>Bone level</i>
<i>MT.0.M</i>	<i>Morse taper</i>	114		145		
<i>EH.05.M</i>	<i>External Hexagon</i>	<i>5.0 mm bone loss</i>		175	360	
<i>MT.05.M</i>				<i>Morse taper</i>	172	361
<i>EH.0.AR</i>				<i>Acrylic resin</i>	<i>External Hexagon</i>	<i>Bone level</i>
<i>MT.0.AR</i>	<i>Morse taper</i>	119	144			
<i>EH.05.AR</i>	<i>External Hexagon</i>	<i>5.0 mm bone loss</i>	178		362	
<i>MT.05.AR</i>			<i>Morse taper</i>		179	360

According to the finite element analysis it was possible to observe a similar stress trend for all models (Fig. 3). For the Von-Mises stress in each model, the qualitative comparison showed a higher stress concentration in the models with bone loss in comparison with bone level situation. Regarding the different implant connections, it is not possible to observe visible differences in the stress concentration in the titanium threads comparing models with the same peri-implant tissue level. In addition, all models showed more prone to failure as the bone level reduces. For the implant thread, the restorative materials showed no influence in the stress concentration during the chewing load incidence. However, the prosthetic platform stress concentration was affected by the restorative material. The lower the restorative material elastic modulus the higher the stress concentration in the platform, with a more visible effect for the external hexagon models in comparison with the Morse-taper one.

For the bone mechanical behavior, two different regions were observed with colorimetric maps (Figs. 4 and 5): the cervical region in figure 4 and the apical region, using the sectioned plane in figure 5. The highest magnitude of strain occurred in the cervical region regardless the prosthetic connection, bone height and restorative material. The restorative material and prosthetic connection were not able to modify the bone mechanical response in comparison to the bone height. There is a very similar strain pattern between Morse-taper and external hexagon implants with no difference in terms of strain peaks between both systems. Regardless the simulated clinical protocol, when a bone loss was considered, there was an increase in the stress and strain magnitudes.

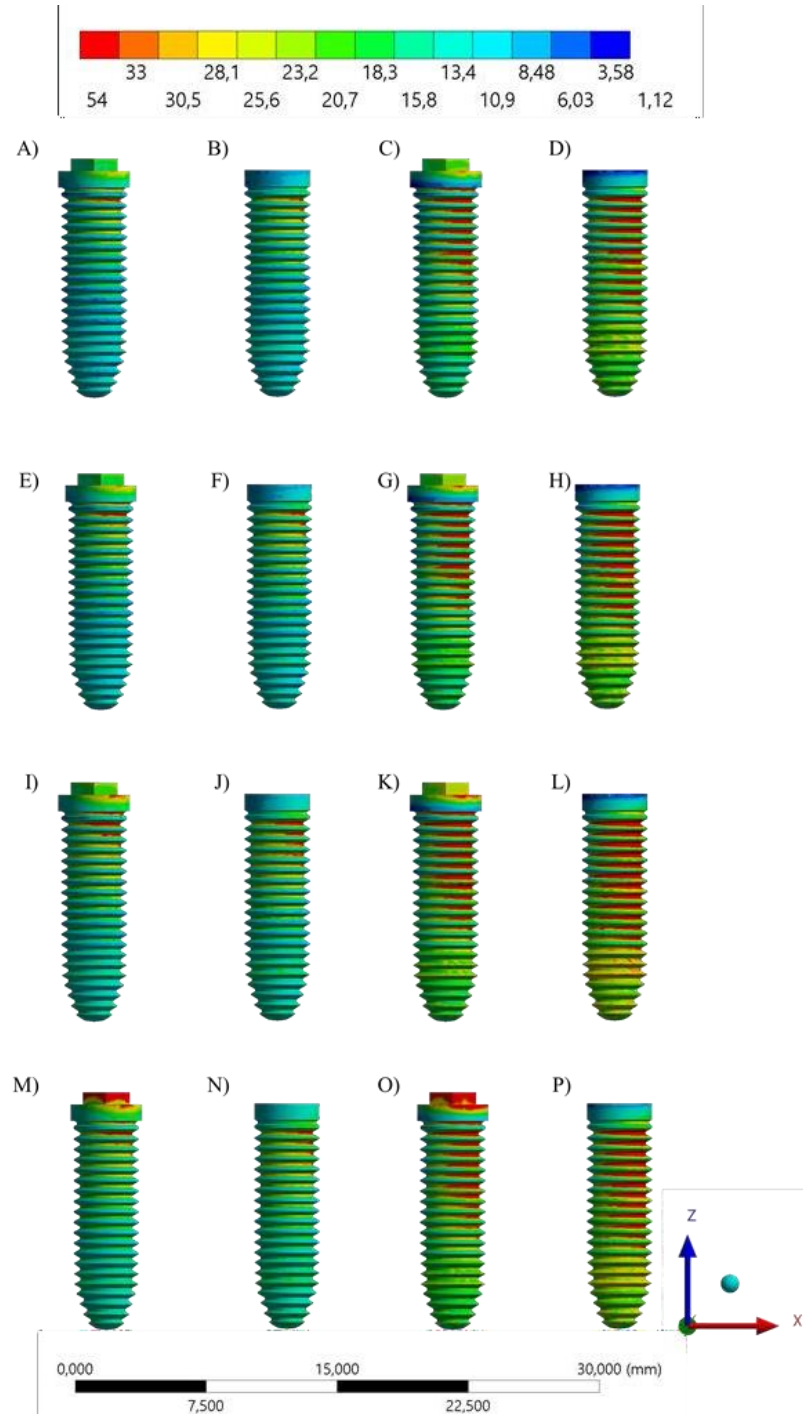


Figure 3. Von-Mises stress maps according to each simulated model. In the first row, A) EH.0.AC, B) MT.0.AC, C) EH.05.AC, D) MT.05.AC, E) EH.0.MC, F) MT.0.MC, G) EH.05.MC, H) MT.05.MC, I) EH.0.M, J) MT.0.M, K) EH.05.M, L) MT.05.M, M) EH.0.AR, N) MT.0.AR, O) EH.05.AR and P) MT.05.AR

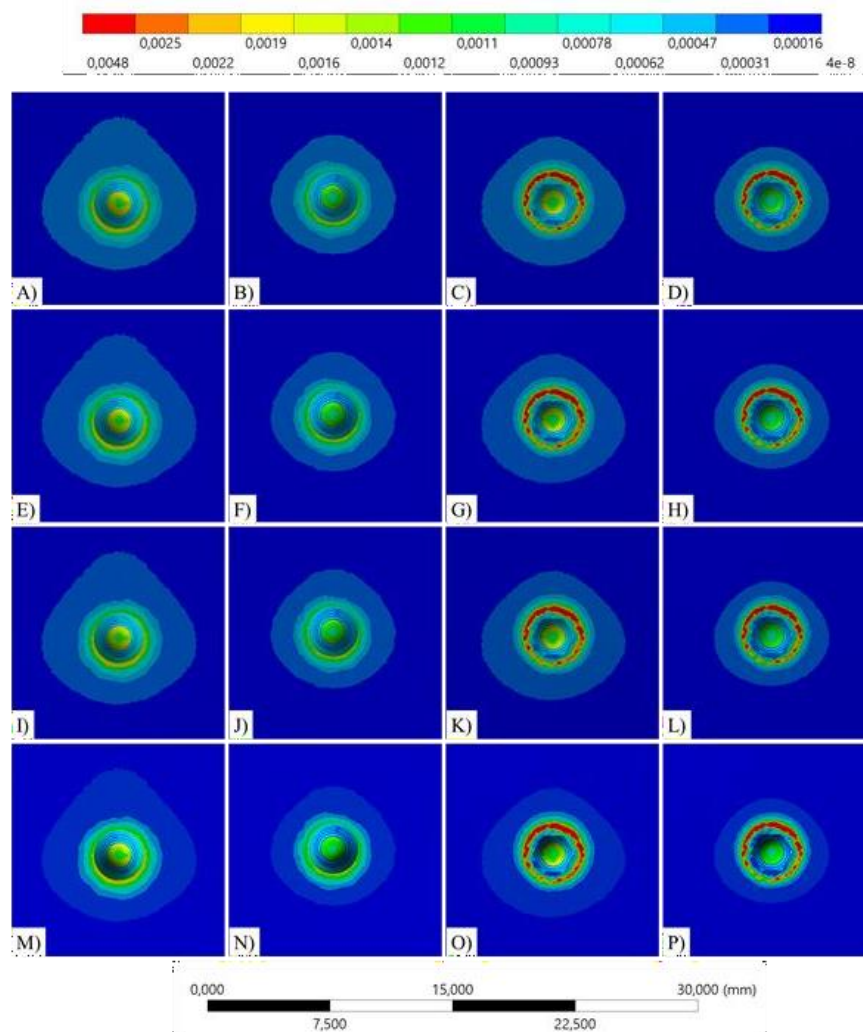


Figure 5.

Microstrain maps (section plane view) according to each simulated model. In the first row, A) EH.0.AC, B) MT.0.AC, C) EH.05.AC, D) MT.05.AC, E) EH.0.MC, F) MT.0.MC, G) EH.05.MC, H) MT.05.MC, I) EH.0.M, J) MT.0.M, K) EH.05.M, L) MT.05.M, M) EH.0.AR, N) MT.0.AR, O) EH.05.AR and P) MT.05.AR

DISCUSSION

The aim of this study was to investigate the biomechanical effect of crown material, bone height and prosthetic connection combination on a posterior unitary implant-supported restoration, using the finite element analysis.

