



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

JHENIFER RODRIGUES SILVA

**ESTUDO BIOMECÂNICO DAS MICRODEFORMAÇÕES AO REDOR DE
PILARES PROTÉTICOS PARA PRÓTESES MÚLTIPAS SOB
CARREGAMENTO NÃO AXIAL ESTÁTICO**

JHENIFER RODRIGUES SILVA

**ESTUDO BIOMECÂNICO DAS MICRODEFORMAÇÕES AO REDOR DE PILARES
PROTÉTICOS PARA PRÓTESES MULTÍPLAS SOB CARREGAMENTO NÃO AXIAL
ESTÁTICO**

Dissertação 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 MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese dentária. Linha de Pesquisa: Desempenho de materiais reabilitadores protéticos.

Orientador: Prof. Titular Renato Sussumu 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).

Silva, Jhenifer Rodrigues

Estudo biomecânico das microdeformações ao redor de pilares protéticos para próteses múltiplas sob carregamento não axial estático / Jhenifer Rodrigues Silva. - São José dos Campos : [s.n.], 2021.
106 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2021.
Orientador: Renato Sussumu Nishioka.

1. Implantes dentários. 2. Fenômenos biomecânicos. 3. Teste de Materiais. I. Nishioka, Renato Sussumu, 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.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Renato Sussumu Nishioka (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Oswaldo Daniel Andreatta Filho

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

Campus de Mogi das Cruzes

São José dos Campos, 12 de agosto de 2021.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, o que seria de mim sem a fé que eu tenho nele e também pela força e coragem durante toda esta longa caminhada. Aos meus pais: Fernanda Rodrigues Silva e Robenildo Pereira da Silva que, com muito carinho e apoio, não mediram esforços para que eu chegasse até esta etapa de minha vida. A todos os professores do curso, que foram tão importantes na minha vida acadêmica e no desenvolvimento desta dissertação. Ao meu esposo, pessoa com quem amo partilhar a vida, que de forma especial e carinhosa me deu força e coragem para chegar até o fim deste curso. Enfim, a todos aqueles que de alguma forma estiveram e estão próximos de mim tornando esta jornada menos árdua.

Agradecimentos

Aos meus pais, Fernanda Rodrigues Silva e Robenildo Pereira da Silva, pelo carinho e dedicação. Não há palavras suficientes para agradecer-lhes por tudo de bom que ambos fizeram e ainda fazem por mim.

Ao meu marido pelo carinho, paciência e dedicação. Tê-lo ao meu lado nessa caminhada deixou ela menos árdua.

Ao meu colega Guilherme da Rocha Scalzer Lopes que não negou esforços para me ajudar e prestar apoio em momentos difíceis dessa caminhada.

Ao meu padastro Ismael Rodrigues que não mediu esforços para me ajudar no desenvolvimento deste trabalho.

Ao meu professor orientador Renato Sussumu Nishioka que sempre esteve ao meu lado, entendendo e ajudando em todas as horas. Além de professor se tornou um apoiador.

A empresa **Intraoss, Sistemas de implantes**, por disponibilizar todos os componentes e implantes necessários para a realização do trabalho.

Ao Prof. Dr. Oswaldo Daniel Andreatta Filho pelo apoio no desenvolvimento do trabalho e pelas críticas construtivas realizadas no Exame Geral de Qualificação.

A Prof. Dra. Andrea Carvalho de Marco pelo apoio no desenvolvimento do trabalho e pelas críticas construtivas realizadas no Exame Geral de Qualificação.

Ao laboratório de Prótese Scalzer pela disponibilidade e suporte na realização deste trabalho.

Por fim, o papel que a Universidade teve ao longo de todo meu percurso e por isso agradeço os recursos e o apoio que sempre me ofereceu.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	7
LISTA DE TABELAS	9
RESUMO	10
ABSTRACT	11
1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	14
2.1 Biomecânica	14
2.2 Extensometria.....	17
2.3 Pilares protéticos	20
3 PROPOSIÇÃO	25
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	26
4.1 Confecção do modelo experimental	26
4.1.1 Obtenção dos blocos de poliuretano.....	26
4.1.2 Realização das perfurações, instalação dos implantes e dos pilares protéticos	29
4. 2 Obtenção da prótese múltipla de três elementos	33
4.2.1 Inclusão e fundição das próteses múltipla de três elementos	35
4.3 Colagem dos extensômetros.....	37
4.4 Aplicação de cargas	38
4.5 Delineamento experimental	41
4.6 Análise estatística	41
5 RESULTADO	42
6 DISCUSSÃO	53
7 CONCLUSÃO	58
REFERÊNCIAS.....	59
APÊNDICES.....	70

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Matriz usada para confecção do bloco de Poliuretano desmontada.....	26
Figura 2- Primeira montagem da matriz metálica, com dimensões internas de 95 X 30 X 16mm.....	27
Figura 3- Segunda montagem foi realizada para se obter a base do bloco de poliuretano.....	28
Figura 4- Bloco de poliuretano com suas dimensões finais.....	29
Figura 5- Index para padronização das perfurações perpendiculares.....	30
Figura 6- Index para padronização das perfurações perpendiculares posicionado sobre o bloco em poliuretano.....	31
Figura 7- Realização das perfurações dos implantes.....	31
Figura 8- Bloco 2, pilares CNM instalados.....	32
Figura 9- Bloco 1- Pilares protéticos minipilares.....	33
Figura 10- Gabarito de silicone de condensação. A) vista frontal; b) vista frontal com as partes separadas.....	34
Figura 11- - Coifas. a) coifas com retenções; b) vista oclusal com as coifas em posição.....	35
Figura 12- Prótese das amostras em resina acrílica dentro do gabarito.....	35

Figura 13- União dos elementos sobre o bloco de poliuretano.....	36
Figura 14- Vista vestibular da prótese sobre os pilares.....	37
Figura 15- Dispositivo de aplicação de carga (DAC).....	39
Figura 16- Ponto C.....	40
Figura 17- Ponto D.....	41
Figura 18- Ponto E.....	41
Figura 19- Ponto F.....	42
Figura 20- Valores médios de microdeformação (μ) em relação aos pontos de aplicação de força (PA).....	51
Figura 21- Gráfico box-plot da distribuição dos valores de microdeformação (μ) em relação aos pontos de aplicação de força (PA).....	52
Figura 22- Valores médios de microdeformação (μ) em relação ao efeito pilar protético.....	53
Figura 23 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de microdeformação (μ) em relação aos pilares protéticos.....	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos CNM.....	44
Tabela 2- Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos minipilar.....	45
Tabela 3 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) e desvios padrão obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos.....	47
Tabela 4- Análise de variância de medidas repetidas dois fatores para os dados de microdeformação em relação ao Ponto de aplicação de força C.....	48
Tabela 5- Análise de variância de medidas repetidas dois fatores para os dados de microdeformação em relação ao Ponto de aplicação de força D.....	48
Tabela 6- Análise de variância de medidas repetidas dois fatores para os dados de microdeformação em relação ao Ponto de aplicação de força E.....	49
Tabela 7- Análise de variância de medidas repetidas dois fatores para os dados de microdeformação em relação ao Ponto de aplicação de força F.....	50
Tabela 8 - Teste t para as médias de microdeformação nos pilares protéticos CNM e minipilar.....	51

Silva JR. Estudo biomecânico das tensões e microdeformações ao redor de pilares protéticos para próteses múltiplas sob carregamento não axial estático [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2021.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo analisar a microdeformação ao redor de implantes, geradas por cargas não axiais estáticas, em pilares protéticos minipilar e cônico (CMN) em prótese múltipla de três elementos, por meio da extensometria. Foram confeccionados dez blocos em poliuretano para cada grupo avaliado (n=20). Cada bloco recebeu três implantes na configuração “off set”, seus respectivos pilares protéticos (CMN ou minipilar) e uma prótese múltipla de três elementos (n=20). Foram colados quatro extensômetros na superfície de cada bloco tangenciando cada implante para a realização dos ensaios. Para cada bloco foi fundida uma prótese múltipla de três elementos em Liga NiCr (n=20). Foi utilizado um dispositivo de aplicação de cargas com carga de 30 kgf sobre os pontos C, D, E e F durante 10 segundos, sob três repetições, seguindo um esquema fatorial de: 2 x 3. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente através do teste RM ANOVA dois fatores e teste t em duas amostras em par para médias ($p < 0,05$). No minipilar a maior média de microdeformação ($1369,68 \mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 4 (EG4), quando aplicada carga no ponto de aplicação F. Enquanto que a menor média de microdeformação ($473,29 \mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 3 (EG3), quando aplicada carga no ponto de aplicação C. Já no pilar CNM, a maior média de microdeformação ($1418,64 \mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 4 (EG4), quando aplicada carga no ponto de aplicação F enquanto a menor média de microdeformação ($550,53 \mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 1 (EG1), quando aplicada carga no ponto de aplicação C. O estudo concluiu que os pilares CMN apresentaram comportamento biomecânico compatíveis aos minipilares. Portanto, o componente não axial do pilar CMN parece não contraindicar sua utilização suportando próteses múltiplas.

Palavras-chave: Implantes dentários. Fenômenos biomecânicos. Prótese dentária. Teste de materiais.

Silva JR. *Biomechanical study of stresses and microstrains around prosthetic abutments for multiple dentures under static non-axial loading [dissertation].* São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2021.

ABSTRACT

This study aimed to analyze the microdeformation around implants, generated by static non-axial loads, in mini-pillar and conical prosthetic abutments (CMN) in multiple three-element prosthesis, by means of extensometry. Ten blocks in polyurethane were made for each group evaluated (n=20). Each block received three implants in the “off set” configuration, their respective prosthetic pillars (CMN or mini-pillar) and a multiple three-element prosthesis (n=20). Four strain gauges were glued on the surface of each block, tangent to each implant, to carry out the tests. For each block, a three-element multiple prosthesis in NiCr Alloy (n=20) was cast. A load application device with a load of 30 kgf was used on points C, D, E and F for 10 seconds, under three repetitions, following a factorial scheme of: 2 x 3. The data obtained were statistically analyzed using the test Two-way RM ANOVA and t-test on two paired samples for means ($p < 0.05$). In the mini-pillar, the highest mean microstrain ($1369.68 \mu\epsilon$) was observed in strain gauge 4 (EG4), when load was applied at application point F. While the lowest mean microstrain ($473.29 \mu\epsilon$) was observed in strain gauge 3 (EG3), when load was applied at application point C. On the CNM abutment, the highest mean microstrain ($1418.64 \mu\epsilon$) was observed in strain gauge 4 (EG4), when load was applied at application point F, while the lowest microstrain mean ($550.53 \mu\epsilon$) was observed in strain gauge 1 (EG1), when load was applied at application point C. The study concluded that CMN abutments presented biomechanical behavior compatible with mini-pillars. Therefore, the non-axial component of the CMN abutment does not seem to contraindicate its use when supporting multiple prostheses.

Keywords: Dental implants. Biomechanical phenomena. Dental prosthesis. Test materials.

1 INTRODUÇÃO

A implantodontia se estabeleceu na odontologia moderna como uma ferramenta de reabilitação oral com confiança e segurança de resultados, após estudos consolidados de Branemark et al. (1969). Ao estudar a longevidade do tratamento reabilitador, a biomecânica se mostra com grande importância na prevenção na falha do implante osseointegrado, uma vez que a oclusão e a sobrecarga é uma das principais causas de perda da inserção óssea ao redor de implantes (Tribst et al., 2018).

A terapêutica restauradora com implantes ósseo-integrados na odontologia foi dividido em três partes distintas, a primeira corresponde à colocação do implante propriamente dito fixado ao osso por meio de procedimento cirúrgico, a segunda é o parafusamento do pilar protético (conexão, intermediário, abutment, entre outros) no implante e responsável por conectar a terceira parte que é a prótese dentária (Neves et al., 2000).

Os fornecedores disponibilizam diversos modelos de pilares protéticos para os mais diversos casos clínicos, os quais podem ser utilizados para próteses múltiplas ou unitárias, sendo que alguns podem ser utilizados nas duas situações. Temos como principais exemplos para próteses múltiplas, os Mini pilares Cônicos, os Mini pilares Angulados, UCLA sem AR (AntiRotacional), UCLA com AR ou Munhões. Já para próteses unitárias temos como principais exemplos; Pilar cônico, o Munhão Universal, Munhões Personalizáveis, Pilar CMN, Pilar UCLA, Pilares Personalizados através da tecnologia CAD-CAM (Pereira et al., 2012).

A escolha do desenho do pilar protético possui uma relação direta com a necessidade estética, além de ser um determinante para que a prótese seja cimentada ou parafusada. Em situações clínicas de espaço interoclusal reduzido, um recurso viável é a utilização de pilares protéticos denominados de minipilares, que apresentam a dimensão coronária reduzida e com indicação para próteses múltiplas. Já o pilar CMN apresenta uma geometria com altura de 3,5 mm e uma configuração antirrotacional, ou seja, trata-se de um componente originalmente indicado para

suportar próteses unitárias parafusadas sobre implante. No entanto, a utilização de coifas sem antirotacional sobre esses pilares permite a confecção de próteses múltiplas e, caso seu comportamento biomecânico se apresente compatível para este fim, sua indicação poderia ser ampliada para diferentes configurações de próteses sobre implantes (Scalzer et al., 2021)

Visto que na plataforma dos implantes podem ser parafusados uma variedade de configurações de componentes protéticos, cuja seleção depende do planejamento, cargas oclusais adversas podem resultar em complicações mecânicas nesses componentes (Schwarz et al., 2000). À medida que ocorre a dissipação das cargas oclusais, o tecido ósseo está sob a influência de diferentes modificações, desde reabsorção, aposição ou fratura, de acordo com a magnitude das microdeformações resultantes (Wiskott et al., 1999). Desta forma, a sobrecarga oclusal pode contribuir na perda do implante ou na reabsorção do tecido ósseo periimplantar, podendo resultar no insucesso da prótese implantossuportada (Isidor et al., 1997; Maeda et al., 2006).

O assentamento passivo de uma prótese sobre implante é a situação na qual a prótese se adapta com menor desajuste marginal possível, sem criar tensões ao próprio implante ou ao tecido ósseo circundante (Millington et al., 1995). Com tudo, é imprescindível um ajuste adequado dos componentes protéticos, determinando ausência de tensão óssea, considerando o fato de que os implantes são completamente cercados por tecido ósseo e que a interface não é elástica, um movimento mínimo é observado devido à deformação do osso sob carga (Mendes et al., 2011).

Existem vários ensaios para se analisar a tensão/deformação resultantes da dissipação das cargas oclusais sobre a prótese e/ou osso periimplantar. A extensometria é um recurso que pode ser utilizado que registrará as microdeformações nas áreas vizinhas onde o sensor estiver localizado. É um conjunto de técnicas que permitem mensurar a deformação na superfície de um objeto por meio da utilização de resistores elétricos reduzidos denominados “strain gauges”, “strain gage” ou extensômetros. Esta técnica vem sendo utilizada para avaliar as microdeformações em próteses implantossuportadas tanto *in vitro* (Assif et

al., 1996; Karl et al., 2004), quanto *in vivo* (Duyck et al., 2001; Heckmann et al., 2006). Os extensômetros podem ser colados, dependendo do local de avaliação, próximos aos implantes (Vasconcellos et al., 2008; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2011; Abreu et al., 2012; Vasconcellos et al., 2013; Nishioka et al., 2015; Santis et al., 2015; Tribst et al., 2017; Rodrigues et al., 2014; Nishioka et al., 2016; Scalzer Lopes et al., 2021) sobre os implantes (Akça et al., 2002; Maeda et al., 2006) ou sobre as estruturas metálicas da prótese (Heckmann et al., 2006). Deformação é uma razão de comprimento, podendo ser de alongamento ou de contração, resulta em valor absoluto, portanto sem unidade, podendo ser apenas denominado de microdeformação.

O objetivo deste estudo utilizando-se da extensiometria, foi analisar e comparar as microdeformações, sob carregamento não axial estático mediante a influência dos pilares protéticos CNM e minipilares comparativamente no comportamento mecânico da prótese parcial fixa de três elementos implantossuportada.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Biomecânica

Wiskott e Belser (1999) relacionaram a falta de osseointegração à dissipação de tensão no tecido ósseo, discutindo a relação entre as tensões aplicadas e o equilíbrio do tecido ósseo. Ao se aplicar força ao tecido ósseo, deformações ocorrem em seu arranjo estrutural. Matematicamente, esta força aplicada pode ser quantificada ao se observar a alteração geométrica do tecido ósseo. Tensão é definida na física como uma força aplicada em uma determinada área, enquanto a deformação é definida como proporção da alteração geométrica, descrita como a razão entre o comprimento sob tensão de um corpo sobre suas dimensões iniciais. Com isto, a deformação é uma entidade sem unidade. Devido às características minuciosas, estas alterações geométricas recebem o nome de microdeformações ($\mu\epsilon$). Assim, 1000 $\mu\epsilon$ correspondem à encurtamento de 0,1% do volume original do corpo em estudo. Uma regra geral de conversão equaciona que a microdeformação resultante é igual à tensão aplicada, dividida pelo módulo de elasticidade do material ($\epsilon = \sigma / E$). Com base em estudos clínicos e experimentais prévios, os autores quantificaram as microdeformações presentes nas diferentes dinâmicas apresentadas pelo tecido ósseo, quando frente a tensões de diferentes magnitudes. A falta de função do tecido ósseo resulta em efeito deletério, causando a redução de massa do mesmo ao longo do tempo. Devido ao estímulo mecânico inadequado, o tecido ósseo que é reabsorvido durante a remodelação óssea natural é depositado em menor volume, processo observado clinicamente como reabsorção, onde os valores de microdeformação geralmente se encontram abaixo de 10 $\mu\epsilon$, variando até 100 $\mu\epsilon$. Frente a tensões mais elevadas, o tecido ósseo apresenta o comportamento de equilíbrio. Esta homeostasia é encontrada quando o tecido ósseo é submetido a tensões consideradas normais, expressadas por microdeformações resultantes de até 2000 $\mu\epsilon$. Quando o tecido ósseo é submetido a tensões ainda

mais elevadas, consideradas como acima do funcional, ou sobrecarregamento, observamos um aumento da massa óssea, observada em microdeformações entre 2000 $\mu\epsilon$ e 4000 $\mu\epsilon$. Ao submetemos o tecido ósseo a uma sobrecarga patológica, causamos dano irreversível à sua estrutura, pois o tecido não consegue realizar processos fisiológicos de adaptação e reparação tecidual. A microdeformação observada nesta situação abrange o intervalo entre 4000 $\mu\epsilon$ e 20000 $\mu\epsilon$. Valores acima de 25000 $\mu\epsilon$ resultam em fratura óssea.

A carga excessiva na interface osso-implante é um dos fatores que leva a perda de osso marginal ao redor do implante (Quirynen et al., 1992; Leucht et al., 2007; Nishioka et al., 2016). Frost em 1994, realizou um estudo sobre a lei de Wolff e a adaptação estrutural do osso gente a estímulos/força mecânicas. De acordo com a lei de Wolff, toda mudança na forma ou na função do tecido ósseo é seguida por mudanças nas estruturas internas deste tecido, seguindo de alterações na conformação externa. O microdano no osso e atividade de remodelação associada com o processo de reparação dessas regiões foram pesquisados em um teste *in vivo*, onde se afirmou que fraturas ósseas são observadas em microdeformação com valores acima de 25000 $\mu\epsilon$ (Nishioka et al., 2016).

Pjetursson et al. (2007), afirmou baseado em estudos prospectivos e retrospectivos que após 5 anos uma prótese fixa convencional apresenta uma taxa de sobrevivência de 93.8% e que prótese fixa sobre implante apresenta 95.5%; após 10 anos em função, a estimativa de sobrevivência decai para 89.2% e 86.7% respectivamente. Observou também que as reabilitações com próteses fixas sobre implante apresentam complicações técnicas mais elevadas (prejuízo ósseo, fratura do implante, fratura do parafuso ou pilar, perda da retenção devido ao cimento, fratura ou deformação da infraestrutura ou da cerâmica de cobertura, perda do parafuso de retenção/fixação de acesso a restauração) e que coroas metalocerâmicas apresentaram um índice de sobrevida significativamente maior que coroas sem metal após 5 anos em função.

Abu-Hammad et al. (2007), investigaram o efeito do posicionamento compensado de implantes intermediários ou distais, nos valores de tensão compressiva no tecido ósseo ao redor da área cervical dos implantes. Foram

confeccionadas próteses parciais fixas de três elementos, com diferentes posicionamentos dos implantes pilares e também as condições de aplicação de carga (vertical, lingual e mesial). Os resultados demonstraram que o implante que recebeu a carga diretamente apresentou os maiores valores de tensão compressiva em todas as situações estudadas. Foi concluído que a configuração da supraestrutura, assim como o número e o posicionamento dos implantes suporte influenciaram na dissipação de cargas ao longo das estruturas protéticas ao osso periférico.

Além de complicações mecânicas, as falhas das conexões protéticas também podem contribuir para complicações biológicas, como perda óssea periimplantar, comprometimento da osseointegração e sequelas de tecidos moles, entre elas a sensibilidade, inflamação e hiperplasia gengival. É fundamental para o sucesso das reabilitações orais compreender a biomecânica das junções parafusadas a fim de aumentar a probabilidade de se atingir clinicamente uma quantidade de pré-carga adequada para atingir a estabilidade da junção parafusada (Dixon et al., 1995; Guda et al., 2008).

Os implantes apresentam uma perda óssea marginal crônica que pode estar ligada à concentração de tensões sobre os implantes após a aplicação de carga (Bernardes et al., 2006). Um dos maiores desafios na execução dos trabalhos protéticos implantossuportados é o de fabricar e escolher componentes que tenham adaptação precisa e passiva sobre os implantes, visando evitar tensões que possam levar a complicações mecânicas e biológicas no trabalho executado (Neto et al., 2015).

Cargas elevadas, contatos prematuros e interferências oclusais durante movimentos excursivos, e carregamento cíclicos repetitivos contribuem para a fadiga dos componentes protéticos e afrouxamento dos parafusos (Pita et al., 2013; Sakaguchi et al., 1993). A existência de multicomponentes dos sistemas de implantes prevê a distribuição de tensões entre seus componentes para limitar sua transferência para o tecido ósseo periimplantar, e os parafusos de retenção de pilares e coroas são elementos projetados para falhar caso as cargas oclusais se tornem excessivas (Sakaguchi et al., 1995).

O efeito do número de implantes na distribuição de tensão em uma prótese fixa unida na região anterior quando combinada com uma prótese parcial removível na região posterior foi verificada por Mahshid et al. (2014). Quatro modelos foram desenhados para análise de elementos finitos contendo implantes suportando uma prótese unida entre a região de caninos e uma prótese removível com pré-molares e primeiro molar. Os modelos foram diferenciados por conter números diferentes de implantes: 2 (região de canino), 3 (na região de canino e na distância média entre eles), 4 (região de canino e dois distribuídos equidistantes) e 5 (região de canino e 3 distribuídos equidistantes entre canino). Os modelos com 2, 3 e 4 implantes revelaram que ter uma melhor repartição de esforços conforme o número de implantes aumenta. No modelo com 5 implantes observou uma maior concentração de tensão nos implantes distais.

2.2 Extensometria

A extensometria é uma alternativa para avaliar tensões em estruturas, usando extensômetros.

Clelland et al. (1993), utilizaram as técnicas de extensometria e fotoelasticidade para determinar o efeito dos pilares angulares no estresse de implantes dentários.

Carr et al. (1996), avaliaram a adaptação entre os componentes e a aplicação da pré-carga nos parafusos de fixação dos implantes utilizando extensometria.

Heckmann et al. (2004), em seu estudo, quantificaram através da extensometria, a influência das técnicas de moldagem de transferência dos implantes, método de fabricação e mecanismo de retenção na adaptação da supraestrutura de próteses implantossuportadas. Foram obtidas 60 supraestruturas metálicas, divididas em 6 diferentes métodos de fabricação. A microdeformação gerada nas estruturas periimplantares e na supraestrutura de próteses implantossuportadas de três elementos foi mensurada posicionando extensômetros

na região mesial e distal dos implantes e sobre a supraestrutura metálica. Os grupos que foram fabricados sobre um modelo de trabalho, produziram maiores valores de microdeformação, em comparação aquelas obtidas diretamente enceradas sobre os implantes, sem a realização de moldagem de transferência. Foi concluído que estruturas metálicas realizadas diretamente em boca, apresentam comportamento biomecânico mais favorável.

Os extensômetros são pequenas resistências elétricas que, ao sofrerem uma deformação mínima, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que passa por eles e medem a deformação sofrida pelo objeto ao qual são aplicadas (Goiato et al., 2009). O sinal elétrico capturado é enviado para uma placa de aquisição de dados para ser transformado em sinal digital, permitindo a leitura em um computador.² Esses pequenos terminais extensométricos têm a capacidade de registrar, com grande precisão, qualquer deformação que ocorra quando são submetido à ação de um estresse (Goiato et al., 2009).

Goiato et al. (2009), utilizou da extensometria para a análise do estresse em restaurações de defeitos faciais buco-maxilares, pois é mais útil conhecer a distribuição de tensões para reabilitar esses pacientes com sucesso.

A confecção de blocos de poliuretanos e instalação de extensômetros para avaliar deformação superficial que ocorreu quando um implante recebeu uma carga de forma a simular uma situação clínica foi visto como um método *in vitro* reprodutível (Abreu et al., 2010; Rezende et al., 2015). Um adequado osso foi descrito como um pré-requisito para um tratamento de implante dentário com sucesso.

Vasconcellos et al. (2013), realizaram um estudo *in vitro* que utilizou extensometria para avaliar comparativamente o efeito de cargas verticais axiais e não-axiais em próteses parciais fixas sobre implante, variando o posicionamento dos implantes e o ponto de aplicação de carga. Três implantes de hexágono interno foram instalados no centro de cada bloco de poliuretano, com posicionamento linear e compensado. Foram instalados pilares protéticos microunit com torque de 20 Ncm. Sobre os pilares protéticos, coifas plásticas foram parafusadas e a partir de um enceramento padronizado, foram confeccionadas por fundição, dez estruturas em

liga metálica cobalto-cromo. Quatro extensômetros foram unidos à superfície dos blocos, tangenciando cada implante. Cada estrutura metálica foi parafusada com torque de 10 N.cm, sendo submetidas individualmente a cargas verticais e não verticais, de 30 kgf, aplicadas em cinco pontos pré-determinados. Os dados registrados pelos extensômetros foram analisados estatisticamente através de RM ANOVA e teste *post-hoc* de Tukey, com nível de significância convencional. Os resultados evidenciaram diferença estatisticamente significativa entre o ponto de aplicação de carga ($P = 0.0001$), com o ponto E (não-axial) gerando a maior microdeformação ($327.67 \mu\epsilon$) e o ponto A (vertical) gerando a menor microdeformação ($208.93 \mu\epsilon$). Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre o posicionamento dos implantes ($P = 0.856$). Foi concluído pelos autores, que o posicionamento dos implantes não reduziu a microdeformação resultante ao redor dos implantes, porém o ponto de aplicação de carga influenciou na magnitude desta mesma microdeformação.

A análise da distribuição da deformação também foi realizada por Rezende et al. (2015), que verificou a tensão em um único implante por meio da extensometria e análise de elementos finitos. As características das estruturas utilizadas eram: implante parafusado, pilar de cinta de 5mm, infraestrutura de metal (Cobalto Cromo) e cobertura de cerâmica (feldspática). O registro da deformação de uma carga de 300 N foi mensurado por dois extensômetros posicionados nas proximais do implante em um bloco de poliuretano, o local da aplicação de carga foi no centro oclusal, resultando em deformação de 20-587 $\mu\epsilon$. Para o teste de análise de elementos finitos os valores foram de 81-588 $\mu\epsilon$, revelando que houve concordância entre os dois testes. Em seguida, o ensaio foi realizado de modo não axial (aplicação de carga oblíqua) em ângulo de 30°. O efeito da angulação foi associado com maiores tensões no osso cortical peri-implantar, no implante e no parafuso do pilar.

Vasconcellos et al. (2015), avaliaram as microdeformações ao redor de implantes de hexágono externo e interno, sob carga axial, quando se utilizou diferentes coifas sobre os pilares microunit para confecção das estruturas metálicas, coifas pré-fabricadas em cobalto-cromo e coifas plásticas. Nesse estudo, os autores

concluíram que as conexões do tipo hexágono interno provocaram maiores valores de microdeformação ao redor dos implantes, o tipo de coifa e o local de aplicação das cargas não interferiram nos valores de tensão.

Hussaini et al. (2015), procuraram determinar em seu estudo *in vitro*, a influência da magnitude de microdeformação na alteração da homeostasia do tecido ósseo periimplantar frente a cargas oclusais. Extensômetros foram posicionados a um modelo de polimetilmetacrilato, contendo três diferentes configurações de pilares protéticos sobre implante: a) cimentado; b) UCLA; e c) intermediário. Foi realizada uma carga axial de 200 N, a frequência de 1,0 Hz, através de um sistema de teste mecânico. Os resultados evidenciaram que para todas as situações testadas, as microdeformações registradas não excederam o limite fisiológico estabelecido no estudo (200-2500 $\mu\epsilon$), sendo que os pilares protéticos UCLA apresentaram as maiores microdeformações (596,7 $\mu\epsilon$), seguido dos pilares protéticos com intermediário (462,4 $\mu\epsilon$) e pilares protéticos cimentados (386,4 $\mu\epsilon$). Os autores concluíram que a microdeformação periimplantar apresentada não se encontra abaixo do limite fisiológico do tecido ósseo.

Nishioka et al. (2016), avaliou as tensões e deformações *in vitro*, por meio da fotoelasticidade e da extensometria, em próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos variando o número de pilares: dois e três. Quatro extensômetros foram colados na superfície de cada bloco de poliuretano, tangenciando os implantes. Os resultados revelaram que três implantes apresentaram uma melhor distribuição das cargas em qualquer ponto analisado e que a região de pântico da prótese é o local que apresenta maior diferença na quantidade de deformação (2326,95 $\mu\epsilon$ para 2 implantes e 1006,57 $\mu\epsilon$ para 3 implantes). Esse estudo sugere que uma prótese fixa pode ser suportada por 2 ou 3 implantes.

2.3 Pilares protéticos

Uma precisa adaptação da interface prótese-implante foi recomendada por McCartney et al. (1993), para minimizar a tensão no parafuso da prótese e evitar a

perda óssea em torno do implante. A contração sofrida por estruturas metálicas longas decorrentes do processo de fundição promovia discrepâncias e dificuldades de adaptação no modelo de trabalho, tornando, portanto, indispensável à aplicação de métodos que visassem minimizar o desajuste marginal das próteses e assim uma relação passiva entre os implantes e os retentores. Nesse trabalho, foi proposta uma técnica visando à obtenção de assentamento passivo de próteses implanto-suportadas por meio de soldagem das bordas dos cilindros de ouro à estrutura fundida. Este procedimento almejou, com a obtenção de um modelo mestre preciso, verificar a exatidão do processo de soldagem. Inicialmente, cilindros pré-fabricados de ouro (Nobel) foram parafusados aos 5 intermediários no modelo mestre e cilindros calcináveis vazados, com espaçamento interno de 0,5 mm foram fixados a estes, exceto no cilindro mediano. Foi obtido o padrão para inclusão por união de todos os componentes com resina acrílica. O cilindro de ouro mediano foi unido diretamente no acrílico para que depois de fundida a estrutura, orientasse o assentamento sobre os intermediários posicionados na boca do paciente. O espaço compreendido entre os cilindros de ouro e a peça metálica foi preenchido com resina e a estrutura removida com os cilindros de ouro incorporados. A seguir foi fixada, através de análogos, a um bloco de revestimento para a realização do processo de soldagem de bordos. Concluída a etapa anterior, a precisão de adaptação marginal dos cilindros foi verificada no modelo mestre, e depois confirmada no paciente. Foi observada boa adaptação das fundições extensas pela técnica de soldagem de bordos de cilindros de ouro.

Em 1993, Kohavi, baseado em observações clínicas, enumerou algumas complicações relacionadas aos componentes de próteses implanto-suportadas. Relatou que as duas principais razões para as complicações são a falta de adaptação passiva entre a restauração protética e o intermediário e os contatos oclusais destrutivos. A sobrecarga ou o momento de torção exercidos sobre esta prótese, através destes contatos oclusais, resulta no afrouxamento ou fratura de um dos componentes das próteses implanto-suportada.

Complicações mecânicas relacionadas às restaurações implanto-suportadas foram relatadas numa revisão da literatura realizada por Schwartz (2000). Foi

considerado que os implantes são mais propensos às falhas nos seus componentes de fixação em casos de desajustes marginais e sobrecargas oclusais. Ocorrências de perdas ou fraturas de parafusos foram fenômenos freqüentemente mencionados tanto para pacientes parcialmente quanto completamente edêntulos. A precisão do ajuste marginal foi estimada como fator primordial para a manutenção da estabilidade do parafuso do abutment, sendo observada em diferentes sistemas com hexágono externo, uma maior incidência de movimentos rotacionais e folga do parafuso quando comparado a sistemas de conexões internas do abutment por fricção. As fraturas de componentes e estruturas foram comuns na região posterior e relacionadas a próteses suportadas por um ou dois implantes em associação a cantilevers e nos pacientes com hábitos parafuncionais. A falência das reabilitações em situações de extensões em balanço foi prevenida com fixações de largo diâmetro e pela adoção de maior número de implantes e a disposição tripode dos mesmos. Assim sendo, concluiu-se que as forças que incidem fora do eixo axial devem ser evitadas para que os componentes protéticos sejam menos solicitados e, portanto, para se obtenha maior longevidade das fixações.

O sistema cone Morse de implantes dentais foi desenvolvido em 1985 pela empresa Ankylos System (Dentsply Friadent, Mannheim, Alemanha) e utilizado clinicamente desde 1987 (Nentwig et al., 2004). Esse sistema de implante possui conexão interna mecanicamente precisa com o componente protético, na qual o pilar possui forma mais estreita na sua base, sendo esta acoplada com conexão morse no interior do implante, de forma extremamente justa (Varise et al., 2016).

A conexão cone morse (CM), promove o travamento positivo ou geométrico do sistema através da fricção mecânica entre as superfícies, interna do implante e externa do pilar (Merz et al., 2000; Savi, Lang, 2001; Pita et al., 2013). A conexão permite a transmissão de carga devido às forças de atrito entre as superfícies onde um componente apresenta um diâmetro ligeiramente maior que outro. As características do encaixe cônico, como a retirada e inserção das forças e a distribuição de tensões nos componentes, dependem do ângulo do cone, do comprimento das faces em contato, dos diâmetros interno e externo dos componentes, da profundidade da inserção, das propriedades dos materiais e do

coeficiente de atrito (Merz et al., 2000). Na plataforma dos implantes podem ser parafusados uma variedade de configurações de componentes protéticos, cuja seleção depende do planejamento, (Schwarz et al., 2000).

Segundo Coelho e Telles (2006), intermediário protético é um componente que funciona como elemento de ligação entre a prótese e o implante. Tem como função minimizar problemas originados, parte pelas dificuldades no planejamento da colocação dos implantes, e parte pela falta de refinamento da técnica de instalação desses implantes.

Segundo Rocha et al. (2012), os intermediários funcionam como se fossem os núcleos metálicos usados na prótese fixa convencional, porém, se diferem destes núcleos por serem aparafusados aos implantes, e não cimentados. Além disso, têm a peculiaridade de permitirem não apenas a fixação das coroas sobre eles com o uso de cimentos, mas também serem aparafusados.

Os principais pilares que utilizam dois parafusos disponíveis no mercado são o convencional, pilar cônico, pilar cônico angulado, minipilar cônico e minipilar cônico angulado (Rocha et al., 2012; Silva et al., 2018).

Minipilares são intermediários cônicos de perfil baixo, lançados para suprirem a dificuldade de uso dos intermediários cônicos em regiões de diminuto espaço interoclusal, o que ocorre especialmente na região posterior da arcada (Rocha et al., 2012; Silva et al., 2018). Indicado para próteses aparafusadas múltiplas apresenta várias alturas de cinta metálica, pode ser reto ou angulado e apresenta-se na forma rotacional (RO) ou lisos (Cardoso et al., 2005). Nomes comerciais e respectivos fabricantes: Mini-pilar Cônico (Neodent); Mini-Abutment (SIN); Micro Unit (Conexão); Pilar mini cônico (Bionnovation); Multi-unit (Nobel Biocare).

Pilares cônicos são intermediários em forma de meio cone com um hexágono na base pelo qual transpassa um parafuso que fixa esse anel no implante. Esse parafuso possui um hexágono e uma rosca em sua cabeça que, quando em posição, forma com o anel um cone sobre o qual se apoia um componente protético fixado por um parafuso menor (Mendes et al., 2011). É indicado para próteses unitárias ou múltiplas, onde a distância mínima interoclusal deve ser de 6,7 mm.

Possui sistema anti – rotacional (AR), apresenta várias alturas de cinta metálica e pode ser reto ou angulado (Telles et al., 2006; Mendes et al., 2011). Nomes comerciais e respectivos fabricantes: Pilar Cônico (Neodent); Pilar CNM (Intraoss); Abutment Cônico (Biomet 3i); Abutment Cônico (SIN); Esteticone (Conexão); Pilar Cônico (Bionnovation); Estético (Nobel Biocare); Pilar aparafusado (Straumann).

3 PROPOSIÇÃO

Analisar e comparar as microdeformações pelo método de extensometria, em implantes cone morse utilizando pilares CNM e minipilares para fixação de uma prótese múltipla de três elementos parafusada, submetidos a aplicação de cargas não axiais estáticas.

As hipóteses nulas deste estudo:

- a) h01: as distribuições de microdeformações serão similares para os sistemas reabilitadores que empregaram os pilares CMN ou os minipilares;
- b) h02: as distribuições de microdeformações serão similares para os pontos de aplicação de carga em ambos os sistemas reabilitadores;

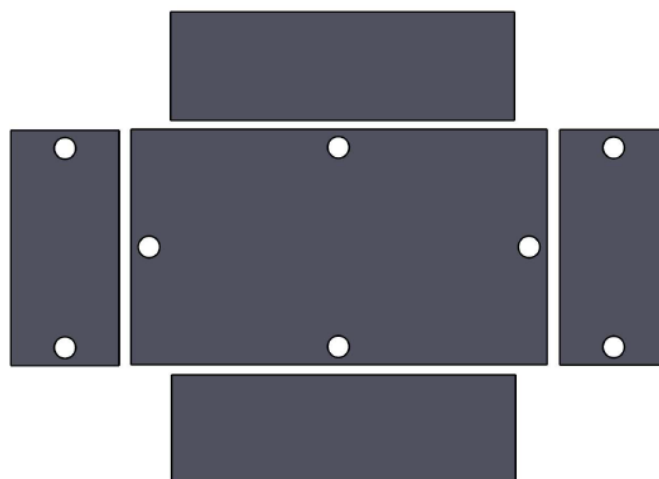
4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Confeção do modelo experimental

4.1.1 Obtenção dos blocos de poliuretano

Vinte blocos em poliuretano (F16 Axson, Cergy, França) foram obtidos e módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (poliuretano: 3,6 GPa) (osso medular: 4,0 a 4,5 GPa) (Moretti Neto et al., 2011), utilizando-se uma matriz metálica de aço inoxidável de forma retangular com dimensões internas de 95 x 45 x 30 mm (Figura 1).

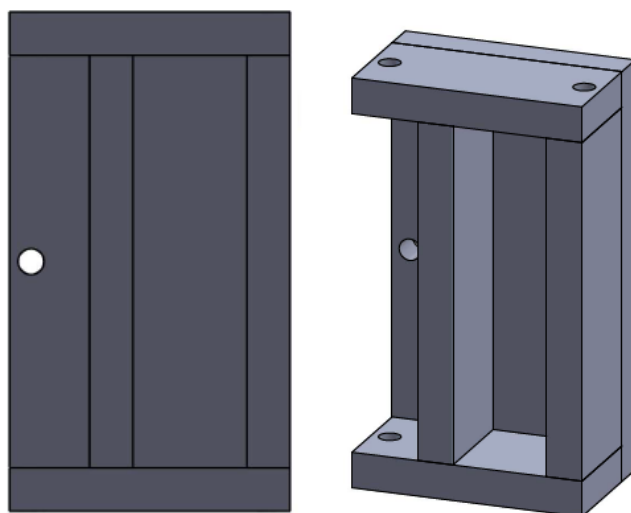
Figura 1 - Matriz usada para confecção do bloco de poliuretano desmontada



Fonte: Elaborada pelo autor.