Results showed that crowns in different materials are not able to generate different stresses and microstrains in the implant and in the peri-implant, corroborating

with previous studies (Datte et al., 2018; Hamza et al., 2019; Tribst et al., 2019b; Mendes Tribst et al., 2020). In addition, the prosthetic connection also did not modify the bone mechanical response as demonstrated by previous in vitro and in silico reports (Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2011; Tribst et al., 2019a). The only factor simulated in this study able to negatively affect the microstrain values was the bone height. Since, the magnitude of the peri-implant strain and implant stress were higher when the bone loss was considered. This information is also in agreement with previous investigations that evaluated the peri-implant bone loss effect in the mechanical response (Bozkaya et al., 2004; Tsouknidas et al., 2015).

The effect of different types of frameworks on the survival probability of crowns in acrylic resin has been evaluated (Rodrigues et. al, (2020). The authors showed that the crowns with a framework with low elastic modulus had reduced fatigue resistance compared to a crown with a rigid framework. The present study complement this finding, showing that the all-ceramic crown (with a more rigid framework in zirconia) presents similar mechanical behavior in comparison to a bilayer crown with a less rigid framework (metal-ceramic), when evaluating the bone tissue behavior.

A previous study using finite element analysis, investigated five different restorative materials for an implant-supported crown (Kaleli et. al, 2018). The crown elastic modulus ranged from 3.5 to 210 GPa in different CAD/CAM materials. The authors revealed that all restorative materials and abutment materials had similar biomechanical behavior in terms of stress distribution in the implants and in the peri-implant bone (Kaleli et. al, 2018). The authors justify this behavior because the energy transferred to the implant/bone interface first passes through the abutment/implant interface; however, the amount of energy in the implant and in the bone is still the same (Kaleli et. al, 2018). The present study corroborates with this explanation, showing that despite the difference in the elastic modulus and composition of the restorative materials, the stress and strain peaks were not quite different.

A previous study evaluated implant-supported crowns in gold, lithium disilicate and zirconia using FEA (El-Anwar et al., 2014). Opposite to the results of the present study, the authors concluded that crown material with low elastic modulus reduces the stresses generated on the jaw bone. However, the qualitative or quantitative results for the bone were not reported in the manuscript, except to zirconia crown (El-Anwar et al., 2015). Therefore, the comparison with the present results are not directly possible.

Another investigation using the same zirconia crown model reported better load distribution in comparison with lithium disilicate (El-Anwar 2015). However, the authors also reported in both studies that all tested materials are safe to the patients. Thus, the present study corroborates with both previous studies findings, showing that all evaluated materials can be considered as safe options to the bone tissue.

Other study used the digital image correlation method to study the strain behavior of different crown materials (Tanasić et al., 2019). The authors found that zirconia had the maximum strain (nearby 383 microstrain), which presented a magnitude value near the calculated in the present study for the bone loss model.

Using in vitro fracture load test and finite element method, a previous report concluded that monolithic restorations reduced the stress concentration in the implant and in the bone (Yeğin & Atala, 2020). However, the reported difference was only 0.291 MPa for the implants and 0.336 MPa for the bone. In the present study, these values were not considered different since they are below 10% of the total amount of stress magnitude.

In agreement with the present study, a previous investigation concluded that bone tissue was insensitive to crown and cement materials (Hamza et al., 2019). Therefore, the success rate for different crown materials reported in literature can be explained by the absence of deleterious effect in bone tissue (Larsson 2014; Spitznagel 2018).

The Wolff's law relates to the response of bone to mechanical stimulation and states that bony adaptation will occur in response to a repeated load via sophisticated mechanotransduction mechanisms (Frost 1994, Frost 2004). This theory allows the assumption that values above 3,000 microstrains would represent the onset of bone resorption generated by overload (Vasconcellos et al., 2011; Tribst et al., 2018). However none of the evaluated simulations demonstrated microstrain magnitude that can suggest an unwanted bone remodeling. This behavior was also demonstrated in previous studies that have evaluated different implant-supported restorations parameters.

Regarding the bone loss, the present study simulated 5 mm of bone loss in half of the models. Considering an annual bone resorption of 0.2 mm, 10 years of uncontrolled bone loss will occurs (Jemt & Book 1996). A previous study indicated that bone loss occurs in the neck of the implant, because the stress concentration in the

crestal bone is higher in this region; which increases the bone remodeling (Merdji et al., 2020, Bing et al., 2020). Despite the deleterious effect of bone loss in modify the mechanical response of the peri-implant tissue, the use of different restorative materials seems not to be an option to reduce it, since there is no difference between the evaluated materials with and without bone loss.

This current finite element analysis study also corroborates the study in which bone loss influenced stress and strain in bone tissue, implants and prosthetic components. Biomechanical behavior worsened with increased bone loss (Lemos et al., 2020).

As study limitations, it is important to note that the patients who have parafunctions can present a different mechanical response with higher occlusal loads and non-axial loading incidence (de Vasconcellos et al., 2013; Tribst et al., 2020). In addition, all the interfaces between the different geometries were assumed to be fully bonded in the models and the crowns present a perfect interface, which does not occurs in vitro (Nishioka et al., 2010). Until now the restorative material selection should be performed by the clinicians focusing in different aspects of the treatment longevity, e.g. the wear rate, abrasion to the antagonist tooth, esthetics mismatch and stress in the crown itself instead the bone and implant mechanical response.

CONCLUSION

Within the limitations of this study, the following conclusion can be drawn:

The peri-implant tissue is not mechanically sensitive to different crown materials or prosthetic connection. Whereas, the bone loss increases the stress and strain magnitude; therefore, bone loss has a deleterious effect on the system and should be clinically controlled.

REFERENCES

- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1(1), 11-25.
- Alkan, I., Sertgöz, A., & Ekici, B. (2004). Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(4), 319-325.
- Archangelo, K. C., Penteado, M. M., Dal Piva, A. M. D. O., Nogueira, A. S., Tribst, J. P. M., & Borges, A. L. S. (2019). Stress distribution and failure load of multilayer and monolayer glass ceramic. *Brazilian Dental Science*, 22(1), 17-22.a
- Archangelo, K. C., Guilardi, L. F., Campanelli, D., Valandro, L. F., & Borges, A. L. S. (2019). Fatigue failure load and finite element analysis of multilayer ceramic restorations. *Dental Materials*, 35(1), 64-73.b
- Bing, L., Mito, T., Yoda, N., Sato, E., Shigemitsu, R., Han, J. M., & Sasaki, K. (2020). Effect of peri-implant bone resorption on mechanical stress in the implant body: In vivo measured load-based finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*, 47(12), 1566-1573.
- Borges, G. A., Presotto, A. G. C., Caldas, R. A., Pisani, M. X., & Mesquita, M. F. (2020). Is one dental mini-implant biomechanically appropriate for the retention of a mandibular overdenture? A comparison with Morse taper and external hexagon platforms. *The Journal of prosthetic dentistry*.
- Bozkaya, D., Muftu, S., & Muftu, A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(6), 523-530.
- Çağlar, A., Turhan Bal, B., Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H., & Sarısoy, Ş. (2011). Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(5).
- Datte, C. E., João-Paulo-Mendes Tribst, A. M., de Oliveira Dal Piva, R. S., Nishioka, M. A. B., Evangelhista, A. D. M., & Monteiro, F. M. D. M. (2018). Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 10(5), e439.
- Datte, C. E., Silveira, M. P. M., de Andrade, G. S., Bottino, M. A., Borges, A. L. S., Dal Piva, A. M. O., & Tribst, J. P. M. (2020). *Dental Oral Biology and Craniofacial Research*, 3(4), 1-5.
- Datte et al., 2021 de Vasconcellos, L. G. O., Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. M. R., Balducci, I., & Kojima, A. N. (2013). Microstrain around dental implants supporting fixed

partial prostheses under axial and non-axial loading conditions, in vitro strain gauge analysis. *Journal of Craniofacial Surgery*, 24(6), e546-e551.

El-Anwar, M. I., El-Mofty, M. S., Awad, A. H., El-Sheikh, S. A., & El-Zawahry, M. M. (2014). The effect of using different crown and implant materials on bone stress distribution: a finite element study. *Egyptian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 5(2), 58-64.

El-Anwar, M. I., Al-Azrag, K. E., Ghazy, M. H., & Dawood, L. E. (2015). Influence of implant-abutment angulations and crown material on stress distribution on central incisor: a 3D FEA. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 14(4), 323-329.

Frost, H. M. (1994). Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 64(3), 175-188.

Frost, H. M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 74(1), 3-15.

Hamza, G. E., El-Zawahry, M. M., & El-Anwar, M. I. (2019) 3D Finite Element Study on Crown and Cement Materials Combination Effect on Implant-Bone Interface Stress Distribution. *Current Science International*, 8(3), 540-548.

Jemt, T., & Book, K. (1996). Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(5).

Jung, R. E., Pjetursson, B. E., Glauser, R., Zembic, A., Zwahlen, M., & Lang, N. P. (2008). A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clinical oral implants research*, 19(2), 119-130.

Kaleli, N., Sarac, D., Külünk, S., & Öztürk, Ö. (2018). Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(3), 437-445.