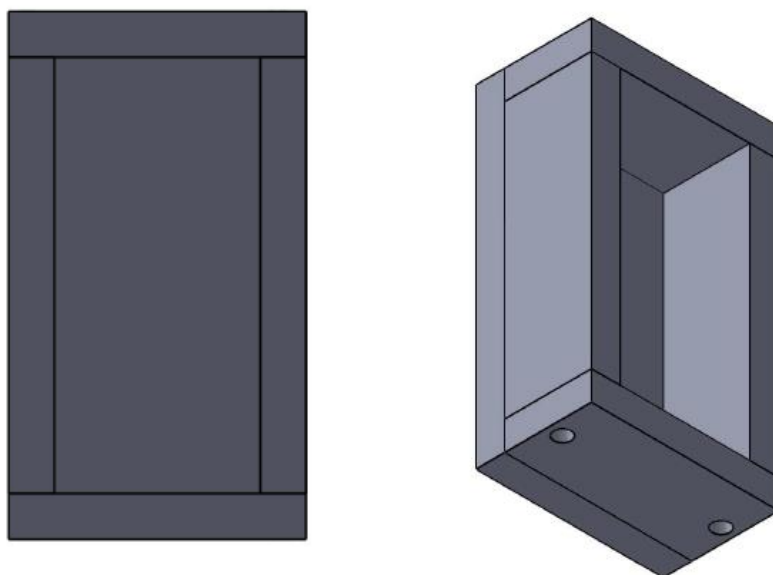
A montagem da matriz metálica foi realizada de duas formas: a primeira, para se obter o corpo do bloco de poliuretano, de dimensões 95 X 30 X 16 mm (Figura 2). A segunda montagem foi realizada para se obter a base do bloco de poliuretano, de dimensões 95 X 5 X 45 mm (Figura 3).

Figura 2 – Primeira montagem da matriz metálica, com dimensões internas de 95 X 30 X 16 mm



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 3 – Segunda montagem foi realizada para se obter a base do bloco de poliuretano



Fonte: Elaborada pelo autor.

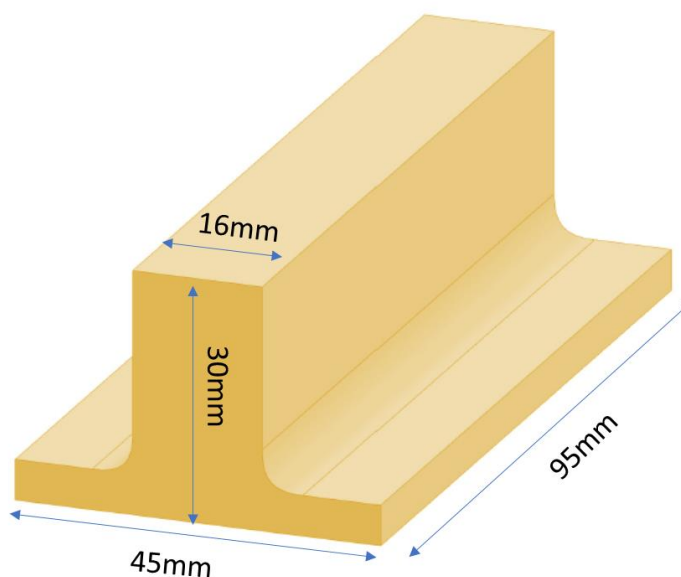
A resina de poliuretano foi manipulada utilizando proporções iguais de uma base e um catalisador em um grau de borracha com o auxílio de uma espátula de metal até homogeneização total (Moretti Neto et al., 2011). Em seguida, a resina foi vertida na matriz metálica em sua primeira montagem, preenchendo-a completamente, para obtenção do corpo do bloco em poliuretano.

Em seguida, foi realizado o acabamento de todas as superfícies do bloco, com lixa de granulação 220 (3M ESPE, Minneapolis, EUA). O corpo resultante foi posicionado no centro da matriz metálica em sua segunda montagem. A resina de poliuretano foi novamente manipulada conforme descrito anteriormente, sendo vertida na matriz metálica, para obtenção da base do bloco em poliuretano.

Após a polimerização da resina, o bloco obtido foi removido da matriz metálica. As superfícies dos blocos receberam acabamento com lixas de granulações progressivas (220 a 600) (3M ESPE, Minneapolis, EUA), até a regularização das superfícies. Após este processo, os blocos apresentaram as

dimensões de: 95 mm de comprimento por 16 mm de largura e 30 mm de altura (Figura 4).

Figura 4 – Bloco de poliuretano com suas dimensões finais



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.2 Realização das perfurações, instalação dos implantes e dos pilares protéticos

Para a instalação dos implantes nos blocos de poliuretano foi utilizado apenas um conjunto de fresas (Intraoss- Itaquaquecetuba, São Paulo, Brasil) padronizado e convencional: ponta de lança e as helicoidais de 2.0, 2.5, 2.8, 3.0 e 3.2 mm de diâmetro.

Um dispositivo metálico (Nishioka et al., 2010) foi utilizado para padronizar as perfurações de maneira linear e perpendicular à superfície. Este componente foi

posicionado e parafusado no bloco de poliuretano para a realização das perfurações dos implantes (Figuras 5 e 6). O protocolo para realização das perfurações obedeceu aos padrões tradicionais.

Figura 5 – Index para padronização das perfurações perpendiculares



Fonte: Elaborada pelo autor.

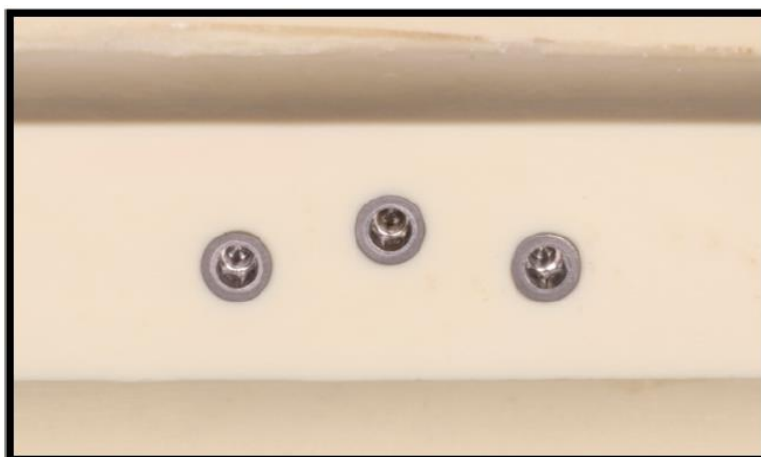
Figura 6 – Index para padronização das perfurações perpendiculares posicionado sobre o bloco em poliuretano



Fonte: Elaborada pelo autor.

As perfurações foram realizadas com motor elétrico (Driller BLM 350) e contra-ângulo (reductor Driller 20:1 PB), com velocidade média de 1800 rotações por minuto e a inserção das fixações foi realizada em 14 rotações por minuto (Figura 7).

Figura 7 – Realização das perfurações dos implantes



Fonte: Elaborada pelo autor.

O torque foi ajustado em 40 N.cm e, a finalização da instalação do implante foi realizada manualmente utilizando-se de catraca cirúrgica (Intraoss-Itaquaquecetuba, São Paulo, Brasil).

Em cada bloco foram instalados 3 implantes cilíndricos cone morse com 4,0 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento no nível do poliuretano (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil).

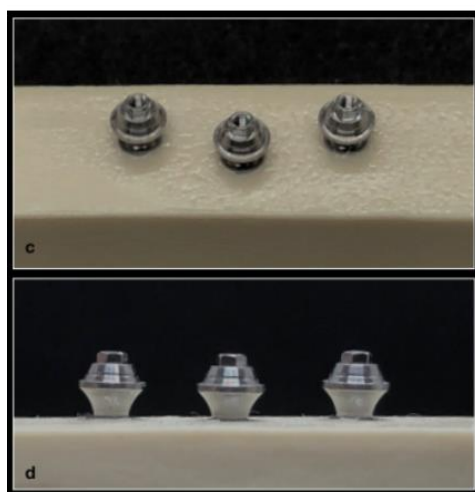
As instalações dos pilares seguiram as recomendações do fabricante (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil), os pilares CMN foram instalados com um torquímetro manual (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil) e torque de 32N.cm, enquanto que os Minipilares foram instalados com torque de 20 N.cm (Figura 8). (Figura 9).

Figura 8 – Bloco 2, pilares CNM instalados



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 9 – Bloco 1- Pilares protéticos minipilares



Fonte: Elaborada pelo autor.

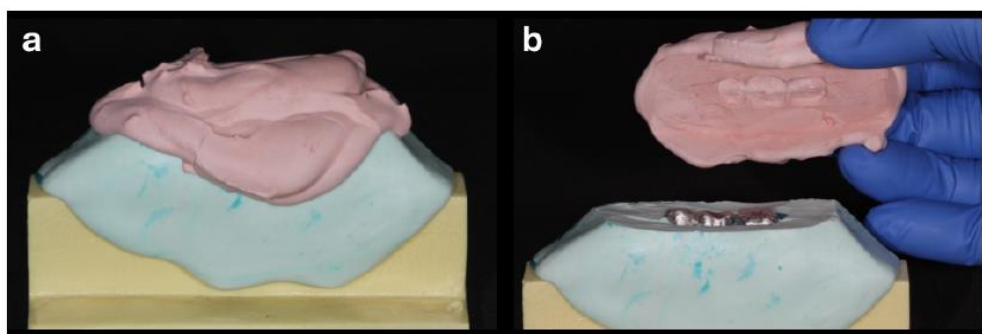
Foram desenvolvidas coifas plásticas rotacionais (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil), especialmente para este trabalho, para serem parafusadas sobre os pilares CMN e sobre os minipilares foram parafusadas

coifas plásticas rotacionais convencionais (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquetuba, SP, Brasil).

4. 2 Obtenção da prótese múltipla de três elementos

As coifas plásticas foram unidas com uma resina acrílica (Pattern Resin LS - GC, EUA) para a obtenção das próteses. Foi realizado o enceramento da prótese (segundo pré-molar, primeiro e segundo molar inferior), logo após a polimerização da resina. Foi realizado um gabarito silicone de condensação (Speedex, Coltene, Altstätten, Suíça) para certificar que a anatomia da ponte de 3 elementos pudesse ser replicada para os demais corpos de prova. A porção oclusal do gabarito foi removida e a oclusal da prótese foi novamente copiada com gesso tipo IV (Durone, Dentsply Ind. e Com. Ltda, Petrópolis, Brasil) (Figura 10).

Figura 10 - Gabarito de silicone de condensação. A) vista frontal; b) vista frontal com as partes separadas

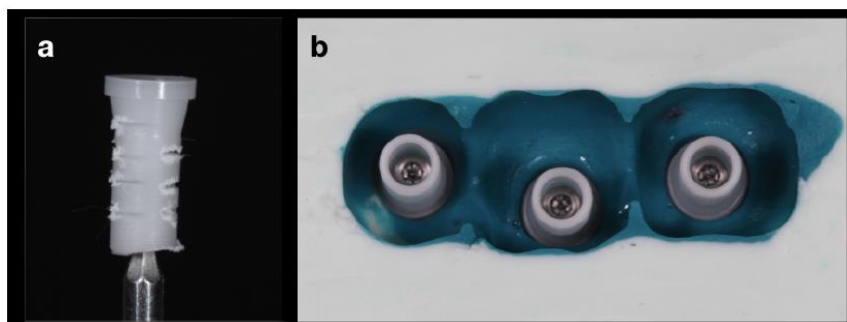


Fonte: Elaborada pelo autor.

Com a confecção do gabarito foi possível a replicação das demais amostras com as mesmas características anatômicas. Assim, as coifas plásticas rotacionais

(Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil) foram instaladas sobre cada um dos respectivos pilares, após receberem retenções (Figura 11).

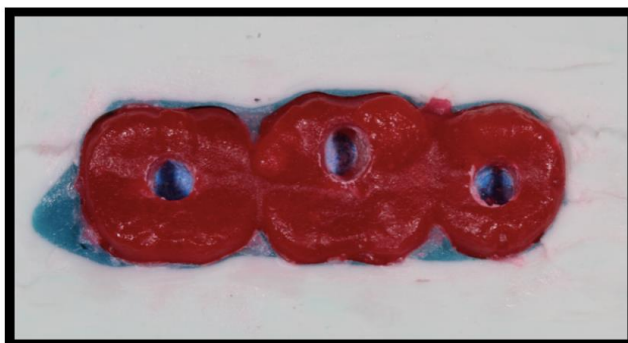
Figura 11 - Coifas. a) coifas com retenções; b) vista oclusal com as coifas em posição



Fonte: Elaborada pelo autor.

Logo após as coifas plásticas serem parafusadas, os orifícios dos parafusos protéticos foram protegidos com teflon e a porção em gesso do gabarito foi isolada com vaselina solida, para que ocorresse o correto posicionamento da porção em gesso sobre o gabarito. A resina acrílica (Pattern Resin LS - GC, EUA) foi adaptada no local e a porção superior foi posicionada sobre o gabarito até que a resina se encontrasse completamente polimerizada. Com a remoção da porção superior do gabarito foi possível visualizar a oclusal da prótese e com a utilização de uma ponta de peca reta 701 obteve-se novamente o acesso ao parafuso protético (Figura 12).

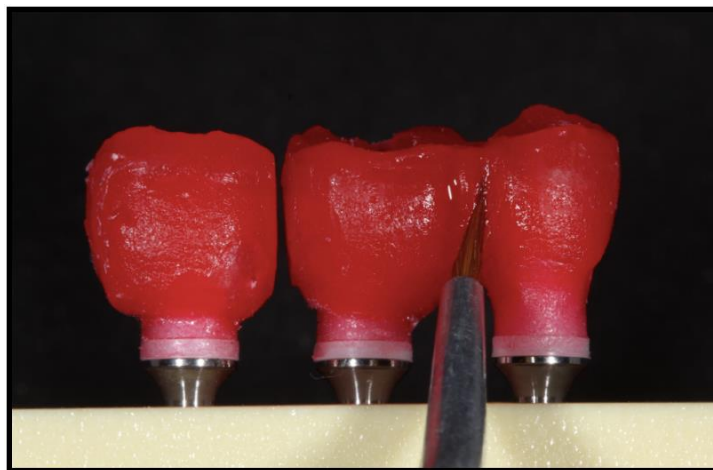
Figura 12 – Prótese das amostras em resina acrílica dentro do gabarito



Fonte: Elaborada pelo autor.

Minimizando as distorções e perda de passividade da prótese pela possível diferença entre os modelos e a contração da resina, os elementos de cada bloco foram separados e unidos novamente (Figura 13).

Figura 13 – União dos elementos sobre o bloco de poliuretano



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.1 Inclusão e fundição das próteses múltipla de três elementos

Em uma base formadora de cadinho (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, Brasil) os elementos ainda em resina foram unidos a um conduto de alimentação e sobre eles foram aplicados um agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa, São Paulo - Brasil). Logo em seguida, o conjunto foi incluído em anéis de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, Brasil), neste local foi vertido o revestimento (Bellavest SH Bego, Bremen, Alemanha) de acordo com as recomendações do fabricante (22,5mL/90g). Passado 20 minutos o revestimento foi removido do anel de silicone e levado ao forno (EDG 3000, EDGBrasil) para aquecimento, seguido da volatilização da cera, da resina e das coifas plásticas.

Foi utilizada uma liga de níquel-cromo cromo (Wironia Light Bego, Bremen, Alemanha) para a fundição e com uma mistura de gás acetileno e oxigênio, a injeção do metal ocorreu por meio de uma centrifuga convencional. Os condutos de alimentação foram removidos utilizando discos carborundum, com espessura de 0,5mm (Dentorium – Nova Iorque, EUA). O acabamento externo foi realizado com pontas diamantadas (KG Sorensen Ind. Com. Ltda., Barueri, SP, Brasil) e pontas de polimento, e o acabamento final interno foi realizado com jato de óxido de alumínio com partículas de 50 µm (Easyblast, Bego, Bremen, Alemanha). Por fim, utilizando um torquímetro analógico (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil) as próteses (n=10) foram parafusadas sobre os pilares dos grupos CMN e MP com torque de 10 N.cm, seguindo as recomendações do fabricante (Figura 14).

Figura 14 – Vista vestibular da prótese sobre os pilares



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.3 Colagem dos extensômetros

As superfícies dos blocos foram cuidadosamente limpas com álcool isopropílico e quatro extensômetros elétricos lineares KFG-02- 120-C1-11N30C2 (Kyowa Electronic Instruments Co., Tokyo, Japão) foram colados na superfície de cada bloco com adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo, SP, Brasil) configurados conforme o esquema : extensômetro 1 : direita do implante 1 extensômetro 2 : esquerda do implante 2 extensômetro 3 : direita do implante 2 extensômetro 4 : esquerda do implante 3

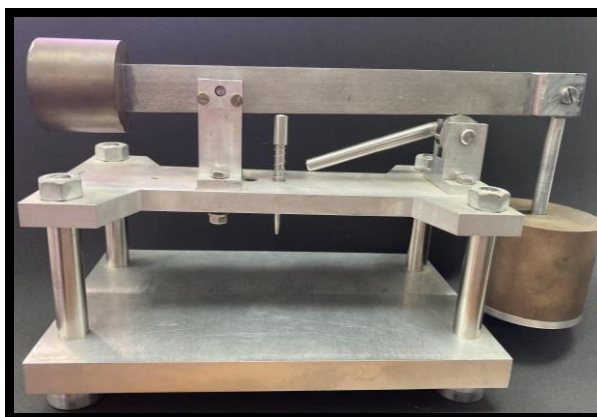
Após a colagem, foi realizada a aferição de cada extensômetro, utilizando um aparelho multímetro (Minida ET 2055, Minida, São Paulo, SP, Brasil). Na superfície superior do bloco de poliuretano foi realizada a colagem das placas terminais, onde foram adaptadas as conexões elétricas. As variações de resistência elétrica foram transformadas para unidades de microdeformação através de um aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100B Scanner System 5000, Instruments Division Measurements Group, Inc. Vishay, Raleigh, Carolina do Norte, EUA, FAPESP proc: 07/53293-4). A gravação de dados foi realizada utilizando-se o software strain-smart instalado em um microcomputador com processador Core i5

1.1Ghz, 4GB de memória RAM. Cabos elétricos permitiram a conexão entre os extensômetros e o aparelho de aquisição de dados, onde estes são encaixados em canais. Cada canal corresponde a um extensômetro, sendo: Canal 1 (C1) – esquerda do implante 1 Canal 2 (C2) – esquerda do implante 2 Canal 3 (C3) – direita do implante 2 Canal 4 (C4) – direita do implante 3.

4.4 Aplicação de cargas

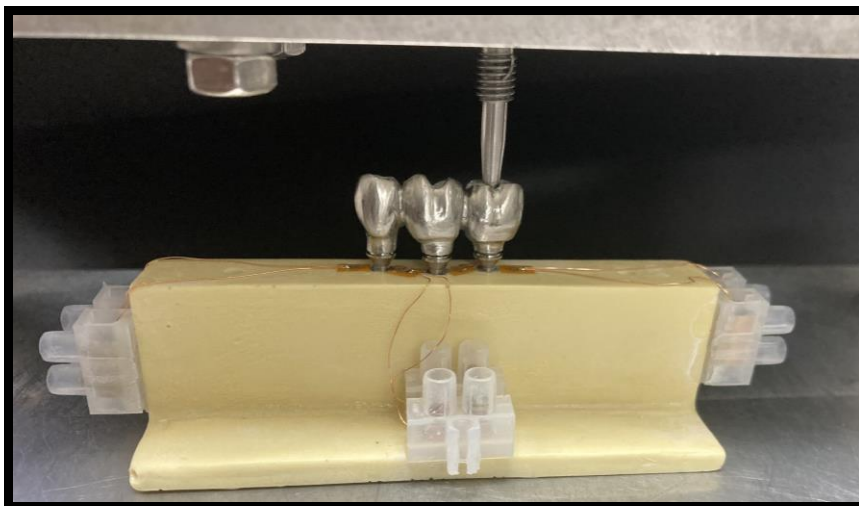
Previamente aos carregamentos, as estruturas metálicas fundidas foram fixadas sobre os respectivos implantes, com torque de 10 Ncm para os minipilares e para os pilares CNM. Foi utilizada uma ponta arredondada de 2 mm de diâmetro do dispositivo de aplicação de carga DAC (Nishioka et al., 2015), que permitirá três carregamentos verticais estáticos constantes de 30 kgf (Mericske-Stern et al., 1995) durante 10 segundos sobre o ponto axial C e os pontos não axiais D, E e F da estrutura metálica fundida (Figura 16). Ponto C: centro do parafuso de retenção do segundo molar da prótese Ponto D: 2,5 mm do centro do parafuso de retenção do segundo molar da prótese (Figura 17). Ponto E: 5 mm do centro do parafuso de retenção do segundo molar da prótese (Figura 18). Ponto F: sobre a ponta de cúspide vestibular do segundo molar da prótese (Figura 19).

Figura 15 – Dispositivo de aplicação de carga (DAC)



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 16 - Ponto C



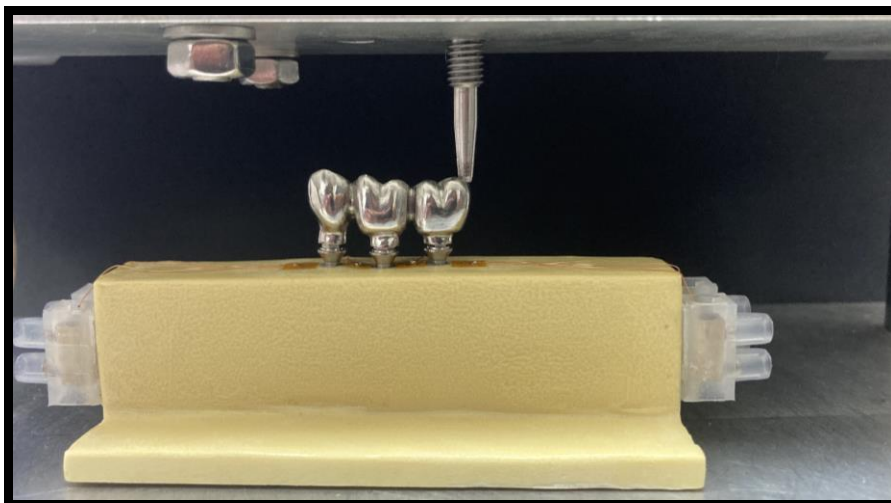
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 17 – Ponto D



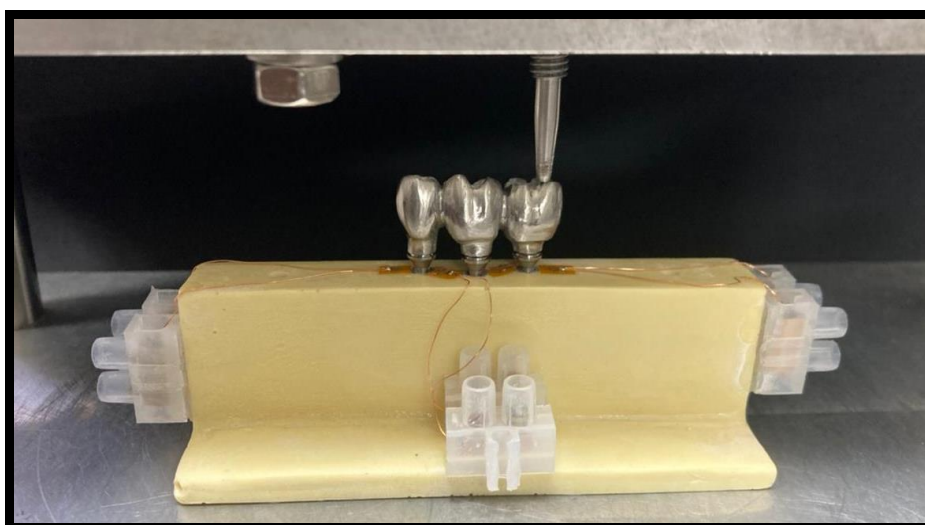
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 – Ponto E



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 19 – Ponto F



Fonte: Elaborada pelo autor.

Previamente a cada carga aplicada, foi realizada a recalibração de cada extensômetro, através do programa computacional. As microdeformações geradas durante a aplicação de carga não axiais, foram registradas pelos quatro

extensômetros e o mesmo procedimento foi realizado para todas as supra-estruturas repetindo três carregamentos por ponto de aplicação de carga. Os valores obtidos foram representados em módulo.

4.5 Delineamento experimental

Na análise extensométrica, os fatores de estudo deste experimento foram: os dois tipos de pilares (minipilar e CNM) e os locais de aplicação de carga (C,D, E e F), sob três repetições, seguindo um esquema fatorial de: 2 x 3.

4.6 Análise estatística

Os dados obtidos pelos quatro extensômetros dos diferentes pilares protéticos e diferentes locais de aplicação, sob três repetições, foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais (GraphPad Prism, GraphPad Software, version 4.00, 2003 e Excell pacote Microsoft Office 365). A estatística descritiva consisti no cálculo de médias e desvios padrões. A estatística inferencial consisti no teste de análise de variância de medidas repetidas de dois fatores (pilar protético e ponto de aplicação) (ANOVA-RM), no qual a variável ponto de aplicação foi considerada como fator repetido. O estudo do efeito interação foi representado por meio do gráfico de médias. Comparações múltiplas entre as médias foram realizadas pelo teste t em duas amostras em par para médias. Para o nível de significância foi escolhido o valor convencional de 5%.

5 RESULTADO

A tabela 1 apresenta a análise descritiva das médias dos valores de microdeformação obtidos em cada extensômetro (EG), nos pilares protéticos CNM, em cada ponto de aplicação. A maior média de microdeformação (1418,64 $\mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 4 (EG4), no ponto de aplicação F. A menor média de microdeformação (550,53 $\mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 1 (EG1), no ponto de aplicação C.

Tabela 1 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos CNM

(continua)

PONTO DE APLICAÇÃO	EXTENSÔMETRO (EG)	NÚMERO DE CORPOS DE PROVA	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO
C	EG1	10	550,538	358,165	65,05
	EG2	10	561,962	377,798	67,22
	EG3	10	557,02	344,67	61,87
	EG4	10	601,56	296,85	49,34
D	EG1	10	1083,88	225,17	20,77
	EG2	10	1109,17	133,19	12,00
	EG3	10	1102,92	198,25	17,97
	EG4	10	1054,24	190,47	18,06
E	EG1	10	1333,04	51,65	3,875
	EG2	10	1367,44	61,766	4,51
	EG3	10	1370,76	61,91	4,51
	EG4	10	1383,63	48,11	3,47
F	EG1	10	1394,22	56,74	4,069

Tabela 1 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos CNM

(conclusão)

PONTO DE APLICAÇÃO	EXTENSÔMETRO (EG)	NÚMERO DE CORPOS DE PROVA	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO
F	EG2	10	1370,08	61,22	4,468
	EG3	10	1387,01	51,51	3,719
	EG4	10	1418,64	100,27	7,068

Fonte: Elaborada pelo autor.

A tabela 2 apresenta a análise descritiva das médias dos valores de microdeformação obtidos em cada extensômetro (EG), nos pilares protéticos Minipilar, em cada ponto de aplicação. A maior média de microdeformação (1369,68 $\mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 4 (EG4), no ponto de aplicação F. A menor média de microdeformação (473,29 $\mu\epsilon$) foi observada no extensômetro 3 (EG3), no ponto de aplicação C.

Tabela 2 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos minipilar

(continua)

PONTO DE APLICAÇÃO	EXTENSÔMETRO (EG)	NÚMERO DE CORPOS DE PROVA	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO
C	EG1	10	500,02	340,578	68,11306
	EG2	10	507,21	369,96	72,93
	EG3	10	473,29	245,59	51,88
	EG4	10	517,34	289,25	55,912

Tabela 2 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos minipilar

(conclusão)

PONTO DE APLICAÇÃO	EXTENSÔMETRO (EG)	NÚMERO DE CORPOS DE PROVA	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO
D	EG1	10	1071,56	66,136	6,17
	EG2	10	1079,56	91,13	8,44
	EG3	10	1099,07	112,06	10,196
	EG4	10	978,25	187,36	19,15
E	EG1	10	1184,44	35,105	2,96
	EG2	10	1207,09	30,71	2,54
	EG3	10	1199,52	49,54	4,130
	EG4	10	1199,91	33,26	2,77
F	EG1	10	1302,82	74,29	5,70
	EG2	10	1334,21	64,43	4,82
	EG3	10	1354,44	47,52	3,50
	EG4	10	1369,68	52,43	3,82

Fonte: Elaborada pelo autor.

A Tabela 3 apresenta a análise descritiva das médias dos valores de microdeformação obtidos em cada ponto de aplicação, nos pilares protéticos CNM e minipilar.

Tabela 3 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) e desvios padrão obtidos em cada ponto de aplicação nos pilares protéticos

PONTO DE APLICAÇÃO	CNM	Minipilar
C	567,77 $\mu\epsilon$; $\pm$ 23,00	499,465 $\mu\epsilon$; $\pm$ 18,84
D	1087,55 $\mu\epsilon$; $\pm$ 24,67	1057,11 $\mu\epsilon$; $\pm$ 53,82
E	1363,71 $\mu\epsilon$; $\pm$ 21,61	1197,74 $\mu\epsilon$; $\pm$ 9,52
F	1392,48 $\mu\epsilon$; $\pm$ 20,15	1340,28 $\mu\epsilon$; $\pm$ 28,89

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com os resultados obtidos, os modelos experimentais se apresentaram capazes de resistir aos esforços exigidos sem que causassem uma deformação periférica deletéria, ou seja, uma deformação capaz de originar uma reabsorção óssea peri-implantar (3.000 $\mu\epsilon$). O grupo CMN apresentou a maior deformação periférica (1418,64 $\mu\epsilon$) para o tipo de carga aplicada (carregamento não axial).

Os dados obtidos dos valores em média de microdeformação foram submetidos a análise estatística inferencial, pela análise de variância de medidas repetidas dois fatores. Foi escolhido o nível de significância convencional de 5%, As análises inferenciais estão representadas nas tabelas 4,5,6 e 7, apresentando os efeitos dos fatores primários (pilar protético e ponto de aplicação) e de sua interação.

Tabela 4 - Análise de variância de medidas repetidas dois fatores para os dados de microdeformação em relação ao Ponto de aplicação de força C

Fonte da variação	SQ	GL	QM	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	69980,86	1	69980,86	2,140891	0,148816	4,006872
	32		32	727	95	886
Dentro dos grupos	1895887,594	58	32687,71			
Total	1965868,457	59	714			

GL: grau de liberdade; SQ: soma quadrática; MQ: média quadrática; F: fator F.

*Diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$).

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 5 - Análise de variância de medidas repetidas dois fatores para os dados de microdeformação em relação ao Ponto de aplicação de força D

Fonte da variação	SQ	GL	QM	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	13901,415	1	13901,415	1,0080975	0,319529	4,0068728
	41		41	45	62	86
Dentro dos grupos	799805,63	58	13789,752			
	22		28			
Total	813707,04	59				
	76					

GL: grau de liberdade; SQ: soma quadrática; MQ: média quadrática; F: fator F.

*Diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$).

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 6 - Análise de variância de medidas repetidas dois fatores para os dados de microdeformação em relação ao Ponto de aplicação de força E

Fonte da variação	SQ	GL	QM	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	413215,09	1	413215,09	574,55074	0,000000	4,0068728
	44		44	47	00	86
Dentro dos grupos	41713,418	58	719,19686			
	18		51			
Total	454928,51	59				
	26					

GL: grau de liberdade; SQ: soma quadrática; MQ: média quadrática; F: fator F.

*Diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$).

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 7 - Análise de variância de medidas repetidas dois fatores para os dados de microdeformação em relação ao Ponto de aplicação de força F

Fonte da variação	SQ	GL	QM	F	valor-P	F crítico
Entre grupos	40874,427	1	40874,427	21,44189	0,000021	4,0068728
	02		02	39	03	86
Dentro dos grupos	110564,70	58	1906,2880			
	94		92			
Total	151439,13	59				
	64					

GL: grau de liberdade; SQ: soma quadrática; MQ: média quadrática; F: fator F.

*Diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$).

Fonte: Elaborada pelo autor.

Na tabela 8 são apresentados os valores ($\mu\epsilon$) de média de microdeformações, nos pilares protéticos CNM e minipilar e os resultados do teste t para o fator pilar protético.

Tabela 8 - Teste t para as médias de microdeformação nos pilares protéticos CNM e minipilar

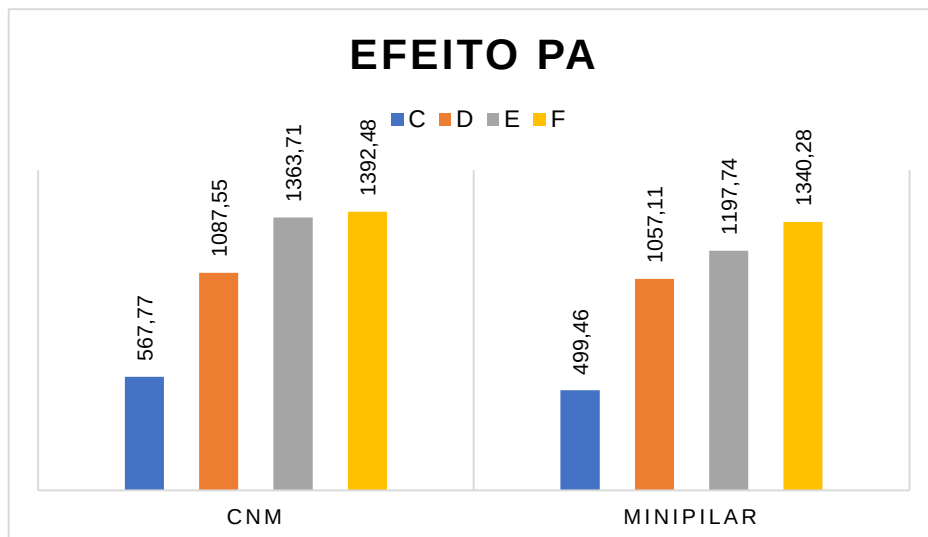
	MINIPILAR	CNM
Média	1023,650625	1102,882
Variância	109223,9279	117332
Observações	16	16
Hipótese da diferença de média	0	
GL	30	
Stat t	-0,665838296	
P(T<=t) uni-caudal	0,255301089	
t crítico uni-caudal	1,697260887	
P(T<=t) bi-caudal	0,510602178	
t crítico bi-caudal	2,042272456	

GL: grau de liberdade.

Fonte: Elaborada pelo autor.

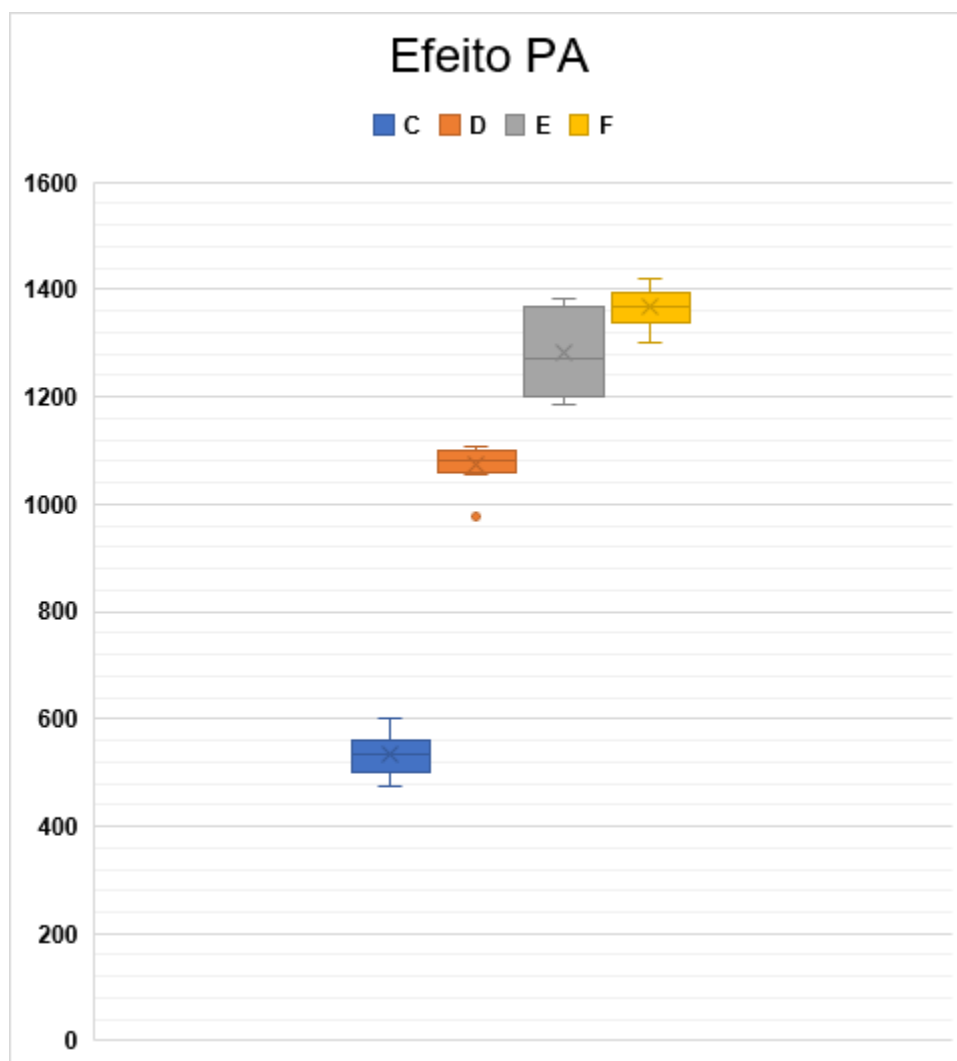
As médias e desvios padrões dos pilares protéticos sob cargas verticais, analisando o efeito pilar protético e o efeito ponto de aplicação de carga estão representadas nas figuras abaixo. (Figuras 17,18,19 e 20)

Figura 20 - Valores médios de microdeformação (μ) em relação aos pontos de aplicação de força (PA)



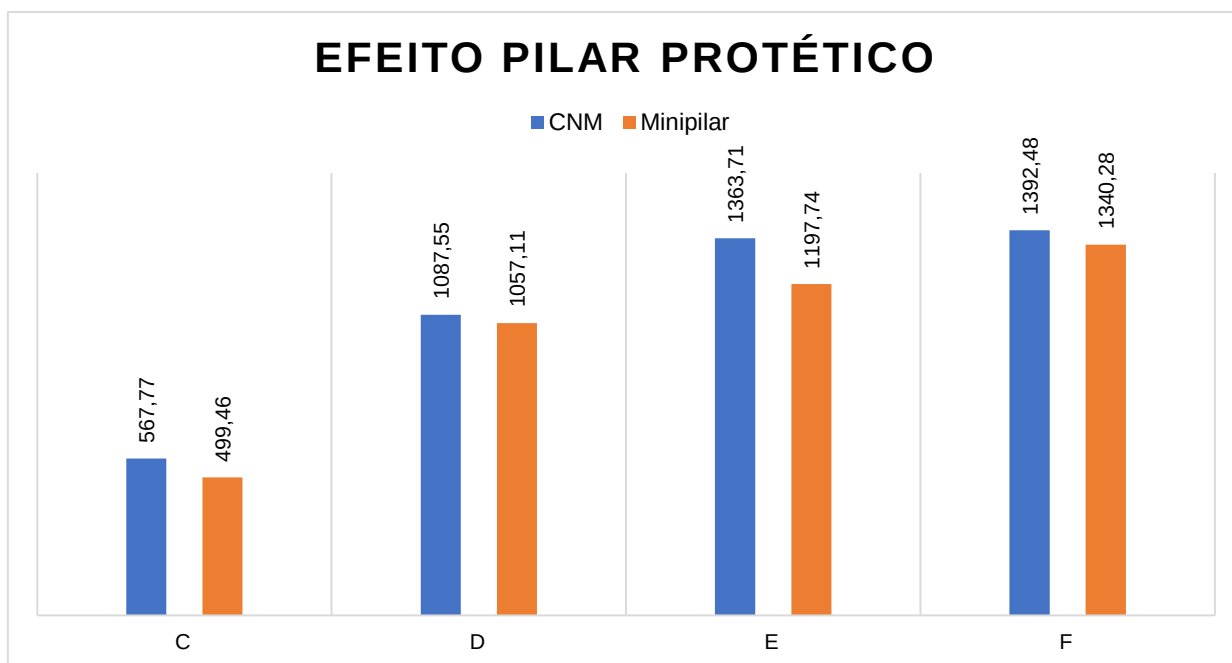
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 21 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de microdeformação (μ) em relação aos pontos de aplicação de força (PA)



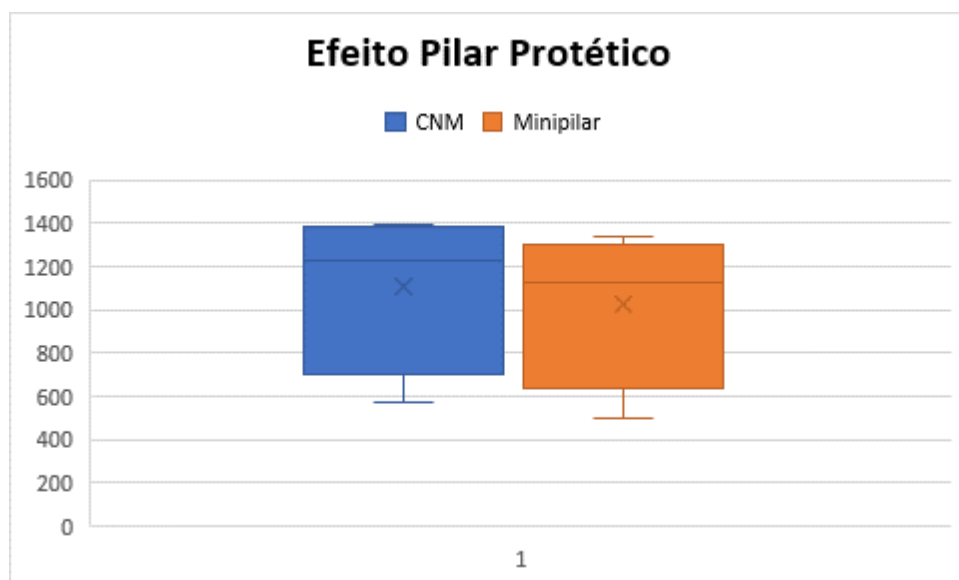
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 22 - Valores médios de microdeformação (μ) em relação ao efeito pilar protético



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 23 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de microdeformação (μ) em relação aos pilares protéticos



Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Neste estudo observou-se o comportamento biomecânico dos pilares protéticos mediante cargas aplicadas em determinados pontos, caracterizando as microdeformações capturadas pelos extensômetros. O desenho, a rigidez e a configuração geométrica da estrutura protética pode influenciar no direcionamento adequado destas resultantes. Entretanto, o sucesso clínico está diretamente ligado aos pilares protéticos, parafusos e coping, que estão sujeitos a padrões complexos de combinação de forças horizontais, verticais e oblíquas (Ribeiro et al., 2012).