Kayabaşı, O., Yüzbasioğlu, E., & Erzincanlı, F. (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in engineering software*, 37(10), 649-658.

Larsson, C., & Wennerberg, A. (2014). The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 27(1).

Lemos, C. A. A., Verri, F. R., Noritomi, P. Y., Kemmoku, D. T., de Souza Batista, V. E., Cruz, R. S., ... & Pellizzer, E. P. (2021). Effect of bone quality and bone loss level around internal and external connection implants: A finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(1), 137-e1.

Lopes, A. C. D. O., Machado, C. M., Bonjardim, L. R., Bergamo, E. T. P., Ramalho, I. S., Witek, L., ... & Bonfante, E. A. (2019). The effect of CAD/CAM crown material and cement type on retention to implant abutments. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e552-e556. Assessment of stress distribution around implant fixture with three different crown materials

Mendes Tribst, J. P., de Oliveira Dal Piva, A. M., Borges, A. L. S., Nishioka, R. S., Bottino, M. A., & Anéas Rodrigues, V. (2020). Effect of Framework Type on the Biomechanical Behavior of Provisional Crowns: Strain Gauge and Finite Element Analyses. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 40(1).

Merdji, A., Taharou, B., Hillstrom, R., Benaissa, A., Roy, S., Chong, P. L., Mukdadi, O., Della, N., & Bouiadjra, B. A. B. (2020). Finite-Element Study of Biomechanical Explanations for Bone Loss around Dental Implants. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 30(1).

Nagai, E., Otani, K., Satoh, Y., & Suzuki, S. (2001). Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(5), 496-500.

Norton, M. R. (2006). Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(5).

Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. G. O., & de Melo Nishioka, L. N. B. (2009). External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant dentistry*, 18(6), 512-520.

Nishioka, R. S., Nishioka, L. N. B. D. M., Abreu, C. W., Vasconcellos, L. G. O. D., & Balducci, I. (2010). Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implantabutment joints: a strain gauge comparative analysis. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3), 225-230.

Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. G. O., & de Melo Nishioka, G. N. (2011). Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant dentistry*, 20(2), e24-e32.

Nishioka, R. S., Vasconcellos, L. G. O. D., Jóias, R. P., & Rode, S. D. M. (2015). Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Brazilian dental journal*, 26(3), 258-262.

Poggio, C. E., Ercoli, C., Rispoli, L., Maiorana, C., & Esposito, M. (2017). Metal-free materials for fixed prosthodontic restorations. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (12).

Pjetursson, B. E. (2008). Implant supported dentures and masticatory performance. *Evidence-based dentistry*, 9(1), 22-22.

Rodrigues, V. A., Tribst, J. P. M., de Santis, L. R., de Lima, D. R., & Nishioka, R. S. (2017). Influence of angulation and vertical misfit in the evaluation of micro-deformations around implants. *Brazilian Dental Science*, 20(1), 32-39.

Rodrigues, V. A. (2020). Effect of framework type on survival probability of implant-supported temporary crowns: An in vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 12(5), e433.

Souza, A. C. O., Xavier, T. A., Platt, J. A., & Borges, A. L. S. (2015). Effect of base and

inlay restorative material on the stress distribution and fracture resistance of weakened premolars. Operative dentistry, 40(4), E158-E166.

Spitznagel, F. A., Scholz, K. J., Strub, J. R., Vach, K., & Gierthmuehlen, P. C. (2018). Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations: 3-year results of a prospective clinical study over 5 years. Clinical oral investigations, 22(5), 1973-1983.

Tanasić, I., Mitrović, A., Mitrović, N., Šarac, D., Tihaček-Šojić, L., Milić-Lemić, A., & Milošević, M. (2019). Analyzing strain in samples with all-ceramic systems using the digital image correlation technique. Srpski arhiv za celokupno lekarstvo, 147(9-10), 528-533.

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., & Borges, A. L. S. (2016). Biomechanical tools to study dental implants: a literature review. Brazilian Dental Science, 19(4), 5-11.

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., Rodrigues, V. A., Borges, A. L. S., & Nishioka, R. S. (2017). Stress and strain distributions on short implants with two different prosthetic connections—an in vitro and in silico analysis. Brazilian Dental Science, 20(3), 101-109.

Tribst, J. P. M., Rodrigues, Dal Piva, A. M. D. O., Borges, A.L.S & Nishioka, R. S. (2018). The importance of correct implants positioning and masticatory load direction on a fixed prosthesis. Journal of clinical and experimental dentistry, 10(1), e81.a

Tribst, J. P. M., Rodrigues, V. A., Borges, A. L. S., de Lima, D. R., & Nishioka, R. S. (2018). Validation of a simplified implant-retained cantilever fixed prosthesis. Implant dentistry, 27(1), 49-55.b

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., Anami, L. C., Borges, A. L. S., & Bottino, M. A. (2019). Influence of implant connection on the stress distribution in restorations performed with hybrid abutments. Journal of Osseointegration, 11(3), 507-512.a

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., Riquieri, H., Nishioka, R. S., Bottino, M. A., & Rodrigues, V. A. (2019). Monolithic zirconia crown does not increase the peri-implant strain under axial load. Journal of International Oral Health, 11(1), 50.b

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., Bottino, M. A., Nishioka, R. S., Borges, A. L. S., & Özcan, M. (2020). Digital Image Correlation and Finite Element Analysis of Bone Strain Generated by Implant-Retained Cantilever Fixed Prosthesis. The European journal of prosthodontics and restorative dentistry, 28(1), 10-17.

Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. Journal of oral biology and craniofacial research, 4(3), 200-203.

Tsouknidas, A., Lympoudi, E., Michalakis, K., Giannopoulos, D., Michailidis, N., Pissiotis, A., & Kugiumtzis, D. (2015). Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal-and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 30(3).

Vasconcellos, L. G. O. D., Nishioka, R. S., Vasconcellos, L. M. R. D., & Nishioka, L. N. B. D. M. (2011). Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *Journal of Applied Oral Science*, 19(6), 610-615.

Vinhas, A. S., Aroso, C., Salazar, F., López-Jarana, P., Ríos-Santos, J. V., & Herrero-Climent, M. (2020). Review of the Mechanical Behavior of Different Implant–Abutment Connections. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(22), 8685.

Yeğın, E., & Atala, M. H. (2020). Comparison of CAD/CAM manufactured implant-supported crowns with different analyses. *International Journal of Implant Dentistry*, 6(1), 1-11.

Zhang, Z., Chen, J., Li, E., Li, W., Swain, M., & Li, Q. (2016). Topological design of all-ceramic dental bridges for enhancing fracture resistance. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 32(6), e02749.

2.3 Artigo – Datte CE, Datte FB, Rodrigues VA, Borges ALS, Campos JF, Nishioka RS. Efeito Biomecânico de Dois Sistemas de Implante com Diferentes Alturas Ósseas Sob Condições de Carregamento Axial e Não-Axial / *Biomechanics effect of Two Implant System with Different Bone Height under Axial and Non-Axial Loading Conditions* *

RESUMO

O objetivo deste presente estudo *in silico* foi avaliar a influência das cargas axiais e não axiais em implantes unitários, com hexágono externo ou conexão cone-Morse em dois níveis ósseos distintos, utilizando análise por elementos finitos. Dois modelos de implantes com o mesmo comprimento (13 x 3,75 mm) foram analisados de acordo com a conexão protética (hexágono externo ou cone-Morse) e a altura do osso (nível ósseo ou 5 mm de perda óssea). Ambos os sistemas de implantes receberam coroas metálicas aparafusadas em cromo-cobalto. O tecido peri-implantar foi simulado como um material isotrópico (resina de poliuretano). O bloco de poliuretano foi fixado e uma carga de 300 N foi aplicada na superfície oclusal em duas direções diferentes (Axial ou Não-axial) para cada modelo de implante e condição óssea. Os resultados foram analisados em termos de tensão de von-Mises e microdeformação óssea. Os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos, lineares e elásticos. Os resultados mostraram que não há diferença quanto à conexão protética para as tensões e deformações geradas sob a mesma incidência de carga. No entanto, a perda óssea e as cargas não axiais aumentaram a magnitude da tensão e da deformação, independentemente das conexões protéticas. Concluindo, a incidência de carga é mais propensa a modificar a tensão do implante e a microdeformação óssea do que a conexão protética. Além disso, quanto maior a perda óssea, maior a magnitude da tensão e da deformação geradas, independentemente da condição de carregamento.

Palavras-chave: Análise por elementos finitos. Implantes dentários. Peri-implantite. Tensão.

ABSTRACT

The objective of this current in silico study was to evaluate the influence of axial and non-axial loads on unitary implant-supported implants, with external hexagon or Morse-taper connection in two different bone level, using finite element analysis. Two implant models with the same length (13 x 3.75 mm) were analyzed according to the prosthetic connection (external hexagon or morse Taper) and bone height (bone level or 5 mm of bone loss). Both implant systems received screw-retained metallic crowns in chromium-cobalt. The peri-implant tissue was simulated as an isotropic material

(polyurethane resin). The polyurethane block has been fixed and a load of 300 N was applied on the occlusal surface in two different directions (Axial or Non-axial) for each implant model and bone condition. The results were analyzed in terms of von-Mises stress and bone microstrain. The materials were considered isotropic, homogeneous, linear and elastic. The results showed that there is no difference regarding the prosthetic connection for the generated stress and strain under the same load incidence. However, bone loss and non-axial loadings increased the stress and strain magnitude regardless the prosthetic connections. In conclusion, the load incidence is more prone to modify the implant stress and bone microstrain than the prosthetic connection. In addition, the higher the bone loss the higher the stress and strain magnitude generated, regardless the loading condition.