As principais metodologias para avaliar as microdeformações em modelos laboratoriais são a fotoelasticidade, correlação de imagens digitais e modelos matemáticos e a extensometria e, entre elas, a extensometria tem sido utilizada amplamente por permitir mensurações das deformações superficiais de um determinado material sob carregamento estático (Nishioka et al., 2015; Nishioka et al., 2016). Esta alta precisão para mensurar o comportamento superficial de sólidos, faz com que extensometria seja uma metodologia muito eficaz na investigação do comportamento biomecânico de reabilitações implantossuportadas, uma vez que, se tratando de dois materiais em contato com diferentes propriedades mecânicas (implante x osso), quando o implante recebe um carregamento, essas tensões serão transmitidas na região de seu primeiro contato, ou seja, na superfície do osso de suporte (Kitamura et al., 2004).

Atualmente, o método de elementos finitos (FEA) é um método matemático responsável por inúmeras investigações dos sistemas reabilitadores com implantes osseointegrados (Lemos et al., 2020; Tribst et al., 2020; Kul Korkmaz et al., 2021). Porém, os modelos tridimensionais, utilizados para tal metodologia, permitem sua simplificação, o que pode gerar dados não confiáveis (Wimmer et al., 2014). A forma de avaliar a precisão deste método, ou seja, a forma de validar estes modelos teóricos e a verificação da compatibilidade de seus resultados com experimentos laboratoriais (Tribst et al., 2018). A utilização de experimentos com extensômetros para validar modelos computacionais se baseia na tecnologia empregada em seus

dispositivos de pequeno diâmetro que apresentam uma alta precisão para mensurar a deformação de superfícies (Nishioka et al., 2015).

Segundo Rangert, Jemt e Jorneus (1989), a atividade funcional da mastigação induz cargas verticais e oblíquas nas estruturas protéticas e estas cargas são transferidas da prótese para o implante e finalmente para o osso. Diante de uma carga funcional, padrões diferentes de estresse são criados em função da configuração geométrica das próteses em questão, tanto no implante quanto no osso, através do momento gerado pela força, cujas tensões resultantes são absorvidas em graus diferentes. Se a tensão resultante da força mastigatória for dirigida ao longo eixo do implante, o estresse gerado será igualmente distribuído através da seção transversal do implante (cabeça) e das roscas de fixação. Isto possibilitará uma capacidade alta de carregamento para o implante e o osso suporte. Entretanto, se a força atuar em direção transversal ou oblíqua em relação ao longo eixo do implante, a tensão resultante será gerada a partir de um momento de flexão no implante, tendo somente uma pequena porção da seção transversal para conter a carga e o osso será carregado com elevado nível de estresse.

Os vetores de força que são direcionados axialmente ao implante são de natureza compressiva; já os com direcionamento horizontal ou oblíquo, poderão resultar em deslocamento lateral e na formação de forças de torção na estrutura da prótese, constituindo-se pontos de alavanca ou em forças tencionais e de torque, que quando excessivas podem causar falha na estrutura da prótese e integração osso-implante. Em função desses aspectos, muitos questionamentos persistem referentes ao comportamento biomecânico de todos os componentes do sistema, sejam eles relacionados à estrutura e materiais utilizados para a confecção da prótese, como também para os parafusos, pilares e ao implante propriamente dito (Nishioka et al., 2010).

O resultado satisfatório do tratamento com implante ósseo integrado depende em grande parte do controle das cargas incidentes nos mesmos. Cargas excessivas mal direcionadas podem causar tensões elevadas e momentos de flexão que podem induzir a reabsorção óssea ao redor da região cervical do implante,

afrouxamento e fraturados componentes protéticos, podendo levar à sua falha (Rangert et al., 1989; Jem et al., 1991; Esposito et al., 1998; Çehreli et al., 2002).

A carga oclusal simulada neste estudo se baseou em cargas fisiológicas *in vivo* observadas em pacientes com próteses implantossuportadas verificadas no estudo de Mericske-Stern et al., 1995. Na literatura, as cargas utilizadas em análises extensométricas variaram amplamente, de 30 a 300 N (Abduo et al., 2011; Akça et al., 2002; Çehreli et al., 2002; Hekimoglu et al., 2004; Vasconcellos et al., 2011, 2013; Nishioka et al., 2015; Santis et al., 2015; Tribst et al., 2017; Rodrigues et al., 2014; Nishioka et al., 2016; Scalzer Lopes et al., 2021). Para a análise extensométrica foram realizados três episódios de aplicação de carga no mesmo corpo de prova, fato motivado pela elevada sensibilidade inerente aos extensômetros nos registros das microdeformações e associada ao elevado desvio padrão das médias dos valores resultantes. Desta maneira os três episódios de aplicação de cargas forneceram maior precisão para a análise inferencial.

Os extensômetros foram posicionados como realizado em estudos prévios (Abreu et al., 2012; Akça et al., 2002; Assif et al., 1996; Çehreli et al., 2002; Karl et al., 2004; Kojima et al., 2008; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2008; Vasconcellos et al., 2011; Vasconcellos et al., 2013; Vasconcellos et al., 2015; Santis et al., 2015; Tribst et al., 2017; Rodrigues et al., 2014; Nishioka et al., 2016; Scalzer Lopes et al., 2021.), na região cervical tangenciando os implantes, buscando-se registrar a microdeformação na região de maior concentração de tensões. Quando um implante recebe carga oclusal, a tensão é transferida ao osso, com a maior concentração de tensões na porção mais coronária do tecido ósseo periimplantar. Isto é consequência de um princípio geral da engenharia que afirma que quando dois materiais estão em contato e um deles é carregado, as tensões serão maiores onde os materiais tem o primeiro contato (Isidor et al., 2006).

A concepção protética do pilar cônico CNM foi idealizada para ser utilizada em prótese unitária, devido ao desenho antirotacional. A utilização de coifas sem o sistema antirotacional para a fundição em próteses múltiplas poderia abrir uma outra opção para a utilização deste pilar. Este fato mereceu destaque para realizar esta

pequisa, trata-se da continuidade de estudos prévios realizados por Scalzer Lopes e colaboradores, que aplicou apenas cargas axiais.

Analizando os resultados descritos nas tabelas 1 e 2, os menores valores de microdeformação foram observados no minipilar. Observando-se a tabela 3, a maior média de microdeformação ($1392,48 \mu\epsilon$; $\pm 20,15$) foi observada no ponto de aplicação F, no pilar protético CNM e a menor média de microdeformação ($499,465 \mu\epsilon$; $\pm 18,84$) foi observada no ponto de aplicação C, no minipilar. Apesar dos pilares CNM terem apresentado os maiores valores de microdeformação, todos os valores encontrados neste estudo estão dentro da faixa de homeostasia óssea (entre $100 \mu\epsilon$ e $2000 \mu\epsilon$) apresentadas no estudo de Wiskott e Belser (1999), sendo considerados fisiologicamente aceitos.

Observando a tabela 3 a maior média de microdeformação ($1392,48 \mu\epsilon$; $\pm 20,15$) foi observada no ponto de aplicação F, no pilar protético CNM e observando a tabela 3 a maior média de microdeformação no minipilar foi também no ponto de aplicação F ($1340,28 \mu\epsilon$; $\pm 28,89$). O ponto de aplicação F esteve inciente sobre a ponta de cúspide vestibular do segundo molar da prótese, os resultados obtidos neste ponto estão em conformação com Misch (2006) que descreveu vários aspectos relacionados às próteses sobre implante. No capítulo de considerações oclusais, citou que o ângulo de força em relação ao corpo do implante pode ser influenciado pela inclinação da cúspide. A dentição natural tem sempre cúspides íngremes e inclinadas, e o ângulo de 30° da cúspide tem sido restaurado nos dentes de próteses e nas coroas de dentes naturais. Os ângulos maiores das cúspides podem incisar o alimento mais fácil e eficientemente, ainda que os contatos oclusais ao longo das cúspides anguladas resultem em cargas anguladas ao osso da crista. A magnitude das forças é minimizada quando o contato oclusal angulado não é um contato prematuro, mas em vez disso é uma carga uniforme sobre uma série de dentes ou implantes. Contudo, a carga angulada da cúspide aumenta o estresse resultante, sem benefícios observáveis. Por conseguinte, nenhuma vantagem é obtida, mas o risco é aumentado.

Segundo o teste ANOVA RM 2-fatores apresentado nas tabelas 4,5,6 e 7 o fator ponto de aplicação (PA) e da interação entre os fatores não foram

estatisticamente significantes. Para PA C p-valor: 0,14881695, para PA D p-valor: 0,31952962, para PA E p-valor: 0,00000000 e para PA F p-valor: 0,00002103. Os diferentes pontos de aplicação de cargas (C, D, E e F), apresentaram valores semelhantes de microdeformação ao redor dos implantes. Os resultados obtidos estão em eufonia com Abreu et al. (2012).

Os resultados obtidos se encontram de acordo com Scalzer Lopes (2021), visto que em seu estudo os pontos de aplicação de carga mais periféricos (pontos A e C), mesmo esses sendo axiais, foi possível observar uma maior concentração de tensão e deformação nas estruturas mais próximas as regiões de carregamentos, já quando a carga foi aplicada em uma região mais próxima ao centro da prótese (ponto B), as tensões e deformações se distribuíram de forma mais homogênea. Neste estudo, observou-se que quanto mais distante o ponto de aplicação de força do centro da prótese, maior foi a microdeformação capturada pelo extensômetro em ambos os pilares protéticos. Em ordem decrescente de microdeformação: (Pontos C, Pontos D, Pontos E e Pontos F). Neste estudo além da extensimetria foi utilizado elementos finitos (FEA) e dessa forma o ensaio laboratorial comprovou os estudos matemáticos realizados previamente.

Um fato que chamou atenção nos resultados obtidos assim como nos estudos de Scalzer Lopes, foi não ter havido diferenças nestes pilares, pois o diâmetro do pilar cônico CMN (1,8mm) é maior do que o do minipilar (1,2mm). Este fato deveria minimizar microdeformações no pilar cônico.

As hipóteses nulas do trabalho não foram descartadas, uma vez que a utilização de pilares CMN para suportar uma prótese implantossuportada de três elementos não apresentou diferença no comportamento biomecânico quando comparada com a utilização de minipilares. O aumento do componente vertical do pilar CMN, ou seja, a altura de 3,5 mm e a presença de uma geometria antirrotacional, poderia sugerir uma maior concentração de tensão (> 10%) e até mesmo uma maior deformação óssea periférica, uma vez que estes componentes em uma prótese múltipla poderiam gerar tensões pré-carregamento causada pela desadaptação entre a prótese e os pilares ou pela perda de passividade no assentamento das mesmas (Brunski et al., 2000).

7 CONCLUSÃO

Sendo assim, pode ser concluído a partir desta pesquisa:

- a) as distribuições de microdeformações são similares para os sistemas reabilitadores que empregaram os pilares CMN ou os minipilares;
- b) as distribuições de microdeformações são similares para os pontos de aplicação de força em ambos os sistemas reabilitadores;
- c) ambos os grupos de pilares apresentaram os maiores picos de tensão no ponto de aplicação na região mais distal do elemento dentário e em ponta de cúspide;
- d) o componente não axial do pilar CMN parece não contraindicar sua utilização suportando próteses múltiplas.

REFERÊNCIAS*

Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Jun;22(6):658-63. doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02019.x. Epub 2010 Oct 6.

Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani RL Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses: strain gauge analysis. *J Prosthodont.* 2012 Oct;21(7):535-9. doi:10.1111/j.1532-849X.2012.00871.x. Epub 2012 Aug 20.

Abreu CW, Vasconcellos LGO, Balducci I, Nishioka RS. A comparative study of micro strain around three-morse taper implants with machined and plastic copings under axial loading. *Braz J Oral Sci.* 2010;(9):11-5.

Abu-Hammad O, Khraisat A, Dar-Odeh N, Jagger DC, Hammerle CH. The staggered installation of dental implants and its effect on bone stresses. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007 Sep;9(3):121-7. doi:10.1111/j.1708-8208.2007.00055.x

Akça K, Çehreli MC, Iplikçioglu H. A comparisom of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodon.* 2002 Mar-Apr;15(2):115-21.

Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996 Mar; (3):285-91. doi:10.1016/s0022-3913(96)90486-2.

Bernardes SR, Araújo CAD, Fernandes AJ, GomesVL, Neves FDD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. *Implant News.* 2006;3(4):355-9.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1969;3(2):81-100. PubMed PMID: 4924041. doi:10.3109/02844316909036699.

Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthod.* 1975 Jan;67(1):1-10. doi:10.1016/0002-9416(75)90124-4.

Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):15-46

Campos Jr A, Passanezi E, Nahas D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I – Campo de aplicação. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1986; 16(1): 20-5.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2019 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Cardoso ACO. Passo a passo da prótese sobre implante. 2.ed. São Paulo: Santos; 2005. 404p.

Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Sep-Oct;11(5):589-98. PMID: 8908856.

Coelho AB, Telles D. Intermediários e componentes protéticos. In: Telles D, Coelho AB. *Próteses sobre implantes*. Rio de Janeiro: Quintessence; 2006. p.34-65. ISBN 9788578890445.

Cehreli MC, Duyk J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res*. 2004;15(2):249-57. PMID: 15008938

Çehreli MC, Iplikcioglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent*. 2002;11(3):286-92. doi:10.1097/00008505-200207000-00015.

Cehreli MC, Kökat AM, Comert A, Akkocaoğlu M, Tekdemir I, AkçaK. Implant stability and bone density: assessment of correlation in fresh cadavers using conventional and osteotome implant sockets. *Clin Oral Implants Res*. 2009; 20(10):1163-9. PMID:19681964. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01758.x.

Cerqueira NM, Ozcan M, Gonçalves M, da Rocha DM, Vasconcellos DK, Bottino MA, et al. A strain gauge analysis of microstrain induced by various splinting methods and acrylic resin types for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(2):341-5. PMID: 22442773.

Chen XY, Zhang CY, Nie EM, Zhang MC. Treatment planning of implants when 3 mandibular posterior teeth are missing: a 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dent*. 2012 Aug;21(4):340-3. doi: 10.1097/ID.0b013e31825cbc67. PMID: 22814561.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(5):541-8. PMID: 8112794.

Clelland NL, Seidt JD, Daroz LG, McGlumphy EA. Comparison of strains for splinted and non splinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(5):953-9. PMID: 20862409

Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *Int J Implant Prost Dent*. 1995;74(3):270-8.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. *J Oral Rehabil*. 2001 Mar;28(3):226-33. PMID: 11350577.

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.

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

Galvão GH, Grossi JA, Zielhuis JC, Giovanni AF, Furuse AY, Gonzaga CC. Influence of metal and ceramic abutments on the stress distribution around narrow implants: a photoelastic stress analysis. *Implant Dent.* 2016;25:1-5. PMID: 26963745. doi: 10.1097/ID.0000000000000406

Gennari Filho GH, Silva CR, Goiato MC, Mazaro JVQ. Influência das variáveis morfológicas em modelos fotoelásticos com implantes, submetidos a carga axial. *Rev Odontol Araçatuba.* 2014;35(1):14-7.

Gastaldo JF, Pimentel AC, Gomes MH, Sendyk WR, Lagana DC. Stress analysis on single cobalt/chrome prosthesis with a 15mm Cantilever placed over 10/13/15mm length implants: a simulated photoelastic model study. *J Oral Implantol.* 2014 Jun; 41(6):706-11. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-13-00139.

Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro Pdo P, Ferraço R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J Craniofac Surg.* 2009 Mar;20(2):561-4. doi: 10.1097/SCS.0b013e31819ba3a6. PMID: 19305257.

Goiato MC, Pesqueira AA, Santos DM, Haddad MF, Moreno A. Photoelastic stress analysis in prosthetic implants of different diameters: mini, narrow, standard or wide. *J Clin Diagn Res.* 2014 Sep;8(9):ZC86-90. doi: 10.7860/JCDR/2014/8489.4902. Epub 2014 Sep 20. PMID: 25386531; PMCID: PMC4225983.

Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent.* 2008 Sep;100(3):183-93. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60177-8. PMID: 18762030.

Haraldson TA. photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1980;3(14):209-14.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. an in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 2004 Aug;15(4):466-73. doi:10.1111/j.1600-0501.2004.01027.x.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. *Clin Oral*

Implants Res. 2006 Jun;17(3):345-50. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01177.x. PMID: 16672032.

Hekimoglu C, Anil N, Çehreli MC. Analysis of strain endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. J Prosthet Dent. 2004 Nov;92(5):441-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.07.023.

Hussaini S, Vaidyanathan TK, Wadkar AP, Quran FA, Ehrenberg D, Weiner S. Peri-implant strain in an in vitro model. J Oral Implantol. 2015 Oct;41(5):532-7. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-12-00305. Epub 2013 Oct 11.

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. Clin Oral Implants Res. 1997 Feb;8(1):1-9. doi: 10.1111/j.1600-0501.1997.tb00001.x. PMID: 9586450.

Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991 Spring;6(1):29-36. PMID: 1843491.

Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 Jan-Feb;19(1):30-7.

Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. J Prosthodont. 2008;17(1):3-8. doi: 10.1111/j.1532-849X.2007.00236.x.

Kim Y, Park JY, Park SY, Oh SH, Jung Y, Kim JM, et al. Economic evaluation of single-tooth replacement: dental implant versus fixed partial denture. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29(3):600-7. PMID: 24818198

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2004 Aug;15(4):401-12. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01022.x. PMID: 15248874.

Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. Implant Dent. 1999;8(2):141-51. PMID: 10635156.

Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2004;15(4):401-12. PMID: 15248874 doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01022.x.

Kohavi D. Complications in the tissue integrated prostheses components: clinical and mechanical evaluation. *J Oral Rehabil.* 1993 Jul;20(4):413-22. doi: 10.1111/j.1365-2842.1993.tb01625.x. PMID: 8350176.

Kojima AN. Extensometria: avaliação de implantes de sextavado externo posicionados na configuração linear e compensada (offset), sob carregamento axial [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2008.

Krafft T, Winter W, Wichmann M, Karl M. In vitro validation of a novel diagnostic device for intraoperative determination of alveolar bone quality. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Mar-Apr;27(2):318-28. PMID: 22442770.

Kul E, Korkmaz İH. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 2021 Feb 9:S0022 3913(20)30736-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.09.058.

Lee JI, Lee Y, Kim YL, Cho HW. Effect of implant number and distribution on load transfer in implant-supported partial fixed dental prostheses for the anterior maxilla: A photoelastic stress analysis study. *J Prosthet Dent.* 2016 Feb;115(2):161-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.021. Epub 2015 Nov 6. PMID: 26548878.

Lekholm U, Gröndahl K, Jemt T. Outcome of oral implant treatment in partially edentulous jaws followed 20 years in clinical function. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(4):178-86. PMID: 17100743 Doi: 10.1111/j.1708-8208.2006.00019.x.

Lemos CAA, Verri FR, Noritomi PY, Kemmoku DT, Souza Batista VE, Cruz RS, et al. Effect of bone quality and bone loss level around internal and external connection implants: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 2021 Jan;125(1):137.e1-137.e10. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.06.029. Epub 2020 Oct 31. PMID: 33139058.