Keywords: Finite element analysis. Dental implants. Peri-implantitis. Stress.

INTRODUCTION

During the treatment of partially edentulous patients, especially in the posterior regions, some limitations can be found, such as reduce bone quality, bone volume as well as the presence of the maxillary sinus or mandibular nerve (Albrektsson et al., 1986; Ota-Tsuzuki et al., 2011; de Carvalho Moreira et al., 2019). In addition, occlusal loads applied to the implant-prosthesis-bone complex can be affected by several factors, such as the number and position of implants, occlusal contacts, and load direction (Nishioka et al., 2009a; Nishioka et al., 2011; Satnos et al., 2012; Tribst et al., 2018a). These factors should be considered part of the treatment plan and sometimes are part of the professional's control (de Vasconcellos et al., 2013).

Regardless the clinical success of implant-supported restorations, it should be proposed a safe and effective treatment to reduce the potential risk for occlusal overload during the chewing function. Depending on the occlusal contact, 2 types of loads can be generated: axial and non-axial with a bending moment (de Vasconcellos et al., 2013; Vasconcellos et al., 2011). The axial load is more present and favorable to the implant and bone, whereas the non-axial load promotes high stress and strain in the implant as well as in the bone (Tribst et al., 2018b).

According to bone response, the levels of stress and strain induced in the bone may determine resorption or not of the peri-implant bone tissue (Frost 1994; Souza et al., 2013; Nishioka et al., 2016; Datte et al., 2018). However, sometimes biological

factors e.g. response to peri-implantitis can generate bone loss around the osseointegrated implants (Tercanli Alkis & Turker, 2019). In this sense, the effect of axial and non-axial loads in implant supported restorations with bone loss has not been investigated yet in literature.

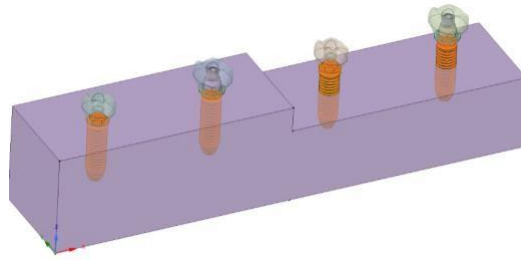
Another factor that can be controlled by the dentist during the treatment plan is the selection of the most appropriate implant system (de Vasconcellos et al., 2015; Tribst et al., 2017a; Tribst et al., 2019a). There are several types of implants system available that can be used for the same clinical situation (Nishioka et al., 2009b; Nishioka et al, 2011; Nishioka et al., 2016). However, the use of morse-taper or external hexagon prosthetic connections are usually the most common options. The literature is controversial in terms of mechanical differences of both connections to the bone tissue microstrain (Nishioka et al, 2011; Tribst et al., 2019a), and therefore its association with different bone height and loadings can contribute to the scientific literature and assist the dentist in select the most promising system.

The objective of this current *in silico* study was to evaluate the influence of axial and non-axial loads on unitary implant-supported implants, with external hexagon or Morse-taper connection in bone level or with bone loss of 5 mm, using finite element analysis.

METHODOLOGY

Two different implant connection models were simulated in the present study: a regular morse taper and an external hexagon (Titaoss® TM cortical Intraoss®, SP, Brazil); both created according to the manufacturer's dimensions (3.75 x 13 mm) using CAD (Computer Aided Design) software (Version 4.0 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, USA). Next, the morse taper model received an anatomic prosthetic solid abutment (0.8 mm) and the external hexagon received an UCLA abutment (4.1 mm). Both abutments indicated for screw-retained fixed prosthesis. The implant was inserted at the center of a three-dimensional bone model (40 x 40 x 20 mm) with 3 mm of exposed threads. An anatomic first upper molar was modeled, duplicated and positioned on each abutment (Figure 1).

Figure 1. Three-dimensional model used in the present study.



Source: Datte et al., 2021

To simulate an isotropic substrate, a polyurethane resin block was used to receive the implants. In addition, 5 mm of bone loss has been simulated in half of the models totaling 4 clinical situations (2 implant systems x 2 bone height levels). The mechanical properties of polyurethane and the simulated materials were summarized in table 1.

Table 2. Models distribution according to the different parameters

Material	Elastic modulus	Poisson Ratio	Reference
Titanium	110	0.30	Schwitalla et al., 2015
Polyurethane	3.6	0.30	Firmino et al., 2020
Co-Cr	220	0.30	Kayabaşı et al., 2006

The materials were assumed as isotropic, linear, elastic and homogeneous. After the modelling process, the solid volumetric three-dimensional models were exported to the analysis software (ANSYS 17.0, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) in STEP format. The contacts were considered bonded between all bodies. The models distribution are summarized in table 2.

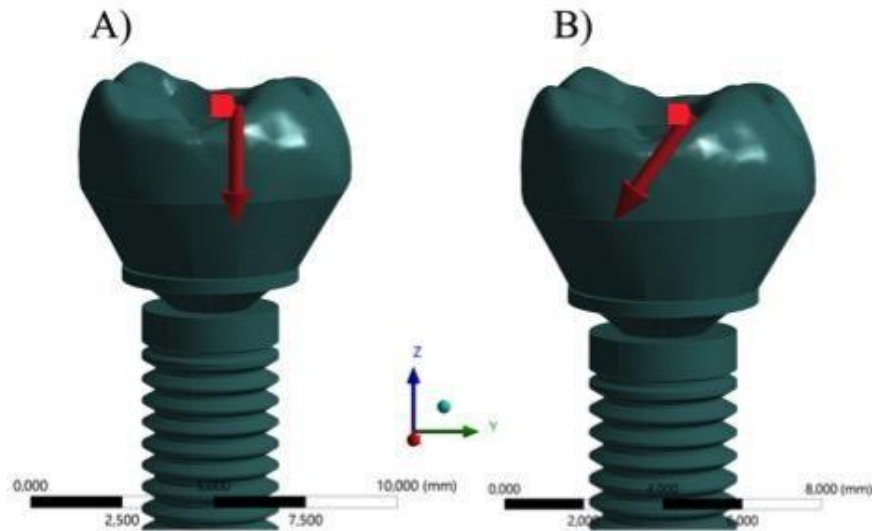
Table 2. Models distribution according to the different parameters

Model name	Implant system	Loading	Position
<i>EH.0NA</i>	<i>External Hexagon implant</i>	<i>Non-axial</i>	<i>Bone level</i>
<i>EH.5NA</i>			<i>Bone loss</i>
<i>EH.0A</i>		<i>Axial</i>	<i>Bone level</i>
<i>EH.5A</i>			<i>Bone loss</i>
<i>MT.0NA</i>	<i>Morse-taper implant</i>	<i>Non-axial</i>	<i>Bone level</i>
<i>MT.5NA</i>			<i>Bone loss</i>
<i>MT.0A</i>		<i>Axial</i>	<i>Bone level</i>
<i>MT.5A</i>			<i>Bone loss</i>

Notes.

The fixation was defined on the bottom surface of the polyurethane block and the load was defined in two different moments (Axial and Non-axial) applied in the center of the crown (Figure 2).

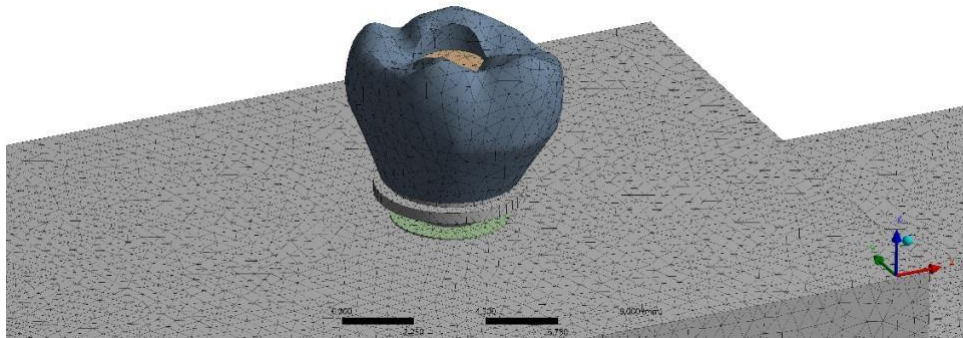
Figure 2. Loading conditions simulated in the present study. A) Axial load and B) Non-axial load in 45°.



Source: Datte et al., 2021

Tetrahedral elements (Figure 3) formed the mesh (754.936 nodes with 440.893 elements) and the results were obtained in von-misses stress for metallic solids and microstrain for peri-implant tissue.

Figure 3. Mesh performed for the finite element analysis.

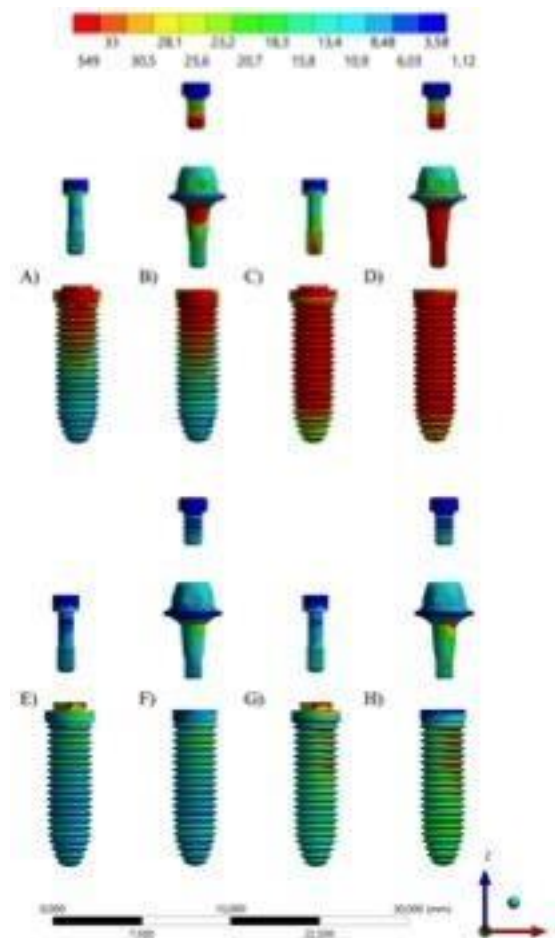


Source: Datte et al., 2021

RESULTS

For the Von-Mises stress in each model, a qualitative comparison showed a stress increase in the models with bone loss when compared to bone level ones (Figure 4).

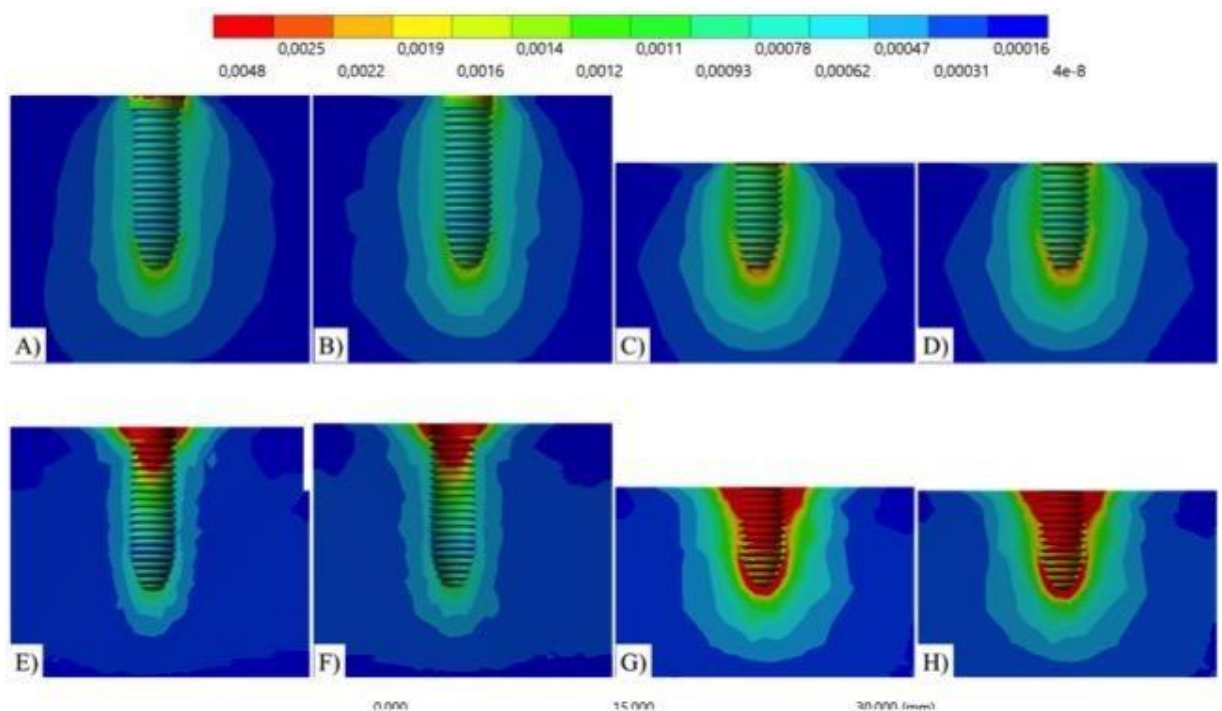
Figure 4. Von-Mises stress maps for each model. A) EH.0NA, B) MT.0NA, C) EH.5NA, D) MT.5NA, E) EH.0A, F) MT.0A, G) EH.5A, H) MT.5A



Source: Datte et al., 2021

According to the implant connection, it is not possible to note visible differences in the stress concentration in the titanium implant. The difference between both implant systems is visible in the prosthetic screw region, with highest stress magnitude in the external hexagon screw neck. No difference was reported between models (10%) with similar bone height for the microstrain (Figures 5 and 6).

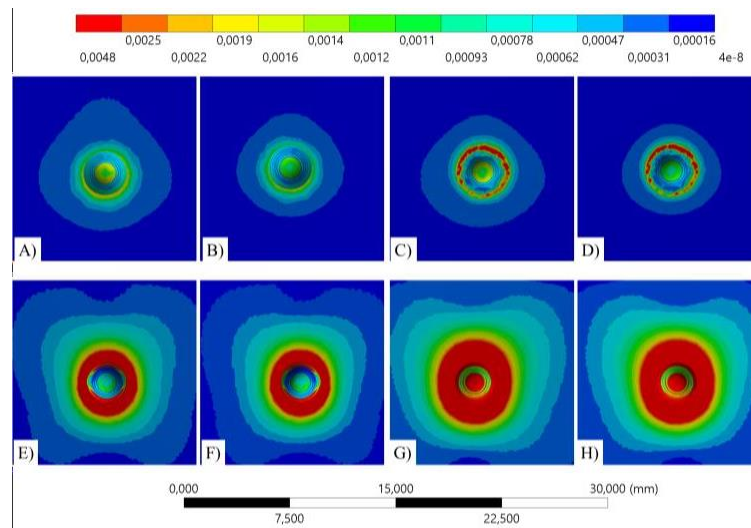
Figure 5. Sagittal view of the microstrain maps for each model. A) EH.0A, B) MT.0A, C) EH.5A, D) MT.5A, E) EH.0NA, F) MT.0NA, G) EH.5NA, H) MT.5NA



Source: Datte et al., 2021

For the apical and cervical regions of the set, the factor “bone loss” was significant; showing that for the mechanical response, the peri-implant tissue maintenance was more important than the implant connection itself.

Figure 6. Sagittal view of the microstrain maps for each model. A) EH.0A, B) MT.0A, C) EH.5A, D) MT.5A, E) EH.0NA, F) MT.0NA, G) EH.5NA, H) MT.5NA



Source: Datte et al., 2021

DISCUSSION

The present study aimed to evaluate, *in silico* the stress distribution and strain of unitary implant-supported restorations with two prosthetic connections, bone heights and loading condition. The results showed that there was no difference between the external hexagon and Morse taper system, regardless the bone level. However, there was higher strain in the cervical and apical regions in the models with bone loss and non-axial loadings condition.

In addition to bone strain, it was observed in the numerical results that, regardless the implant system, a lower stress in the implant and in the screw when there is no bone loss, which corroborates with previous studies that have evaluated bone loss in dental implants (Linetskiy et al., 2017; Tribst et al., 2017b; Lemos et al., 2021).

In this study, polyurethane was used as an implant fixation substrate because it is widely used as a bone tissue simulator material in laboratory studies (Nishioka et al., 2010; Miyashiro et al., 2011; Rodrigues et al., 2017; Rodrigues et al., 2018). Bone structures have predictable behavior in front of a stimulus, as it has been defined that a normal mechanical stimulus results in preservation of bone tissue (Frost 1994). Values considered low can lead to reabsorption due to disuse, and exacerbated values can lead to remodeling disorganization, which causes irreversible damage on the bone structure (Mendes Tribst et al., 2020). The bone quality is an important factor in the effectiveness of treatment with dental implants (Nishioka & Souza 2009). Despite the surrounding peri-implant tissue does not constitute a homogeneous substrate, in vitro studies have been simulated its behavior with homogeneous and isotropic materials (Nishioka et al., 2009a, Nishioka et al., 2016; Tribst et a., 2018). In this sense, the present study followed the same approach using a previous validated material to standardize the model's mechanical behavior. However different bone quality and types can modify the mechanical response reported herein and the clinical extrapolation should be carefully performed (Lemos et al., 2021).

A previous investigation reported that the occlusal load of patients with implant-supported restorations are nearby 293.2 ± 98.3 N for posterior regions (Mericske-Stern et al., 1995). In this study, a load of 30 kgf was used, equivalent to approximately 294 N, applied through the Load Application Device (Nishioka et al., 2015), following previous studies with similar methods (Nishioka et al., 2016; Rodrigues et al., 2018; Tribst et al., 2018b; Tribst et al., 2018c; Tribst et al., 2019b).

The annual amount of bone loss less than 0.2 mm following the first year of implant service is recommended as one of the criteria for implant success (Albrektsson et al., 1986). Therefore, the present study simulated an aggressive condition with 5 mm of bone loss. According to the literature, the reduction in the bone height would jeopardize implant longevity (Linetskiy et al., 2017). The present study corroborates with that showing a similar mechanical behavior regardless the implant system. In addition, the results complement is suggesting that, if non-axial loads are present the bone loss will be a more problematic factor to the implant treatment.