Leucht P, Kim JB, Wazen R, Currey JA, Nanci A, Brunski JB, Helms JA. Effect of mechanical stimuli on skeletal regeneration around implants. *Bone.* 2007 Apr;40(4):919-30. doi: 10.1016/j.bone.2006.10.027. Epub 2006 Dec 18. PMID: 17175211; PMCID: PMC1987325.

Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, May P. The ucla abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988 Fall;(3):183-9.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):831-8. doi: 10.1177/00220345550340060601. PMID: 13271653.

Mahshid M, Geramy A, Ejlali M, Sedaghat Monfared M, Rezvani Habib Abadi S. Effect of the number of implants on stress distribution of anterior implant-supported fixed prostheses combined with a removable partial denture: a finite element analysis. *J Dent (Tehran).* 2014;11(3):335-42. PMID: 25628669 PMCID: PMC4290762. PMID: 25628669 PMCID: PMC4290762

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frame works with marginal gaps over angle and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007;16(2):117-22. PMID:17362421. doi: 10.1111/j.1532-849X.2007.00161.x.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006 Jan;33(1):75-8. doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01545.x.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*. 1955 Dec;34(6):831-8. doi: 10.1177/00220345550340060601.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007 Mar-Apr;16(2):117-22. doi:10.1111/j.1532-849x.2007.00161.x.

Mahshid M, Geramy A, Ejlali M, Sedaghat Monfared M, Rezvani Habib Abadi S. Effect of the number of implants on stress distribution of anterior implant-supported fixed prostheses combined with a removable partial denture: a finite element analysis. *J Dent (Tehran)*. 2014;11(3):335-42. PMID: 25628669 PMCID: PMC4290762. PMID: 25628669 PMCID: PMC4290762.

McCartney JW, Doud R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet Dent*. 1993 Jul;70(1):17-20. doi: 10.1016/0022-3913(93)90031-i. PMID: 8103559.

Menani LR. Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes cone morse [tese]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo (USP), Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2009.

Mendes DP. Quando e porque utilizar pilares intermediários ou abutments UCLA em próteses aparafusadas sobre implantes [tcc]. Belo Horizonte (MG). Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais; 2011.

Mericske-Stern R, Assal P, Merickse E, Ing WB. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 May-Jun;10(3):345-54. doi: 10.1097/00008505-199600510-00032.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jul-Aug;15(4):519-26. PMID: 10960985.

Misch CE. Prótese sobre implantes. São Paulo: Ed. Santos; 2006.

Moretti Neto RT, Hiramatsu DA, Suedam V, Conti PC, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant-supported prosthesis--compression tests. *J Appl Oral Sci.* 2011 Jan-Feb;19(1):47-51. doi: 10.1590/s1678-77572011000100010. PMID: 21437469; PMCID: PMC4245863.

Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol.* 2004;30(3):171-7.

Neves FDD, Fernandes Neto AJ, Oliveira MRDS, Lima JHF. Seleção de intermediários para implantes Brånemark compatíveis. Parte I: Casos de implantes múltiplos. *BCI.* 2000;7(25):6-19.

Neves FD, Verissimo AG, da Silva Neto JP, do Prado CJ, de Araújo CA. Photoelastic stress analysis of different wide implant/abutment interfaces under oblique loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013 Jan-Feb;28(1):e39-44.

Nishioka RS, Rodrigues VA, De Santis LR, Nishioka GN, Santos VM, Souza FÁ. Comparative microstrain study of internal hexagon and plateau design of short implants under vertical loading. *Implant Dent.* 2016 Feb;25(1):135-9. doi: 10.1097/ID.0000000000000345. PMID: 26540362.

Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, de Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010 May-Jun;18(3):225-30. doi:10.1590/s1678-77572010000300005.

Nishioka RS, Vasconcellos LG, Jóias RP, Rode Sde M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J.* 2015 May-Jun;26(3):258-62. doi: 10.1590/0103-6440201300321. doi: 10.1590/0103-6440201300321.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent.* 2011 Apr; 20(2):e24-32. doi:10.1097/ID.0b013e318211fce8.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka LN. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant Dent.* 2009 Dec;18(6):512-20. doi: 10.1097/ID.0b013e3181bcc621. PMID: 20009605.

O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dent.* 2000;9(3):207-18. doi:10.1097/00008505-200009030-00006.

Pereira JR. Prótese sobre implante. São Paulo: Artes Médicas; 2012.

Pereira Neto DCP. Adaptação in vitro da plataforma protética de pilares UCLA unidos por barra, em função da cinta e ponto de solda, nas reabilitações

maxilofaciais sobre implantes. [dissertação]. Brasília (DF): Universidade de Brasília; 2015.

Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol* 2014 Apr;40(2):117-22. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00138. Epub 2011 Dec 30.

Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the 109 biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014 Apr;40(2):217-28. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00066.

Pimentel AC, Manzi MR, Polo CI, Sendyk CL, Naclério-Homem MD, Sendyk WR. Photoelastic analysis on different retention methods of implant supported prosthesis. *J Oral Implantol*. 2015 June; 41(3):258-63. doi:10.1563/aaid-joi-d-12-00200.

Pita MS. Estudo biomecânico de conexões implante/pilar com parafusos convencionais e parafusos modificados tipo Cone Morse: análise tridimensional pelo método dos elementos finitos [dissertação]. Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo (USP), Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2013.

Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implantsupported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(3):97- 113. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01439.x.

Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and over load influence marginal bone loss and fixture success of Branemak system. *Clin Oral Implants Res*. 1992;3:104-11. PMID: 1290790.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989 Fall;4(3):241-7. PMID: 2700747.

Rezende CE, Chase-Diaz M, Costa MD, Albarracin ML, Paschoeto G, Sousa EA, et al. Stress distribution in single dental implant system: three-dimensional finite element analysis based on an in vitro experimental model. *J Craniofac Surg*. 2015 Oct;26(7):2196-200. doi: 10.1097/SCS.0000000000001977. PMID: 26192032.

Ribeiro LF. Estudo in vitro da biomecânica de prótese fixa implantossuportada por meio da extensometria linear elétrica [dissertação]. Piracicaba (SP). Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2012.

Rocha PV. Todos os passos da prótese sobre implante: do planejamento ao controle posterior. São Paulo: Napoleão; 2012. p.153-201.

Rodrigues VA. Estudo das microdeformações geradas ao redor de implantes de hexágono externo, sob a aplicação de cargas axiais e não axiais em pilares

protéticos retos e angulados [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2014.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Rev Fac Odontol Bauru*. 2001;9(3/4):97-103.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 May-Jun;10(3):295-302. PMID: 7615325.

Salvi GE, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:69-85. PMID: 19885435.

Santos VMM. Estudo das microdeformações geradas ao redor de implantes de hexágono interno com roscas convencionais e implantes com platôs, sob a aplicação de carga vertical [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2013.

Santis LR. Estudo comparativo das tensões e microdeformações ao redor de pilares protéticos microunit e ucla sob carregamento axial estático [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2015.

Scalzer Lopes GR. Análise biomecânica de diferentes pilares Protéticos para próteses múltiplas: estudo In sílico e in vitro [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2021

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1:156-8. doi: 10.1034/j.1600-0501.2000.011s1156.x. PMID: 11168264.

Silva IVS, Andrade AO, Vasconcelos RG, Vasconcelos MG. Intermediários para próteses parafusadas: pilares que utilizam dois parafusos. *Salusvita*. 2018;37(3): 769-95.

Suedam V, Moretti Neto RT, Sousa EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures. *J Appl Oral Sci*. 2016 Apr;24(2):114-20. doi: 10.1590/1678-775720150297. PMID: 27119758; PMCID: PMC4836917.

Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(2):196-200. PMID: 19191796. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01609.x.

Takemae R, Uemura T, Okamoto H, Matsui T, Yoshida M, Fukazawa S, et al. Changes in mental health and quality of life with dental implants as evaluated by General Health Questionnaire (GHQ) and Health Utilities Index (HUI). *Environ Health*

Prev Med. 2012;17(6):463-73. PMID: 22528208 PMCID: PMC3493630. doi: 10.1007/s12199-012-0275-9.

Taylor TD, Belser U, Mericske-Stern R. Prosthodontic considerations. Clin Oral Impl Res. 2000;11(Suppl.1):101–7. PMID: 11168260.

Tiossi R, de Torres EM, Rodrigues RC, Conrad HJ, de Mattos Mda G, Fok AS, et al. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. J Prosthet Dent. 2014 Aug;112(2):276-84. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.09.029. Epub 2014 Jan 23. PMID: 24461947.

Tiossi R, Vasco MA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, et al. Validation off inite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. Dent Mater. 2013;29(7):788-96. PMID: 23694844 Doi: 10.1016/j.dental.2013.04.010.

Teixeira ER. Implantes dentarios en rehabilitación oral contemporánea. In: Mezzomo E. Reabilitação oral contemporânea [Internet]. Caracas: AMOLCA; 2010 [cited 2020 Ago 10]. Available from: <http://hdl.handle.net/10923/993>.

Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferraço R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. J Craniofac Surg. 2011 Nov;22(6):2060-3. doi: 10.1097/SCS.0b013e3182319812.

Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. J Craniofac Surg. 2009 Mar;20(2):471-4. doi: 10.1097/SCS.0b013e31819b9926.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Bottino MA. Influence of Socket-shield technique on the biomechanical response of dental implant: three-dimensional finite element analysis. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2020 May;23(6):224-31. doi: 10.1080/10255842.2019.1710833. Epub 2020 Jan 8. PMID: 31910647.

Tribst JP, Rodrigues VA, Dal Piva AO, Borges AL, Nishioka RS. The importance of correct implants positioning and masticatory load direction on a fixed prosthesis. J Clin Exp Dent. 2018 Jan 1;10(1):e81-e87. doi: 10.4317/jced.54489. PMID: 29670721; PMCID: PMC5899813.

Tribst JPM. Comportamento biomecânico de implantes retos e angulados sobre cargas axiais e não axiais por análise de elementos finitos e extensometria linear [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2017.

Varise CG, Abi-Rached FO, Messias AM, das Neves FD, Segalla JCM, Reis JMDSN. Sistema Cone Morse e utilização de pilares com plataforma switching. *Rev Bras Odontol*. 2015;72(1-2):53-4.

Vasconcellos LG. Avaliação in vitro da influência da aplicação de cargas axiais em próteses parciais fixas de três elementos, suportadas por implantes de conexão hexágono interno, por meio da extensometria [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2008.

Vasconcellos LG, Kojima AN, Nishioka RS, de Vasconcellos LM, Balducci I. Axial loads on implant-supported partial fixed prostheses for external and internal hex connections and machined and plastic copings: strain gauge analysis. *J Oral Implantol*. 2015 Apr;41(2):149-54. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00174. Epub 2013 Apr 10.

Vasconcellos LG, Nishioka RS, de Vasconcellos LM, Balducci I, Kojima AN. Microstrain around dental implants supporting fixed partial prostheses under axial and non-axial loading conditions, in vitro strain gauge analysis. *J Craniofac Surg* 2013 Nov; 24(6):e546-51. Doi: 10.1097/SCS.0b013e31829ac83d.

Vasconcellos LG, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Nishioka LN. Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci*. 2011 Nov-Dec;19(6):610-5. doi: 10.1590/s1678-775720110006

Wimmer T, Erdelt KJ, Raith S, Schneider JM, Stawarczyk B, Beuer F. Effects of differing thickness and mechanical properties of cement on the stress levels and distributions in a three-unit zirconia fixed prosthesis by FEA. *J Prosthodont*. 2014;23:358–66.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 1999 Dec;10(6):429-44. doi: 10.1034/j.1600-0501.1999.100601.x. PMID: 10740452.

APÊNDICE A – Dados complementares dos resultados obtidos

Quadro 1 - Resultados do grupo CNM sob carga não axial e axial

Cdp	PA	EG1	EG2	EG3	EG4
1	C	247,23	393,67	1130,43	842,27
1	C	252,31	325,64	1213,23	965,23
1	C	690,24	387,56	1312,45	324,76
2	C	194,41	260,87	195,65	356,24
2	C	201,21	268,96	215,63	332,31
2	C	213,26	271,43	187,42	328,42
3	C	654,67	972,33	920,31	232,86
3	C	635,54	958,54	907,23	176,45
3	C	624,34	965,73	936,67	505,67
4	C	272,64	408,42	857,78	502,32
4	C	298,21	412,56	842,67	509,21
4	C	265,34	407,76	965,92	624,32
5	C	236,32	187,98	324,75	635,76
5	C	289,23	195,78	356,45	683,56
5	C	254,55	174,56	332,63	237,26
6	C	873,56	1120,43	128,54	256,32
6	C	865,76	1156,23	132,67	286,54
6	C	894,54	1189,34	176,97	516,32
7	C	990,53	306,45	505,65	613,42

7	C	958,43	412,67	502,21	625,37
7	C	996,35	407,54	509,43	635,24
8	C	1132,62	187,89	624,65	924,22
8	C	1232,73	195,23	635,41	956,76
8	C	1325,32	874,46	683,36	945,32
9	C	406,67	1120,56	237,53	1112,65
9	C	409,89	1156,34	256,76	1188,45
9	C	415,98	1189,25	286,83	1221,98
10	C	215,86	306,51	482,94	508,17
10	C	253,75	325,53	435,85	502,12
10	C	214,65	318,64	412,74	497,34

Cdp	PA	EG1	EG2	EG3	EG4
1	D	1118,57	1100,63	623,84	1027,95
1	D	234,62	1091,73	438,71	334,64
1	D	427,42	528,53	758,64	668,65
2	D	1117,23	1302,17	1101,21	1227,24
2	D	1223,34	1008,21	1002,10	1015,12
2	D	1127,52	1009,21	1000,12	1074,15
3	D	1121,12	1111,13	1221,14	824,12

3	D	929,12	987,12	988,18	818,12
3	D	995,18	998,18	1027,18	987,21
4	D	1123,21	1213,14	1132,16	1032,23
4	D	1084,21	1114,23	1157,21	1031,16
4	D	1127,31	1129,18	1184,21	1049,11
5	D	1118,37	1203,04	1193,09	1092,06
5	D	1227,39	1231,24	1205,23	1097,23
5	D	1194,21	1197,37	1301,24	1085,10
6	D	1237,41	1115,27	1118,37	1083,34
6	D	1302,21	1129,15	1129,31	1075,42
6	D	1021,02	1123,50	1123,04	1077,24
7	D	1235,51	1113,14	1237,24	1135,17
7	D	1130,51	1203,21	1209,31	1229,64
7	D	1034,21	1208,13	1367,31	1302,93
8	D	1114,82	1162,39	1264,45	1154,37
8	D	1124,23	1213,49	1273,21	1157,31
8	D	1139,28	1195,29	1284,37	1034,27
9	D	1235,27	1021,32	1037,31	1118,21
9	D	1322,14	1100,37	1047,32	1119,39
9	D	1205,21	1128,31	1053,25	1118,45
10	D	1027,31	1103,24	1207,34	1305,21

10	D	1018,32	1095,62	1208,31	1115,32
10	D	1200,34	1137,73	1193,21	1237,11

Cdp	PA	EG1	EG2	EG3	EG4
1	E	1175,22	1203,32	1407,64	1508,21
1	E	1235,47	1307,22	1483,32	1403,21
1	E	1303,21	1303,18	1429,31	1398,21
2	E	1375,47	1417,38	1295,31	1327,42
2	E	1292,31	1484,15	1305,43	1345,22
2	E	1333,32	1419,45	1283,22	1333,27
3	E	1287,34	1308,23	1273,85	1306,45
3	E	1306,28	1294,31	1309,28	1315,13
3	E	1307,75	1289,31	1285,21	1327,31
4	E	1309,18	1352,19	1431,57	1296,17
4	E	1310,27	1343,21	1328,19	1325,18
4	E	1321,18	1343,14	1416,17	1427,28
5	E	1306,28	1393,21	1352,31	1417,38
5	E	1329,33	1394,27	1369,31	1428,19
5	E	1412,21	1406,21	1384,32	1391,17
6	E	1307,28	1396,26	1418,32	1432,29

6	E	1393,28	1383,16	1432,67	1428,16
6	E	1386,19	1417,28	1392,21	1441,28
7	E	1385,28	1321,84	1354,18	1392,28
7	E	1374,29	1393,21	1373,18	1393,22
7	E	1386,13	1391,18	1328,19	1389,22
8	E	1406,31	1309,28	1307,21	1406,16
8	E	1383,22	1347,18	1309,28	1409,28
8	E	1391,18	1284,19	1329,17	1412,06
9	E	1328,17	1405,18	1486,19	1386,17
9	E	1315,21	1431,21	1493,12	1413,19
9	E	1307,34	1432,15	1384,16	1396,17
10	E	1347,18	1406,14	1384,15	1342,16
10	E	1332,19	1461,16	1393,19	1354,17
10	E	1343,14	1385,27	1383,34	1363,28

Cdp	PA	EG1	EG2	EG3	EG4
1	F	1194,32	1232,19	1341,17	1422,15
1	F	1332,16	1241,21	1321,18	1411,41
1	F	1427,31	1252,16	1332,14	1381,71
2	F	1316,24	1417,32	1521,28	1415,19
2	F	1418,13	1415,12	1314,75	1328,13

2	F	1325,16	1414,15	1385,19	1395,14
3	F	1322,32	1431,42	1417,82	1482,13
3	F	1421,31	1472,19	1413,12	1489,01
3	F	1432,16	1482,19	1412,16	1489,14
4	F	1321,16	1328,19	1381,16	1352,41
4	F	1392,14	1314,16	1374,18	1393,35
4	F	1384,16	1318,13	1376,18	1395,17
5	F	1392,16	1383,15	1386,13	1393,64
5	F	1391,72	1384,21	1384,32	1895,16
5	F	1390,14	1381,16	1382,17	1397,14
6	F	1416,23	1391,34	1364,14	1416,21
6	F	1428,18	1394,42	1363,16	1482,19
6	F	1423,16	1396,44	1354,18	1432,19
7	F	1387,23	1342,16	1472,14	1431,18
7	F	1393,35	1332,19	1483,16	1430,17
7	F	1384,14	1417,32	1475,10	1418,19
8	F	1432,19	1384,18	1418,17	1375,16
8	F	1430,39	1393,19	1416,22	1373,22
8	F	1428,49	1432,14	1419,22	1383,14
9	F	1416,75	1328,18	1325,16	1332,13
9	F	1418,39	1325,42	1338,19	1331,18

9	F	1429,16	1323,19	1342,14	1336,21
10	F	1418,19	1392,14	1341,16	1391,14
10	F	1478,29	1392,17	1347,14	1392,12
10	F	1482,13	1391,11	1408,16	1394,17

Quadro 2- Resultados do grupo Minipilar sob carga não axial e axial

Cdp	PA	EG1	EG2	EG3	EG4
1	C	217,23	244,67	920,43	542,77
1	C	152,32	245,64	813,53	563,23
1	C	564,23	254,76	832,25	654,76
2	C	145,61	230,77	435,45	246,54
2	C	190,24	169,98	315,53	222,51
2	C	246,36	178,33	157,62	258,62
3	C	463,57	873,37	720,21	132,76
3	C	532,53	856,53	804,24	136,44
3	C	545,32	855,72	834,68	403,69
4	C	373,45	309,32	658,98	324,33
4	C	190,43	311,76	632,24	456,20
4	C	198,24	307,23	712,82	424,31
5	C	218,22	184,23	228,45	545,74
5	C	279,21	195,84	287,55	583,36

5	C	156,95	164,96	233,43	239,22
6	C	884,46	1098,56	158,35	236,92
6	C	887,77	1256,23	147,87	196,54
6	C	794,55	1108,32	179,97	419,42
7	C	897,63	286,32	408,75	533,42
7	C	868,33	387,47	403,11	545,77
7	C	898,25	309,44	629,63	475,54
8	C	1242,62	132,73	724,35	824,32
8	C	1102,87	184,22	534,91	643,43
8	C	1125,35	775,43	593,38	925,42
9	C	345,65	1020,56	178,63	1010,45
9	C	389,89	1058,32	264,76	1094,25
9	C	316,97	1084,22	293,53	1321,98
10	C	115,86	389,51	385,94	609,78
10	C	343,74	285,51	395,45	603,15
10	C	312,75	456,54	312,84	345,34