A previous study reported that implants with excessive bone loss (3.0-mm or 4.5-mm bone loss), the stress and strain can be 2 to 3 times higher than that in implants

without bone loss (Lemos et al., 2021). The present study corroborates with this statement showing that the values ranged between and regardless the prosthetic connection. It was also reported that progressive marginal bone loss directly affects the biomechanical characteristics of the implant wall and fixation screw, mainly in external connection implants under oblique loading (Lemos et al., 2021). The present study corroborates with that in terms of bone loss, however both external hexagon and morse-taper implant system are more prone to failure with the bone loss.

A previous study using finite element method reported that the peri-implant bone resorption may be higher in the buccal and palatal regions (Tercanli Alkis & Turker, 2019). It can be expected by the lowed volume of bone tissue in comparison with mesial and distal regions. The present study showed a very similar strain trend in the bone tissue with axial load condition, however when the non-axial load was applied the buccal region showed higher strain magnitude.

According to previous numerical simulation, the critical values of microstrain were found when the inserted portion was smaller than the exposed portion (Tribst et al., 2017b). In this study the implants have 13 mm of height and 5 mm of bone loss in the worst situation, allowing more than 50% of the implant remains osseointegrated, and therefore requesting a follow-up by the dentist. However, when bone loss is present, the contact points and cusp angles should be modified and adjusted in order to keep the chewing load the most axial possible to avoid the deleterious effect of non-axial loadings condition.

It is important to note that the finite element analysis is an ideal condition that uses perfectly bonded contacts that cannot be clinically reproduced (Wandscher et al., 2015; Tribst et al., 2017a; Lopes et al., 2019). In addition, the processing method using castable or machined abutments can modify the vertical misfit and therefore the prosthesis longevity (Rodrigues et al., 2017).

CONCLUSION

Despite the limitations of this study, the results demonstrated that the load incidence is more prone to modify the implant stress and bone microstrain than the prosthetic connection. In addition, the higher the bone loss the higher the stress and strain magnitude generated, regardless the loading condition.

REFERENCES

Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1(1), 11-25

Datte, C. E., João-Paulo-Mendes Tribst, A. M., de Oliveira Dal Piva, R. S., Nishioka, M. A. B., Evangelhista, A. D. M., & Monteiro, F. M. D. M. (2018). Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 10(5), e439.

de Carvalho Moreira, A., Silva, J. R., de Paula Samico, R., de Melo Nishioka, G. N., & Nishioka, R. S. (2019). Application of Bio-Oss in tissue regenerative treatment prior to implant installa

de Vasconcellos, L. G. O., Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. M. R., Balducci, I., & Kojima, A. N. (2013). Microstrain Around Dental Implants Supporting Fixed Partial Prosthesis Under Axial and Non–Axial Loading Conditions, In Vitro Strain Gauge Analysis. *Journal of Craniofacial Surgery*, 24(6), e546-e551.

de Vasconcellos, L. G. O., Kojima, A. N., Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. M. R., & Balducci, I. (2015). Axial loads on implant-supported partial fixed prostheses for external and internal hex connections and machined and plastic copings: Strain gauge analysis. *Journal of Oral Implantology*, 41(2), 149-154.

Firmino, A. S., Tribst, J. P. M., Nakano, L. J. N., Dal Piva, A. M. D. O., Borges, A. L. S., & Paes-Junior, T. J. A. (2020). Silica-Nylon Reinforcement Effect on the Fracture Load and Stress Distribution of a Resin-Bonded Partial Dental Prosthesis. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*.

Frost, H. M. (1994). Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 64(3), 175-188.

Kayabaşı, O., Yüzbasioğlu, E., & Erzincanlı, F. (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in engineering software*, 37(10), 649-658.

Lemos, C. A. A., Verri, F. R., Noritomi, P. Y., Kemmoku, D. T., de Souza Batista, V. E., Cruz, R. S., ... & Pellizzer, E. P. (2021). Effect of bone quality and bone loss level around internal and external connection implants: A finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(1), 137-e1.

Linetskiy, I., Demenko, V., Linetska, L., & Yefremov, O. (2017). Impact of annual bone loss and different bone quality on dental implant success—a finite element study. *Computers in biology and medicine*, 91, 318-325.

Lopes, G. D. R. S., da Penha Freitas, V., de Matos, J. D. M., Andrade, V. C., Nishioka, R. S., & de Las Casas, E. B. (2019). Stress distribution in dental roots restored with

different post and core materials. Journal of International Oral Health, 11(3), 127.

Mendes Tribst, J. P., de Oliveira Dal Piva, A. M., Borges, A. L. S., Nishioka, R. S., Bottino, M. A., & Anéas Rodrigues, V. (2020). Effect of Framework Type on the Biomechanical Behavior of Provisional Crowns: Strain Gauge and Finite Element Analyses. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 40(1).*

Mericske-Stern, R., Assal, P., Mericske, E., & Bürgin, W. (1995). Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 10(3).*

Miyashiro, M., Suedam, V., Moretti Neto, R. T., Ferreira, P. M., & Rubo, J. H. (2011). Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis-tension tests. *Journal of Applied Oral Science, 19(3), 244-248.*

Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. G. O., & de Melo Nishioka, L. N. B. (2009). External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant dentistry, 18(6), 512-520.a*

Nishioka, R. S., & Souza, F. A. (2009). Bone spreader technique: a preliminary 3-year study. *Journal of Oral Implantology, 35(6), 289-294.b*

Nishioka, R. S., Nishioka, L. N. B. D. M., Abreu, C. W., Vasconcellos, L. G. O. D., & Balducci, I. (2010). Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implantabutment joints: a strain gauge comparative analysis. *Journal of Applied Oral Science, 18(3), 225-230.*

Nishioka, R. S., de Vasconcellos, L. G. O., & de Melo Nishioka, G. N. (2011). Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant dentistry, 20(2), e24-e32.*

Nishioka, R. S., Vasconcellos, L. G. O. D., Jóias, R. P., & Rode, S. D. M. (2015). Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Brazilian dental journal, 26(3), 258-262.*

Nishioka, R. S., Rodrigues, V. A., De Santis, L. R., Nishioka, G. N. D. M., Santos, V. M. M., & Souza, F. Á. (2016). Comparative microstrain study of internal hexagon and plateau design of short implants under vertical loading. *Implant dentistry, 25(1), 135-139.*

Ota-Tsuzuki, C., Datte, C. E., Nomura, K. A., Gouvea Cardoso, L. A., & Shibli, J. A. (2011). Influence of titanium surface treatments on formation of the blood clot extension. *Journal of Oral Implantology, 37(6), 641-647.*

Rodrigues, V. A., Tribst, J. P. M., de Santis, L. R., de Lima, D. R., & Nishioka, R. S. (2017). Influence of angulation and vertical misfit in the evaluation of micro-deformations around implants. *Brazilian Dental Science, 20(1), 32-39.a*

Rodrigues, V. A., Tribst, J. P. M., Santis, L. R. D., Nishioka, G. N. D. M., Lima, D. R. D., & Nishioka, R. S. (2017). Microscopic evaluation of implant platform adaptation with UCLA-type abutments: *in vitro* study. *Revista de Odontologia da UNESP, 46(1), 56-*

60.b

Rodrigues, V. A., Tribst, J. P. M., Santis, L. R., Borges, A. L. S., & Nishioka, R. S. (2018). Biomechanical effect of inclined implants in fixed prosthesis: strain and stress analysis. *Revista de Odontologia da UNESP*, 47(4), 237-243.

Santos, V. M. M., Sousa, T. D. C. S., Louzada, F. F., de Melo Nishioka, G. N., & Nishioka, R. S. (2012). Strain Gauge: study of strain distributions around three Morse taper prosthetic connections with offset positioning in machined and plastic copings under vertical load. *Brazilian Dental Science*, 15(3), 50-55.

Sousa, T. D. C. S., De Leis, V., Santos, V. M. M., de Melo Nishioka, G. N., de Oliveira Vasconcellos, L. G., & Nishioka, R. S. (2013). Strain Gauge analysis of non-axial loads in three-element implant-supported prostheses. *Brazilian Dental Science*, 16(2), 24-30.

Schwitalla, A. D., Abou-Emara, M., Spintig, T., Lackmann, J., & Müller, W. D. (2015). Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *Journal of biomechanics*, 48(1), 1-7.

Tercanli Alkis, H., & Turker, N. (2019). Retrospective evaluation of marginal bone loss around implants in a mandibular locator-retained denture using panoramic radiographic images and finite element analysis: a pilot study. *Clinical implant dentistry and related research*, 21(6), 1199-1205.

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., Rodrigues, V. A., Borges, A. L. S., & Nishioka, R. S. (2017). Stress and strain distributions on short implants with two different prosthetic connections—an in vitro and in silico analysis. *Brazilian Dental Science*, 20(3), 101-109.a

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., Shibli, J. A., Borges, A. L. S., & Tango, R. N. (2017). Influence of implantoplasty on stress distribution of exposed implants at different bone insertion levels. *Brazilian oral research*, 31.b

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., Borges, A. L. S., & Bottino, M. A. (2018). Effect of implant number and height on the biomechanics of full arch prosthesis. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, e18222-e18222.a

Tribst, P.M.T., Rodrigues, V.A., Dal Piva, A. M. D. O. D., Borges, A. L. S., & Nishioka, R.S. (2018). The importance of correct implants positioning and masticatory load direction on a fixed prosthesis. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 10(1), e81.b

Tribst, J. P. M., Rodrigues, V. A., Borges, A. L. S., de Lima, D. R., & Nishioka, R. S. (2018). Validation of a simplified implant-retained cantilever fixed prosthesis. *Implant dentistry*, 27(1), 49-55.c

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., Anami, L. C., Borges, A. L. S., & Bottino, M. A. (2019). Influence of implant connection on the stress distribution in restorations performed with hybrid abutments. *Journal of Osseointegration*, 11(3), 507-512.a

Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. D. O., Riquieri, H., Nishioka, R. S., Bottino, M. A., & Rodrigues, V. A. (2019). Monolithic zirconia crown does not increase the peri-implant strain under axial load. *Journal of International Oral Health*, 11(1), 50.b

Vasconcellos, L. G. O. D., Nishioka, R. S., Vasconcellos, L. M. R. D., & Nishioka, L. N. B. D. M. (2011). Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *Journal of Applied Oral Science*, 19(6), 610-615.

Wandscher, V. F., Bergoli, C. D., de Oliveira, A. F., Kaizer, O. B., Borges, A. L. S., da Fontoura Limberguer, I., & Valandro, L. F. (2015). Fatigue surviving, fracture resistance, shear stress and finite element analysis of glass fiber posts with different diameters. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 43, 69-77.

3 CONSIDERAÇÕES GERAIS

Graças à disposição de diversas conexões de implantes dentários torna a odontologia e mais ainda a implantodontia, capaz de recuperar elementos perdidos mesmo nas situações mais adversas de disponibilidade óssea. Essa quantidade de variações possíveis para se alcançar o resultado da prótese em boca nem sempre segue critérios positivos para longevidade do tratamento, uma vez que dependendo do planejamento clínico e da escolha ideal para caso a ser estabelecido, respotoderá biologicamente positivamente ou negativamente.

Diversas são as complicações existentes, o foco desse estudo aqui descrito se ateve a sobrecarga oclusal gerada pela dissipação agressiva das tensões compressivas, devido à influência de diferentes conexões dos implantes e compresença de perda óssea em implantes unitários. A literatura já relata a influência de implantes cônicos terem melhores resultados que os de plataforma externa.

Neste estudo, através da análise por elementos finitos e através da extensometria que a utilização de dois tipos de conexões, Cone morse e Hexagono externo , não tiverem diferenças significativas, descrito no primeiro artigo, e em termos de diferentes possíveis materiais restauradores em serem capazes de alterar o comportamento nos dois sistemas de conexões foi analisado ,em in silico, no segundo artigo e no terceiro artigo realizado foi aplicado uma carga axial e outra não axial (45°) em que foi possível verificar que estas cargas não axiais são mais capazes de modificar a tensão do implante e a microdeformação óssea e que quanto maior a perda óssea maior será sua magnitude.

Portanto, a partir dos resultados encontrados neste estudo, é possível dizer que a utilização de diferentes sistemas de conexão, diferentes materiais restauradores não interferirá mecanicamente no aumento da perdas óssea ou de uma possível perda da osseointegração. No entanto, são necessários estudos com variações de diferentes regiões da maxilla e da mandíbula, utilizando diferentes materiaisrestauradores diferentes e até análises in vivo para definir de fato se esta indicaçãoé viável ou não.

REFERÊNCIAS*

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986 Summer;1(1):11-25. PMID: 3527955.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 Dec;10(6):387-416. doi: 10.1016/s0300-9785(81)80077-4. PubMed PMID: 6809663.

4

Battistuzzi P, Käyser A, Peer P. Tooth loss and remaining occlusion in a Dutch population. *J Oral Rehabil*. 1987 Nov;14(6):541-7. doi: 10.1111/j.1365-2842.1987.tb00750.x. PubMed PMID: 3481393.

Becker W, Becker BE, Alsuwyed A, Al-Mubarak S. Long-term evaluation of 282 implants in maxillary and mandibular molar positions: a prospective study. *J Periodontol*. 1999 Aug;70(8):896-901. doi: 10.1902/jop.1999.70.8.896. PubMed PMID: 10476898.

Block MS, Kent JN. *Endosseous implants for maxillofacial reconstruction*. Philadelphia: Saunders; 1995. p. 93-113

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech*. 2005 Jan;38(1):87-97. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.03.006. PubMed PMID: 15519343.

Brunski JB. Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update*. 1993 Oct;4(10):77-81. PubMed PMID: 7919404.

Bryant SR. The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes. *Int J Prosthodont*. 1998 Sep-Oct;11(5):470-90. PubMed PMID: 9922739.

Canullo L, Pace F, Coelho P, Sciubba E, Voza I. The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three dimensional finite element study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011 Sep 1;16(6):e852-6. doi: 10.4317/medoral.17243. PubMed PMID: 21743409.

Canullo L, Rosa JC, Pinto VS, Francischone CE, Götz W. Inward-inclined implant platform for the amplified platform-switching concept: 18-month follow-up report of a prospective randomized matched-pair controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jul-Aug;27(4):927-34. PubMed PMID: 22848896.

Chang CL, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):295-304. PubMed PMID: 20369087.

Chang M, Chronopoulos V, Mattheos N. Impact of excessive occlusal load on successfully-osseointegrated dental implants: a literature review. *J Investig Clin Dent*. 2013 Aug;4(3):142-50. doi: 10.1111/jicd.12036. PubMed PMID: 23918506.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2020 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Chee W, Jivraj S. Failures in implant dentistry. *Br Dent J*. 2007 Feb 10;202(3):123-9. doi: 10.1038/bdj.2007.74. PubMed PMID: 17293814.

Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent*. 1992 Mar;67(3):361-4. doi: 10.1016/0022-3913(92)90247-8. PubMed PMID: 1507102.

Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jul-Aug;15(4):571-82. PMID: 10960992.

Cehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent*. 2004 Feb;32(2):123-32. doi: 10.1016/j.jdent.2003.09.003. PubMed PMID: 14749084.

das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Jan-Feb;21(1):86-93. PubMed PMID: 16519186.

Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants. *J Periodontol*. 2008 Jan;79(1):49-54. doi: 10.1902/jop.2008.070248. PubMed PMID: 18166092.

Degidi M, Perrotti V, Shibli JA, Novaes AB, Piattelli A, Iezzi G. Equicrestal and subcrestal dental implants: a histologic and histomorphometric evaluation of nine retrieved human implants. *J Periodontol*. 2011 May;82(5):708-15. doi: 10.1902/jop.2010.100450. Epub 2010 Dec 7. PubMed PMID: 21138355.

Döring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):198-209. doi: 10.1563/1548-1336(2004)30<198:FAECFS>2.0.CO;2. PubMed PMID: 15255397.

Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol*. 1995 Mar;22(3):255-61. doi: 10.1111/j.1600-051x.1995.tb00143.x. PubMed PMID: 7790533.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci*. 1998 Jun;106(3):721-64. doi: 10.1046/j.0909-8836.t01-6-.x. PubMed PMID: 9672097.

Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Jul-Aug;14(4):473-90. PubMed PMID: 10453661.

Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*. 1994;64(3):175-88. doi: 10.1043/0003-3219(1994)064<0175:WLABSA>2.0.CO;2. PubMed PMID: 8060014.

Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle*

Orthod. 2004 Feb;74(1):3-15. doi: 10.1043/0003-3219(2004)074<0003:AUOBPA>2.0.CO;2. PubMed PMID: 15038485.

Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008 May-Jun;23(3):487-96. PubMed PMID: 18700373.

Gehrke SA, da Silva Neto UT. Evaluation of the Surface Treatment on Bone Healing in a Transmucosal 1-mm Area of Implant Abutment: An Experimental Study in the Rabbit Tibia. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016 Jun;18(3):489-97. doi: 10.1111/cid.12332. Epub 2015 Jun 3. PubMed PMID: 26041037.

Goené R, Bianchesi C, Hürzeler M, Del Lupo R, Testori T, Davarpanah M, et al. Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite implants. *Implant Dent*. 2005 Sep;14(3):274-80. doi: 10.1097/01.id.0000173335.90854.d8. PubMed PMID: 16160574.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003 Aug;90(2):121-32. doi: 10.1016/S0022-3913(03)00212-9. PubMed PMID: 12886205.

Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *J Prosthet Dent*. 2004 Aug;92(2):139-44. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.05.010. PubMed PMID: 15295322.

Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2003 Jun;14(3):286-93. doi: 10.1034/j.1600-0501.2003.140306.x. PubMed PMID: 12830797.

Hatcher DC, Faulkner MG, Hay A. Development of mechanical and mathematic models to study temporomandibular joint loading. *J Prosthet Dent*. 1986 Mar;55(3):377-84. doi: 10.1016/0022-3913(86)90125-3. PubMed PMID: 3457170.

Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004 Jan;91(1):20-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2003.08.008. PubMed PMID: 14739889.

Hürzeler M, Fickl S, Zuhr O, Wachtel HC. Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: preliminary data from a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007 Jul;65(7 Suppl 1):33-9. doi: 10.1016/j.joms.2007.03.024. Erratum in: *J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Oct;66(10):2195-6. PubMed PMID: 17586347.