Cdp	PA	EG1	EG2	EG3	EG4
1	D	1187,28	1195,21	1227,23	512,28
1	D	1158,82	1212,83	1314,12	417,17

1	D	1192,27	1189,18	1428,19	512,23
2	D	1118,21	1409,19	1307,23	1010,10
2	D	1129,31	1007,29	1035,24	927,84
2	D	1131,24	1007,28	1030,41	829,21
3	D	1112,24	1114,23	1102,28	1103,31
3	D	997,21	1111,29	1008,30	1000,22
3	D	1112,89	1149,13	1102,14	1103,51
4	D	1008,23	1084,21	1085,45	993,43
4	D	1005,21	995,28	1087,25	1027,21
4	D	1005,24	998,23	1005,26	999,49
5	D	1007,24	1011,34	1010,32	997,23
5	D	1000,23	1018,27	1005,22	993,64
5	D	1013,52	1014,34	1007,87	999,53
6	D	1112,27	1118,29	1203,21	934,92
6	D	1115,72	1008,32	1103,29	985,21
6	D	1118,17	1009,43	1201,72	995,23
7	D	1034,61	1072,31	1029,31	1132,31
7	D	1075,81	1131,21	1004,32	1123,92
7	D	1093,23	1128,34	1006,35	1064,78
8	D	1205,54	1008,32	987,21	1205,14
8	D	1004,25	1009,21	988,22	1118,21

8	D	1003,21	1035,22	998,37	1003,57
9	D	1008,21	1008,27	1114,64	1203,24
9	D	1009,29	1109,43	1123,37	1139,24
9	D	1009,37	1013,28	1139,24	1037,49
10	D	1035,21	1100,27	1008,31	998,45
10	D	1067,22	1108,32	1193,94	997,32
10	D	1075,71	1009,35	1114,32	982,24

Cdp	PA	EG1	EG2	EG3	EG4
1	E	1183,24	1215,21	1234,19	1197,32
1	E	1212,37	1165,12	1315,21	1203,21
1	E	1174,45	1193,21	1198,31	1205,37
2	E	1235,21	1174,33	1163,21	1187,37
2	E	1194,15	1194,27	1161,38	1301,22
2	E	1203,42	1202,17	1172,38	1193,27
3	E	1128,21	1203,22	1187,35	1215,32
3	E	1135,23	1201,37	1193,21	1211,47
3	E	1143,21	1214,37	1196,34	1207,17
4	E	1143,32	1173,32	1203,16	1274,22
4	E	1185,21	1202,31	1193,21	1194,31
4	E	1194,21	1201,22	1197,18	1173,19

5	E	1197,28	1204,32	1132,17	1203,13
5	E	1202,21	1222,31	1198,18	1208,18
5	E	1198,37	1235,28	1204,27	1209,32
6	E	1213,14	1193,86	1306,17	1173,32
6	E	1232,06	1197,18	1294,19	1176,32
6	E	1231,24	1193,27	1286,13	1174,28
7	E	1128,31	1242,23	1134,28	1182,17
7	E	1214,18	1231,27	1246,16	1127,31
7	E	1237,21	1242,31	1213,14	1206,31
8	E	1124,27	1186,26	1135,32	1186,37
8	E	1123,19	1193,17	1145,85	1192,43
8	E	1146,21	1196,35	1153,84	1173,51
9	E	1204,21	1283,32	1208,19	1214,72
9	E	1201,32	1273,16	1212,13	1235,16
9	E	1202,34	1265,21	1215,17	1247,29
10	E	1189,13	1174,23	1163,28	1154,16
10	E	1183,22	1171,42	1162,18	1184,16
10	E	1173,18	1167,44	1160,37	1185,84

Cdp	PA	EG1	EG2	EG3	EG4
1	F	1195,28	1421,31	1332,18	1415,16
1	F	1182,35	1321,42	1341,27	1423,32
1	F	1231,32	1342,56	1343,24	1482,52
2	F	1394,19	1422,14	1411,10	1395,15
2	F	1392,12	1431,19	1408,24	1391,19
2	F	1390,16	1435,18	1423,14	1388,71
3	F	1342,19	1328,13	1332,19	1294,21
3	F	1340,12	1321,14	1238,19	1295,16
3	F	1337,29	1315,18	1296,14	1297,32
4	F	1431,14	1341,16	1362,19	1384,12
4	F	1328,19	1342,82	1382,14	1392,13
4	F	1329,14	1343,57	1375,16	1376,14
5	F	1231,12	1234,16	1286,15	1293,14
5	F	1242,14	1231,22	1274,32	1286,16
5	F	1234,14	1233,14	1286,16	1236,17
6	F	1406,36	1392,31	1384,16	1401,14
6	F	1401,14	1393,14	1381,13	1400,32
6	F	1402,13	1394,17	1380,19	1403,16
7	F	1234,16	1323,14	1387,15	1402,16
7	F	1246,28	1316,29	1386,13	1392,19

7	F	1254,48	1314,16	1381,26	1391,17
8	F	1328,14	1384,17	1391,11	1392,22
8	F	1347,16	1392,17	1393,12	1391,19
8	F	1352,14	1393,17	1394,42	1386,15
9	F	1284,16	1316,17	1306,14	1332,21
9	F	1292,13	1321,02	1304,14	1331,28
9	F	1291,14	1331,28	1303,14	1331,23
10	F	1208,17	1221,13	1384,28	1402,16
10	F	1219,14	1232,72	1383,16	1392,04
10	F	1217,14	1237,15	1382,13	1391,17

APÊNDICE B - Artigo preparado e submetido para publicação no periódico *Journal of Oral Implantology*

Title: BIOMECHANICAL STUDY OF STRESSES AND MICROSTRAINS AROUND PROSTHETIC ABUTMENTS FOR MULTIPLE DENTURES UNDER STATIC NON-AXIAL LOADING.

Jhenifer Rodrigues Silva¹; Guilherme da Rocha Scalzer Lopes²; Renato Sussumu Nishioka³.

¹ MSc, Student at Department of Prosthodontics and Dental Materials, São Paulo State University (Unesp) – Institute of Science and Technology, São José dos Campos - SP, Brazil.

² DDS, MSc, Ph.D Student at Department of Prosthodontics and Dental Materials, São Paulo State University (Unesp) – Institute of Science and Technology, São José dos Campos - SP, Brazil.

³ DDS, MSc, Ph.D, Professor at Department of Prosthodontics and Dental Materials, São Paulo State University (Unesp) – Institute of Science and Technology, São José dos Campos - SP, Brazil.

Conflicts of interest

The authors declare that there are no conflicts of interest.

Corresponding author:

Jhenifer Rodrigues Silva

MSc Student

São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology, Department of Restorative Dentistry, São José dos Campos, São Paulo, Brazil.

Address: Av. Engenheiro Francisco José Longo, 555, Jardim São Dimas, São José dos Campos, São Paulo, Brazil. Zip Code: 12245-000.

Phone: +55 (11)955908230

E-mail: jhenifer.silva@unesp.br

Abstract

This study aimed to compare the microdeformation concentration around implants, generated by static non-axial loads, in mini-pillar and conical prosthetic abutments (CMN) in multiple three-element prosthesis, by means of extensometry. Blocks in polyurethane were made for each evaluated group (n=10). Each block received three implants in the “off set” configuration, their respective pillars (CMN or mini-pillar) and a multiple three-element prosthesis. Four strain gauges were glued on the surface of each block, tangent to each implant, to carry out the tests. A load application device with a load of 30 kgf was used on points C, D, E and F for 10 seconds, under three repetitions, following a factorial scheme of: 2 x 3. The data obtained were statistically analyzed using the test Two-way RM ANOVA and t test on two paired samples for means ($p < 0.05$). In the mini-pillar, the highest mean microstrain ($1369.68 \mu\epsilon$) was observed in extensometer 4 (EG4), at application point F and The lowest mean microstrain ($473.29 \mu\epsilon$) was observed in extensometer 3 (EG3), at the point of application C. In the CNM abutment, the highest mean microdeformation ($1418.64 \mu\epsilon$) was observed in strain gauge 4 (EG4), at application point F e. the smallest mean microdeformation ($550.53 \mu\epsilon$) was observed in strain gauge 1 (EG1), at application point C. The study concluded that the CMN abutments presented biomechanical behavior compatible with mini-pillars, without causing a deleterious peripheral deformation. Therefore, the non-axial component of the CMN abutment does not seem to contraindicate its use when supporting multiple prostheses.

Keywords: Dental implants. Biomechanical phenomena. Dental prosthesis. Test materials.

Introduction

Implantology has established itself in modern dentistry as an oral rehabilitation tool with confidence and security of results, after consolidated studies by Branemark et al. (1969). When studying the longevity of rehabilitation treatment, biomechanics are of great importance in preventing osseointegrated implant failure, since occlusion and overload is one of the main causes of loss of bone attachment around implants (Tribst et al. 2018).

The restorative therapy with bone-integrated implants in dentistry was divided into three distinct parts, the first corresponds to the placement of the implant itself fixed to the bone through a surgical procedure, the second is the insertion of the pillar (connection, intermediary, abutment, between others) screwed, responsible for connecting the third part, which is the dental prosthesis (Neves et al 2000).

Suppliers provide several models of abutments for the most diverse clinical cases, which are used for multiple or single prostheses, and some can be used in both situations. We have as main examples for multiple prostheses, the Mini Conical Abutments, the Mini Angled Abutments, UCLA without AR (AntiRotational), UCLA with AR or Trunnions. As for single prostheses, we have as main examples; Universal Post, Customizable Posts, Conical Abutment (CMN), UCLA Abutment, Estheticone Abutment, Custom Abutments through CAD-CAM technology (Pereira et al 2012).

The choice of design for the prosthetic abutment has a direct relationship with the aesthetic need, in addition to being a determinant for the prosthesis to be cemented or screwed. In clinical situations with reduced interocclusal space, a viable resource is the use of prosthetic pillars called mini-pillars, which have a reduced coronary dimension and are suitable for multiple prostheses. The CMN abutment, on the other hand, has a geometry with a height of 3.5 mm and an anti-rotational configuration, that is, it is a component originally indicated to support single prostheses screwed onto an implant. However, the use of rotational caps on these pillars allows the construction of multiple prostheses and, if their biomechanical behavior is compatible for this purpose, their indication could be extended to different configurations of prostheses on implants.

There are several tests to analyze the stress/strain resulting from the dissipation of occlusal loads on the prosthesis and/or peri-implant bone. Extensometry is a feature that can

be used that will record microdeformations in the surrounding areas where the sensor is located. It is a set of techniques that allow measuring the deformation on the surface of an object through the use of reduced electrical resistors called “strain gauges”, “strain gage” or strain gauges. This technique has been used to assess microdeformations in implant-supported prostheses both in vitro (Assif et al., 1996; Karl et al., 2004) and in vivo (Duyck et al., 2001a; Heckmann et al., 2006). Strain gauges can be glued, depending on the assessment site, close to the implants (Vasconcellos et al., 2008; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al. 2011, Abreu et al., 2012, Vasconcellos et al. 2013, Nishioka et al. 2015) on the implants (Akça et al., 2002; Maeda et al., 2006) or on the metallic structures of the prosthesis (Heckmann et al., 2006). As it is a proportion of length, which can be elongation or contraction, it results in an absolute value, therefore without unity, and can only be called microdeformation.

Therefore, the objective of this study will be to analyze the microdeformations and stress concentration under static non-axial loading through the influence of CNM prosthetic pillars and mini-pillars comparatively on the mechanical behavior of the implant-supported three-element fixed partial prosthesis, using extensometry.

Material and Methods

Strain gauge analysis

For the strain gauge analysis, 20 polyurethane blocks (95 x 45 x 30 mm) (Polyurethane F16 Axson, Cergy, France) were manufactured to simulate an isotropic substrate for each group (N=20, n=10). The polyurethane resin polymerization was carried out in a vacuum pressurizer (Protecni, Araraquara, Sao Paulo, Brazil) to prevent pores. After the polymerization, the blocks were removed from the matrix and their surfaces were polished with progressive sandpaper (#220 to #600 grit) under water.

A metallic die (Nishioka RS et al, 2010) was used to standardize the three implants placement (4,0 x 13 mm, Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brazil), perpendicular to the surface, at the bone level and in the “off set” configuration. The respective abutments were installed with the aid of a manual torque wrench and the manufacturer's guidance, 32N.cm for the CMN and 20 N.cm for the miconical abutments (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brazil). The surface of the 20 blocks

were cleaned with isopropyl alcohol and four unidirectional linear SGs model PA-06-060BA-120-L (Excel Sensores Ind. Com. Exp. Ltda, Taboao da Serra, Sao Paulo, Brazil, resistance 120 Ω ; gauge length: 1.5 x 1.3 mm) were bonded to each, positioned between the implants, with cyanocrylate adhesive (Super Bonder Loctite, Sao Paulo, Brazil) (Figure 1).

Each strain gauge outlet was measured using a multimeter (Minida ET 2055: Minida Sao Paulo, Brazil), ensuring that the connector output had the same resistance (120 Ω). Four electrical cables were installed at the outputs and connected to an electrical signal conditioning apparatus (Model 5100B Scanner – System 5000 – Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, Carolina do Norte – USA, FAPESP proc: 07/53293-4) to record variations in electrical resistance and convert them in microstrain ($\mu\epsilon/\mu\epsilon$).

The obtained data were submitted to exploratory analysis of normality (ANOVA RM). The SGs data did not attend the normality ($P < 0.05$) and were submitted to t test, with a significance level of 5% (R-project software, version 3.2.0, 2016).

Results

Table 1 presents the descriptive analysis of the means of microdeformation values obtained in each strain gauge (SG), in the CNM prosthetic abutments, at each application point. The highest mean microstrain (1418.64 $\mu\epsilon$) was observed in strain gauge 4 (SG4), at application point F. The lowest average microstrain (550.53 $\mu\epsilon$) was observed in strain gauge 1 (SG1), at application point C.

Table 2 presents the descriptive analysis of the means of microdeformation values obtained in each strain gauge (SG), in the Mini-pillar prosthetic abutments, at each application point. The highest mean microstrain (1369.68 $\mu\epsilon$) was observed in strain gauge 4 (SG4), at application point F. The lowest average microstrain (473.29 $\mu\epsilon$) was observed in strain gauge 3 (SG3), at application point.

Table 3 presents the descriptive analysis of the means of microdeformation values obtained at each application point, in the CNM and mini-abutment prosthetic abutments. The results obtained showed that, although the CMN group had the highest peripheral deformation (1418.64 $\mu\epsilon$) for the type of applied load (non-axial loading), the experimental models were able to resist the required efforts without causing a peripheral deformation deleterious, ie, a deformation capable of causing peri-implant bone resorption (3,000 $\mu\epsilon$).

The data obtained from the mean microdeformation values were submitted to inferential statistical analysis, by two-factor repeated measures analysis of variance. The conventional significance level of 5% was chosen. Inferential analyzes are represented in tables 4,5,6 and 7, showing the effects of the primary factors (prosthetic pillar and application point) and their interaction.

The means and standard deviations of the prosthetic abutments under vertical loads, analyzing the prosthetic abutment effect and the load application point effect, are represented in the figures below. (Figures 2,3,4 and 5)

Discussion

In this study, the biomechanical behavior of the prosthetic abutments under loads applied at certain points was observed, characterizing the microdeformations captured by the strain gauges. The design, rigidity and geometric configuration of the prosthetic structure can influence the proper direction of these results. However, clinical success is directly linked to prosthetic abutments, screws and coping, which are subject to complex patterns of combination of horizontal, vertical and oblique forces (Ribeiro et al, 2012).

The main methodologies to assess microdeformations in laboratory models are photoelasticity, correlation of digital images and mathematical models, and extensometry and, among them, extensometry has been widely used because it allows measurements of the surface deformations of a given material under static loading (Nishioka et al., 2015; Nishioka et al., 2016). This high accuracy for measuring the surface behavior of solids makes extensometry a very effective methodology in investigating the biomechanical behavior of implant-supported rehabilitations, since, in the case of two materials in contact with different mechanical properties (implant x bone), when the implant receives a load, these stresses will be transmitted in the region of its first contact, that is, on the surface of the supporting bone (Kitamura et al. 2004).

Currently, the finite element method (FEA) is a mathematical method responsible for numerous investigations of rehabilitative systems with osseointegrated implants (Lemos et al., 2020; Tribst 2020; Kul; Korkmaz, 2021). However, the three-dimensional models used for such methodology allow its simplification, which can generate unreliable data (Wimmer et al., 2014). The way to assess the accuracy of this method, that is, the way to validate these theoretical models is the verification of the compatibility of their results with laboratory experiments (Tribst et al., 2018). The use of strain gauge experiments to validate

computational models is based on the technology used in their small diameter devices, which have a high precision to measure surface deformation (Nishioka et al., 2015).

According to Rangert, Jemt and Jorneus (1989), the functional activity of chewing induces vertical and oblique loads on the prosthetic structures and these loads are transferred from the prosthesis to the implant and finally to the bone. Faced with a functional load, different stress patterns are created as a function of the geometric configuration of the prostheses in question, both in the implant and in the bone, through the moment generated by the force, whose resulting tensions are absorbed in different degrees. If the tension resulting from the masticatory force is directed towards the long axis of the implant, the stress generated will be evenly distributed across the cross section of the implant (head) and the fixation threads. This will enable a high loading capacity for the implant and supporting bone. However, if the force acts in a transverse or oblique direction in relation to the long axis of the implant, the resulting tension will be generated from a flexion moment in the implant, with only a small portion of the cross section to contain the load and the bone will be loaded with high level of stress.

The force vectors that are axially directed to the implant are of a compressive nature; those with horizontal or oblique direction, on the other hand, may result in lateral displacement and the formation of torsional forces in the structure of the prosthesis, constituting leverage points or in tension and torque forces, which when excessive can cause failure in the structure of the prosthesis and bone-implant integration. Due to these aspects, many questions persist regarding the biomechanical behavior of all system components, whether they are related to the structure and materials used to make the prosthesis, as well as to the screws, pillars and the implant itself (Nishioka et al. 2010).

The satisfactory result of the treatment with integrated bone implant largely depends on the control of the incident loads. Excessive misdirected loads can cause high stresses and flexion moments that can induce bone resorption around the cervical region of the implant, loosening and fractured prosthetic components, which can lead to its failure (Rangert et al., 1989; Jem et al., 1991; Esposito et al., 1998; Çehreli et al., 2002).

The simulated occlusal load in this study was based on in vivo physiological loads observed in patients with implant-supported prostheses verified in the study by Mericske-Stern et al. (1995). In the literature, the loads used in extensometry analyzes ranged widely, from 30 to 300 N (Abduo et al., 2011; Akça et al., 2002; Çehreli et al., 2002; Hekimoglu et al., 2004; Vasconcellos et al., 2004; Vasconcellos et al., 2011, 2013; Nishioka et al., 2015;

Santis et al. 2015; Tribst et al. 2017; Rodrigues et al. 2014; Nishioka et al. 2016; Scalzer Lopes et al. 2021). For the extensometry analysis, three episodes of load application were performed on the same specimen, a fact motivated by the high sensitivity inherent to the extensometers in microdeformation records and associated with the high standard deviation of the averages of the resulting values. Thus, the three load application episodes provided greater precision for the inferential analysis.

Strain gauges were positioned as performed in previous studies (Abreu et al., 2012; Akça et al. 2002; Assif et al., 1996; Çehreli et al., 2002; Karl et al., 2004; Kojima et al., 2008; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2008; Vasconcellos et al., 2011; Vasconcellos et al., 2013; Vasconcellos et al., 2015; Santis et al. 2015; Tribst et al. 2017; Rodrigues et al. 2014; Nishioka et al. 2016; Scalzer Lopes et al. 2021.) in the cervical region tangent to the implants, seeking to record the microdeformation in the region of greatest stress concentration. When an implant is occlusal loaded, the stress is transferred to the bone, with the greatest concentration of stresses in the most coronal portion of the peri-implant bone tissue. This is a consequence of a general engineering principle which states that when two materials are in contact and one of them is loaded, stresses will be greatest where the materials have first contact (Isidor 2006).

The prosthetic design of the CNM conical abutment was idealized to be used in a single prosthesis, due to its anti-rotational design. The use of copings without the anti-rotational system for casting in multiple prostheses could open another option for the use of this abutment. This fact was highlighted to carry out this research, it is the continuation of previous studies carried out by Scalzer Lopes et al., which applied only axial loads.

Analyzing the results described in tables 1 and 2, the smallest microdeformation values were observed in the mini-pillar. Observing table 3, the highest mean microdeformation ($1392.48 \mu\epsilon; \pm 20.15$) was observed at application point F, in the CNM prosthetic abutment and the lowest mean microdeformation ($499.465 \mu\epsilon; \pm 18.84$) was observed at application point C, on the mini-pillar. Although the CNM abutments had the highest microdeformation values, all values found in this study are within the bone homeostasis range (between $100 \mu\epsilon$ and $2000 \mu\epsilon$) presented in the study by Wiskott and Belser (1999), being considered physiologically accepted.