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*. 1996 Jun;7(2):143-52. doi: 10.1034/j.1600-0501.1996.070208.x. PubMed PMID: 9002833.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Oct;17 Suppl 2:8-18. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01360.x. PubMed PMID: 16968378.

Kopp CD. Overdentures and osseointegration. Case studies in treatment planning. *Dent Clin North Am*. 1990 Oct;34(4):729-39. PubMed PMID: 2227043.

Korioth TW, Romilly DP, Hannam AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol.* 1992 May;88(1):69-96. doi: 10.1002/ajpa.1330880107. PubMed PMID: 1510115.

Lambert FE, Weber HP, Susarla SM, Belser UC, Gallucci GO. Descriptive analysis of implant and prosthodontic survival rates with fixed implant-supported rehabilitations in the edentulous maxilla. *J Periodontol.* 2009 Aug;80(8):1220-30. doi: 10.1902/jop.2009.090109. PubMed PMID: 19656021.

Lang NP, Brägger U, Walther D, Beamer B, Kornman KS. Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkeys. I. Clinical and radiographic findings. *Clin Oral Implants Res.* 1993 Mar;4(1):2-11. doi: 10.1034/j.1600-0501.1993.040101.x. PubMed PMID: 8329533.

Lang NP, Wetzel AC, Stich H, Caffesse RG. Histologic probe penetration in healthy and inflamed peri-implant tissues. *Clin Oral Implants Res.* 1994 Dec;5(4):191-201. doi: 10.1034/j.1600-0501.1994.050401.x. PubMed PMID: 7640332.

Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006 Feb;26(1):9-17. PubMed PMID: 16515092.

Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1988 Jan;59(1):59-63. doi: 10.1016/0022-3913(88)90109-6. PubMed PMID: 3422305.

Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998 Sep-Oct;11(5):491-501. PubMed PMID: 9922740.

Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Sep-Oct;21(5):777-84. PubMed PMID: 17066640.

Novaes AB Jr, Barros RR, Muglia VA, Borges GJ. Influence of interimplant distances and placement depth on papilla formation and crestal resorption: a clinical and radiographic study in dogs. *J Oral Implantol.* 2009;35(1):18-27. doi: 10.1563/1548-1336-35.1.18. PubMed PMID: 19288884.

Panagakos FS, Aboyoussef H, Dondero R, Jandinski JJ. Detection and measurement of inflammatory cytokines in implant crevicular fluid: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Nov-Dec;11(6):794-9. PubMed PMID: 8990643.

Papaspyridakos P, Mokti M, Chen CJ, Benic GI, Gallucci GO, Chronopoulos V. Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Oct;16(5):705-17. doi: 10.1111/cid.12036. Epub 2013 Jan 11. PubMed PMID: 23311617.

Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, 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.* 2004 Dec;15(6):625-42.

doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01117.x. PubMed PMID: 15533124.

Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol.* 2008;34(1):1-6. doi: 10.1563/1548-1336(2008)34[1:AFEAOT]2.0.CO;2. PubMed PMID: 18390236.

Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res.* 1992 Sep;3(3):104-11. doi: 10.1034/j.1600-0501.1992.030302.x. PubMed PMID: 1290790.

Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res.* 2002 Feb;13(1):1-19. doi: 10.1034/j.1600-0501.2002.130101.x. PubMed PMID: 12005139.

Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. *Dent Mater.* 1991 Jul;7(3):186-90. doi: 10.1016/0109-5641(91)90041-v. PubMed PMID: 1813341.

Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent.* 2002 Sep-Nov;30(7-8):271-82. doi: 10.1016/s0300-5712(02)00065-9. PubMed PMID: 12554107.

Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1997 Jan-Feb;10(1):19-27. PubMed PMID: 9484066.

Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989 Nov;62(5):567-72. doi: 10.1016/0022-3913(89)90081-4. PubMed PMID: 2691661.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 Jan-Feb;13(1):82-90. PubMed PMID: 9509784.

Tabata LF, Rocha EP, Barão VA, Assunção WG. Platform switching: biomechanical evaluation using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 May-Jun;26(3):482-91. PubMed PMID: 21691594.

Tenenbaum H, Schaaf JF, Cuisinier FJ. Histological analysis of the Ankylos peri-implant soft tissues in a dog model. *Implant Dent.* 2003;12(3):259-65. doi: 10.1097/01.id.0000075720.78252.54. PubMed PMID: 14560487.

Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, Donath K. Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin Oral Implants Res.* 1999 Dec;10(6):459-67. doi: 10.1034/j.1600-0501.1999.100604.x. PubMed PMID: 10740455.

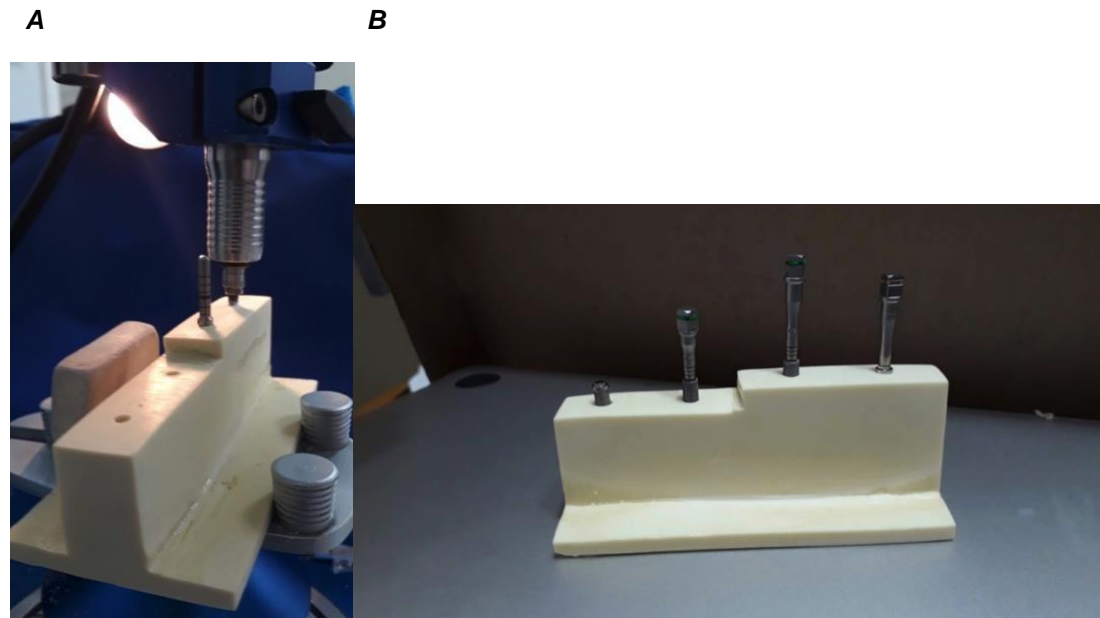
Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2006 Aug;9(4):257-70.

doi: 10.1080/10255840600837074. PubMed PMID: 17132532.

Weber HP, Crohin CC, Fiorellini JP. A 5-year prospective clinical and radiographic study of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000 Apr;11(2):144-53. PubMed PMID: 11168205.

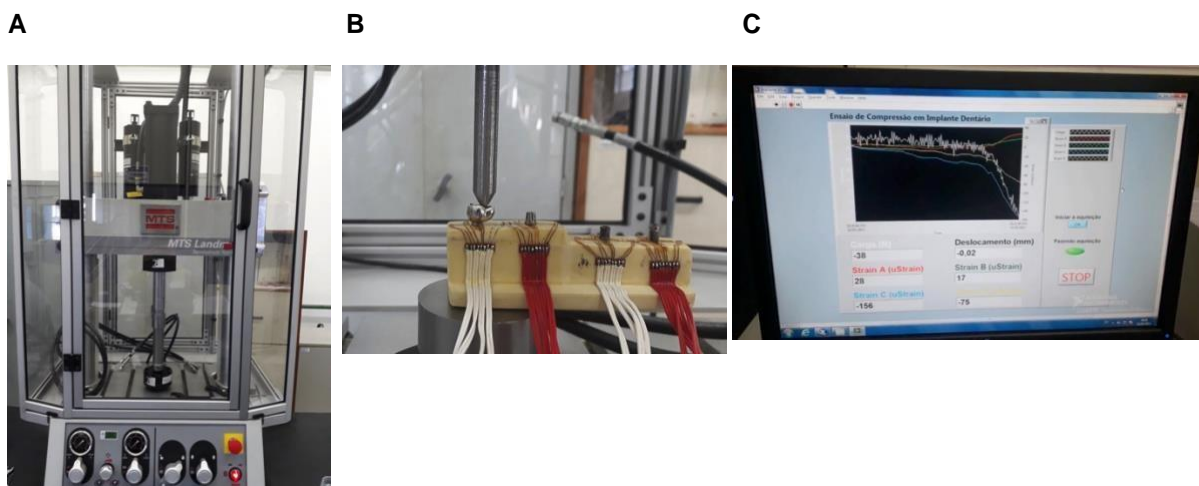
APÊNDICE A - Teste *in vitro*: Extensômetria

Figura 1. Confeção das amostras



Legenda: A) Perfuração do bloco; B) Blocos perfurados
Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 2. Análise de Extensimetria



Legenda: A) máquina de ensaio MTS; B) Aplicação de força axial na coroa protética; C) Gráfico dos resultados do strain gauges
Fonte: Elaborada pelo autor