Observing table 3, the highest mean microdeformation ($1392.48 \mu\epsilon; \pm 20.15$) was observed at application point F, in the CNM prosthetic abutment, and observing table 3, the highest mean microdeformation in the mini-abutment was also at the application point F

(1340.28 $\mu\epsilon$; $\pm$ 28.89). The application point F was incident on the buccal cusp tip of the second molar of the prosthesis, the results obtained at this point are in accordance with Misch (2006) who described several aspects related to implant prostheses. In the chapter on occlusal considerations, he mentioned that the angle of force in relation to the implant body can be influenced by the inclination of the cusp. Natural dentition always have steep, sloping cusps, and the 30° cusp angle has been restored to prosthetic teeth and natural tooth crowns. Larger cusp angles can incise food more easily and efficiently, yet occlusal contacts along the angled cusps result in angled loads to the crest bone. The magnitude of forces is minimized when the angled occlusal contact is not premature contact, but rather is a uniform load on a series of teeth or implants. However, angled cusp loading increases the resulting stress, with no observable benefits. Therefore, no advantage is gained, but the risk is increased.

According to the 2-factor ANOVA RM test presented in tables 4,5,6 and 7, the application point factor (AP) and the interaction between the factors were not statistically significant. For PA C p-value: 0.14881695, for PA D p-value: 0.31952962, for PA E p-value: 0.000000000 and for PA F p-value: 0.00002103. The different load application points (C, D, E and F) presented similar microdeformation values around the implants. The results obtained are in euphony with Abreu et al., 2012

The results are in accordance with Scalzer Lopes (2021), since in his study the most peripheral load application points (points A and C), even though they are axial, it was possible to observe a higher concentration of stress and deformation in the structures closer to the loading regions, on the other hand, when the load was applied in a region closer to the center of the prosthesis (point B), the stresses and strains were distributed more evenly. In this study, it was observed that the farther the point of force application from the center of the prosthesis, the greater was the microdeformation captured by the strain gauge in both prosthetic abutments. In descending order of microdeformation: (Points C, Points D, Points E and Points F). In this study, in addition to extensimetry, finite elements (FEA) were used and, therefore, the laboratory test confirmed the mathematical studies previously carried out. A fact that drew attention in the results obtained, as well as in the studies by Scalzer Lopes, was that there were no differences in these abutments, as the diameter of the CMN conical abutment (1.8mm) is greater than that of the mini-abutment (1.2mm). This fact should minimize microdeformations in the conical abutment.

The null hypotheses of the work were not discarded, since the use of CMN abutments to support a three-element implant-supported prosthesis showed no difference in

biomechanical behavior when compared to the use of mini-pillars. The increase in the vertical component of the CMN abutment, that is, the height of 3.5 mm and the presence of an anti-rotational geometry, could suggest a higher concentration of tension ($> 10\%$) and even greater peripheral bone deformation, since that these components in a multiple prosthesis could generate preload stresses caused by the mismatch between the prosthesis and the pillars or by the loss of passivity in their seating (Brunski et al., 2000).

Conclusion

Therefore, it can be concluded from this research:

- Microdeformation distributions are similar for rehabilitation systems that used CMN abutments or mini-pillars;
- Microdeformation distributions are similar for the force application points in both rehabilitation systems;
- Both groups of abutment abutments have the highest stress peaks at the point of application in the most distal region of the dental element and at the cusp tip;
- The non-axial component of the CMN abutment does not seem to contraindicate its use when supporting multiple prostheses.

Abbreviations

3D = Three-dimensional

α = Level of significance

Cm = Centimeter

Kgf = Kilograms force

mm = Milimeter

n = Specimen number

N = Newton

Ncm = Newton centimeter

Ni-Cr = Nickel-chromium

MC = Miniconical

MPa = Megapascal

$\mu\epsilon$ = Microstrain

P = Probability value

SG = Strain gauge

References

- 1.Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3(2):81-100. PubMed PMID: 4924041. doi:10.3109/02844316909036699.
- 2.Tribst JPM, Rodrigues VA, Dal Piva AMO, Borges ALS, Nishioka RS. The importance of correct implants positioning and masticatory load direction on a fixed prosthesis Journal section: Biomaterials and Bioengineering J Clin Exp Dent. 2018;10(1):e81-7.
3. Neves, F. D. D. et al. Seleção de intermediários para implantes Brånemark compatíveis. Parte I: Casos de implantes múltiplos. BCI, v. 7, n. 25, p. 6-19, 2000.
4. Pereira, j. R. Prótese sobre implante. São paulo: artes médicas editora, 2012.
5. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent 1996 Mar; (3):285-91. doi:10.1016/s0022-3913(96)90486-2.
- 6.Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 Jan-Feb;19(1):30-7.
7. Duyck J, VanOosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert, I. Pre- load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. J Oral Rehabil 2001a Mar; 28: 226-33. doi:10.1046/j.1365-2842.2001.00665.x.
8. Heckmann SM, Karl M, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite elements analysis based on

in vitro and in vivo strain measurements. Clin Oral Impl Res 2006 Jun; 17(3): 345-50. doi:10.1111/j.1600-0501.2005.01177.x.

9. Vasconcellos LG. Avaliação in vitro da influência da aplicação de cargas axiais em próteses parciais fixas de três elementos, suportadas por implantes de conexão hexágono interno, por meio da extensometria [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista - UNESP; 2008.

10. Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka, LN. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. Implant Dent, 2009; 18 (6): 512-20. doi:10.1097/id.0b013e3181bcc621.

11. Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different 60 types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. J Appl Oral Sci. 2010 May-Jun; 18(3):225-30.

12. Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. Implant Dent. 2011 Apr; 20(2):e24-32. doi:10.1097/ID.0b013e318211fce8.

13. Vasconcellos LG, Kojima AN, Nishioka RS, de Vasconcellos LM, Balducci I. Axial loads on implant-supported partial fixed prostheses for external and internal hex connections and machined and plastic copings: strain gauge analysis. J Oral Implantol. 2015 Apr;41(2):149-54. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00174. Epub 2013 Apr 10.

14. Nishioka RS, de Vasconcellos LG, Joias RP, Rode Sde M. Load-application devices:a comparative strain gauge analysis. Braz Dent J. 2015 May- Jun;26(3):258-62. doi:10.1590/0103-6440201300321.

15. Akça K, Çehreli MC, Iplikçioglu H. A comparisom of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodon. 2002 Mar-Apr;15(2):115-21.

16. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil. 2006 Jan;33(1):75-8. doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01545.x.

17. RIBEIRO, Livia Forster et al. Estudo in vitro da biomecânica de prótese fixa implantossuportada por meio da extensometria linear elétrica. 2012.

18. Nishioka RS, Vasconcellos LG, Jórias RP, Rode Sde M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J.* 2015 May-Jun;26(3):258-62. doi: 10.1590/0103-6440201300321. doi: 10.1590/0103-6440201300321.

19. Nishioka RS, Rodrigues VA, De Santis LR, Nishioka GN, Santos VM, Souza FA. Comparative Microstrain Study of Internal Hexagon and Plateau Design of Short Implants Under Vertical Loading. *Im-plant Dent.* 2016;25:135-9.

20. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):401-12. PMID: 15248874 Doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01022.x.

21. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989. 4(3): 241-7.

22. 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.

23. Çehreli MC, Iplikcioglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent.* 2002;11(3):286-92. doi:10.1097/00008505-200207000-00015.

24. Mericske-Stern R, Assal P, Merickse E, Ing WB. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 May-Jun;10(3):345-54. doi: 10.1097/00008505-199600510-00032.

25. Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Jun;22(6):658-63. doi:10.1111/j.1600-0501.2010.02019.x. Epub 2010 Oct 6.

26. Hekimoglu C, Anil N, Çehreli MC. Analysis of strain endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. *J Prosthet Dent.* 2004 Nov;92(5):441-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.07.023.

- 27.Kojima AN. Extensometria: avaliação de implantes de sextavado externo posicionados na configuração linear e compensada (offset), sob carregamento axial [tese]. São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos: Universidade Estadual Paulista - UNESP; 2008.

- 28.Vasconcellos LG, Nishioka RS, de Vasconcellos LM, Balducci I, Kojima AN. Microstrain around dental implants supporting fixed partial prostheses under axial and non-axial loading conditions, in vitro strain gauge analysis. *J Craniofac Surg* 2013 Nov; 24(6):e546-51. Doi: 10.1097/SCS.0b013e31829ac83d.

- 29.Vasconcellos LG, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Nishioka LN. Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci.* 2011 Nov-Dec;19(6):610-5. doi: 10.1590/s1678-775720110006

- 30.Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res* 1997 Feb; 8: 1-9. doi:10.1111/j.1600-0501.1997.tb00001.x.

- 31.Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Impl Res* 1999 Dec; 10 (6): 429-44. doi:10.1034/j.1600-050

32. Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani RL Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses: strain gauge analysis. *J Prosthodont.* 2012 Oct;21(7):535-9. doi:10.1111/j.1532-849X.2012.00871.x. Epub 2012 Aug 20.

33. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2000;15(1):15-46.

- 34.Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Bottino MA. Influence of Socket-shield technique on the biomechanical response of dental implant: three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2020;8:1-8.

- 35.Tribst, João Paulo Mendes. Comportamento biomecânico de implantes retos e angulados sobre cargas axiais e não axiais por análise de elementos finitos e extensometria linear. 2017.

36.Scalzer Lopes, G. R. Nishioka, RSS. Análise biomecânica de diferentes pilares Protéticos para próteses múltiplas: estudo *In sílico e in vitro*.2021

37.SANTIS, Leandro Ruivo de. Estudo comparativo das tensões e microdeformações ao redor de pilares protéticos microunit e ucla sob carregamento axial estático. 2015. 116 f. Dissertação (mestrado) -UNESP - Univ Estadual Paulista, Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, 2015.

38.RODRIGUES, V A. Estudo das microdeformações geradas ao redor de implantes de hexágono externo, sob a aplicação de cargas axiais e não axiais em pilares protéticos retos e angulados. 2014.

39.Nishioka, GNM. Saavedra, GFSA. Análise comparativa das tensões e deformações entre próteses implantossuportadas de três elementos com dois ou três pilares .- São José dos Campos : [s.n.], 2016. 80 f. : il.

Tables

Table 1- Microdeformation values ($\mu\epsilon$) obtained at each application point on the CNM prosthetic abutments

APPLICATION POINT	STRAIN GAUGE(SG)	NUMBER OF BODIES OF EVIDENCE	AVERAGE	STANDARD DEVIATION	COEFFICIENT OF VARIATION
C	SG1	10	550,538	358,165	65,05
	SG2	10	561,962	377,798	67,22
	SG3	10	557,02	344,67	61,87
	SG4	10	601,56	296,85	49,34
D	SG1	10	1083,88	225,17	20,77
	SG2	10	1109,17	133,19	12,00
	SG3	10	1102,92	198,25	17,97
	SG4	10	1054,24	190,47	18,06
E	SG1	10	1333,04	51,65	3,875
	SG2	10	1367,44	61,766	4,51
	SG3	10	1370,76	61,91	4,51
	SG4	10	1383,63	48,11	3,47
F	SG1	10	1394,22	56,74	4,069
	SG2	10	1370,08	61,22	4,468
	SG3	10	1387,01	51,51	3,719
	SG4	10	1418,64	100,27	7,068

Table 2- Microdeformation values ($\mu\epsilon$) obtained at each application point on mini-abutment prosthetic abutments.

APPLICATION POINT	STRAIN GAUGE(SG)	NUMBER OF BODIES OF EVIDENCE	AVERAGE	STANDARD DEVIATION	COEFFICIENT OF VARIATION
C	SG1	10	500,02	340,578	68,11306
	SG2	10	507,21	369,96	72,93
	SG3	10	473,29	245,59	51,88
	SG4	10	517,34	289,25	55,912
D	SG1	10	1071,56	66,136	6,17
	SG2	10	1079,56	91,13	8,44
	SG3	10	1099,07	112,06	10,196
	SG4	10	978,25	187,36	19,15
E	SG1	10	1184,44	35,105	2,96
	SG2	10	1207,09	30,71	2,54
	SG3	10	1199,52	49,54	4,130
	SG4	10	1199,91	33,26	2,77
F	SG1	10	1302,82	74,29	5,70
	SG2	10	1334,21	64,43	4,82
	SG3	10	1354,44	47,52	3,50
	SG4	10	1369,68	52,43	3,82

Table 3 - Microstrain values ($\mu\epsilon$) and standard deviations obtained at each application point on the prosthetic abutments.

APPLICATION POINT	CNM	Mini- abutment
C	567,77 $\mu\epsilon$; $\pm$ 23,00	499,465 $\mu\epsilon$; $\pm$ 18,84
D	1087,55 $\mu\epsilon$; $\pm$ 24,67	1057,11 $\mu\epsilon$; $\pm$ 53,82
E	1363,71 $\mu\epsilon$; $\pm$ 21,61	1197,74 $\mu\epsilon$; $\pm$ 9,52
F	1392,48 $\mu\epsilon$; $\pm$ 20,15	1340,28 $\mu\epsilon$; $\pm$ 28,89

Figure captions

Figure 1: Strain Gauges arranged between the implants and the application load points.

Figure 2: Mean microdeformation values (μ) in relation to the force application points (PA).

Figure 3: Box-plot plot of the distribution of microdeformation values (μ) in relation to the force application points (PA).

Figure 4: Mean microdeformation values (μ) in relation to the prosthetic abutment effect.

Figure 5: Box-plot plot of the distribution of microstrain values (μ) in relation to the prosthetic abutments.

Figure 1



Figure 2

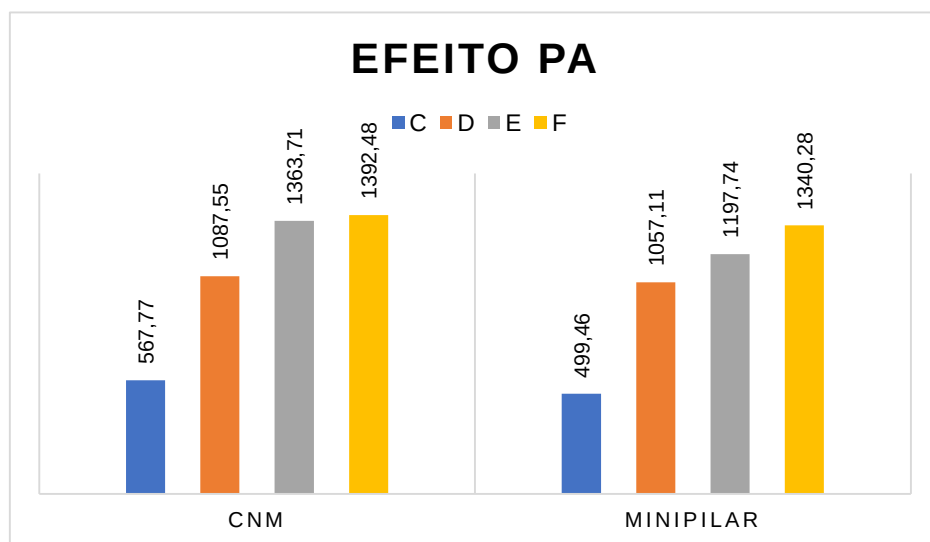


Figure 3

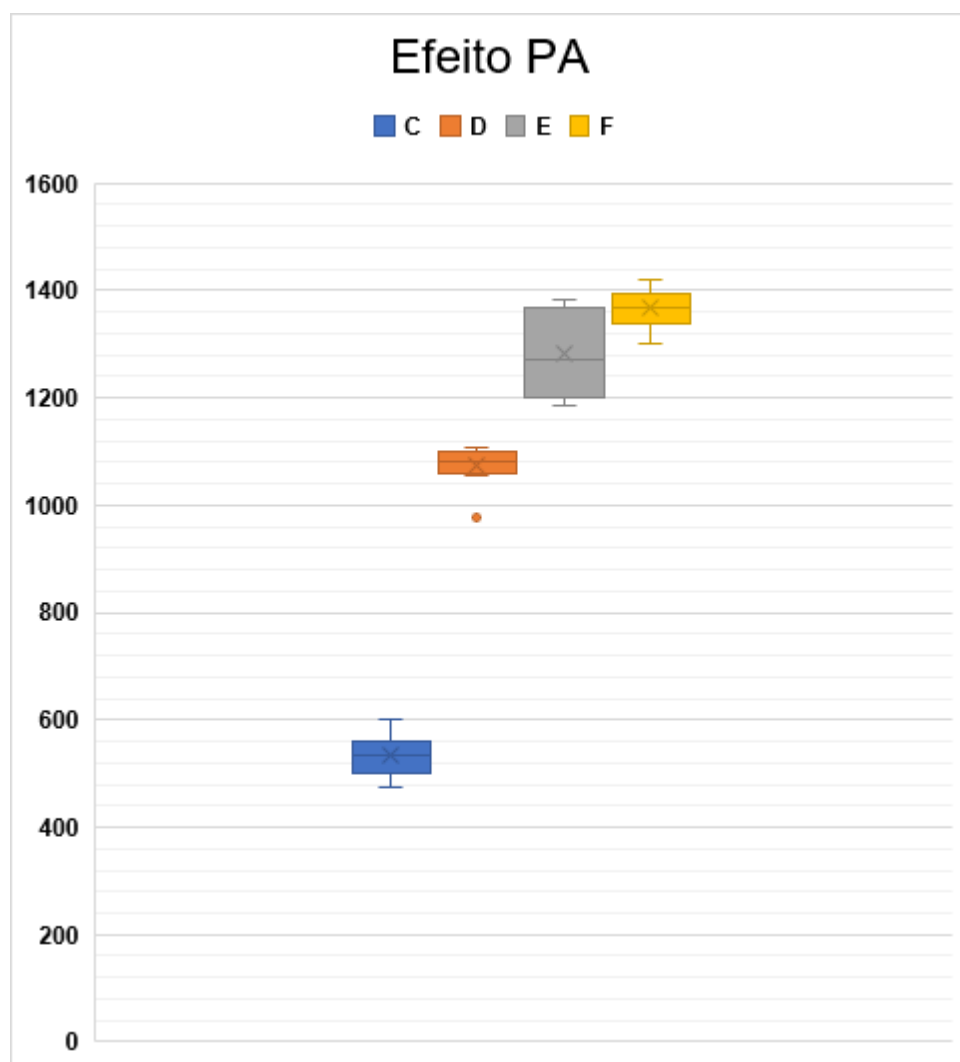


Figure 4

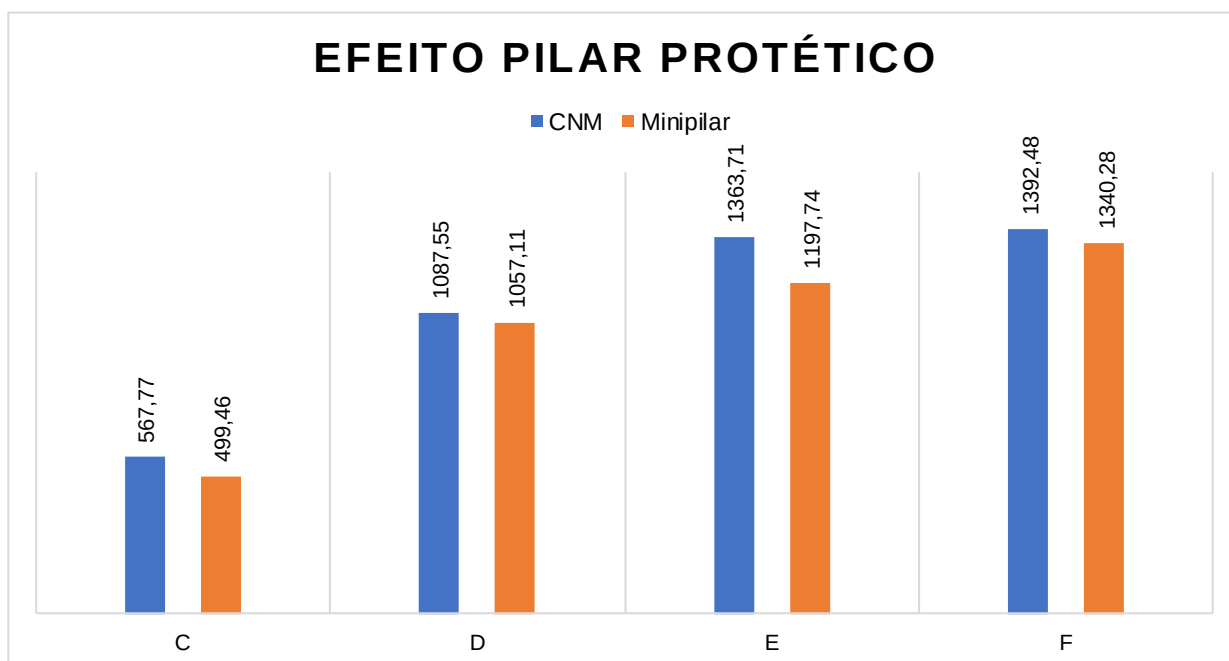


Figure 5

