



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

GUILHERME DA ROCHA SCALZER LOPES

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE DIFERENTES PILARES
PROTÉTICOS PARA PRÓTESES MÚLTIPLAS: estudo *in*
*sílico e in vitro***

GUILHERME DA ROCHA SCALZER LOPES

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DE DIFERENTES PILARES
PROTÉTICOS PARA PRÓTESES MÚLTIPLAS: estudo *in sílico*
e *in vitro***

Tese apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

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

Orientador: Prof. Tit. Rentato 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).

Lopes, Guilherme da Rocha Scalzer

Análise biomecânica de diferentes pilares protéticos para próteses múltiplas: estudo in sílico e in vitro / Guilherme da Rocha Scalzer Lopes. - São José dos Campos : [s.n.], 2021.
129 f. : il.

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

Orientador: Renato Sussumu Nishioka.

1. Implantes dentarios. 2. Materiais dentarios. 3. Protese dentaria. 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. Alexandre Luiz Souto Borges

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Alberto Noriyuki Kojima

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Marcelo Lucchesi Teixeira

Faculdade São Leopoldo Mandic (SLMANDIC)

Faculdade de Medicina e Odontologia

Unidade de São Paulo - Campus de Campinas

Prof. Dr. Alfredo Carlos Rodrigues Feitosa

Universidade Federal do Espírito Santo (UFES)

Departamento de Clínica Odontológica

Campus de Vitória

São José dos Campos, 15 de Abril de 2021.

Agradecimentos

A **Deus** pelas inúmeras oportunidades e pelo acolhimento de sempre.

A **minha família**, especialmente aos **meus pais, José Antônio Scalzer Lopes e Helenice Maria da Rocha Scalzer**, ao meu irmão **Gabriel da Rocha Scalzer Lopes** e a minha segunda mãe "**Pepi**", pelo suporte que me possibilitou chegar até aqui.

A Universidade Estadual "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP e ao Programa de Pós-graduação, pelas pessoas brilhantes que tive oportunidade de conhecer.

Ao meu amigo e orientador **Prof. Tit. Renato Sussumu Nishioka** por me mostrar o respeito a arte da docência e por me incentivar a fazer o melhor possível.

Ao **Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges** pelo apoio na elaboração do trabalho e pelas críticas construtivas realizadas no Exame Geral de Qualificação.

Ao **Prof. Dr. Alberto Noriyuki Kojima** pelas críticas construtivas realizadas no Exame Geral de Qualificação.

A **Lorena Corona** por todo apoio nesta caminhada.

Ao meu fiel amigo e grande pesquisador **Jefferson David Melo de Matos** que sempre esteve ao meu lado desde a minha chega à São José dos Campos.

Ao meu amigo **Valdir Cabral Andrade** pelo incentivo e pelos longos anos de parceria na carreira acadêmica.

Ao meu amigo e parceiro de diversos projetos, **Leonardo Silva Gomes**, uma pessoa sensacional.

Aos parceiros de faculdade que muito me ensinaram e pelos quais tenho profunda admiração, **Nathália de Carvalho Ramos e João Paulo Mendes Tribst.**

Aos meus amigos e companheiros de faculdade que muito contribuíram para minha formação, **Pedro Conde de Oliveira Prado, Leonardo Jiro Nomura Nakano, Pedro Diamantino, Vandberg Diniz, Mateus Barra Grande, Murillo Rodrigues, Gabriela Fernandes, Amjad Abu Hasna, Laura Nadal, Laura Calvache, Amanda Ribeiro, Júlio Luz, Manassés Tércio Grangeiro e Michelle de Sá.**

A todos professores do Instituto de Ciência e Tecnologia da Unesp - Campus São José dos Campos, em especial ao **Prof. Marco Antonio Bottino, Prof^a. Renata Marques de Melo Marinho, Prof. Tarcísio José de Arruda Paes Júnior, Prof. Eduardo Bresciani, Prof. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra, Prof. Osvaldo Daniel Andreatta Filho e Prof. Paulo Sergio Mutarelli** por todo o suporte e pelas oportunidades nestas etapas.

Aos meus professores que estiveram comigo no mestrado e tanto acreditaram em mim para seguir na carreira científica, em especial a **Prof^a. Dra. Selva Maria Gonçalves Guerra e Prof. Dr. Alfredo Carlos Rodrigues Feitosa.**

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

Por fim, ao **Laboratório de Prótese Scalzer** pela disponibilidade e suporte na realização deste trabalho.

“Faça o teu melhor, na condição que você tem, enquanto você não tem condições melhores, para fazer melhor ainda!”

(Mario Sergio Cortella)

SUMÁRIO

RESUMO	9
ABSTRACT	10
1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1 Relação de cargas oclusais e o comportamento ósseo	14
2.2 Análises pelo método de elementos finitos	18
2.3 Análise biomecânica pela extensometria (Strain Gauge)	21
3 PROPOSIÇÃO	27
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	28
4.1 Modelos tridimensionais	28
4.1.1 Pré-Processamento	28
4.1.2 Simulações e carregamentos.....	39
4.2 Modelos experimentais	41
4.2.1 Instalação dos implantes e pilares protéticos.....	43
4.2.2 Confeccção das próteses múltiplas de três elementos sobre implantes .	46
4.2.3 Inclusão e fundição das próteses múltiplas de três elementos.....	50
4.2.4 Colagem dos extensômetros.....	52
4.2.5 Aplicação de cargas.....	54
4.3 Delineamento experimental.....	55
5 RESULTADO	57
5.1 Análise por extensometria linear	57
5.2 Validação do modelo teórico	63
5.3 Análise pelo método de elementos finitos	65
6 DISCUSSÃO	79

7 CONCLUSÃO	86
REFERÊNCIAS	87
APÊNDICES	99

Lopes GRS. 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.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o comportamento biomecânico de diferentes pilares (pilar CMN [Grupo CMN] e minipilares [Grupo MP]) reabilitados com uma prótese múltipla parafusada de três elementos. Para os ensaios laboratoriais foram confeccionados blocos em poliuretano para os grupos avaliados ($n = 10$). Cada bloco recebeu três implantes na configuração “off set”, seus respectivos pilares (CMN ou minipilar) e uma prótese múltipla de três elementos. Foram colados quatro extensômetros na superfície de cada bloco tangenciando cada implante para a realização dos ensaios. Para análises pelo método de elementos finitos, os modelos tridimensionais dos dois grupos foram exportados para o software Ansys a fim de realizar uma análise estática estrutural. Todas as estruturas foram consideradas homogêneas, isotrópicas e elásticas. Os contatos entre as estruturas dos modelos tridimensionais foram considerados não lineares com coeficiente de atrito de 0,3 entre as estruturas metálicas e considerada colada entre o implante e o substrato. Foi aplicada uma carga axial de 300N sobre cada um dos 3 implantes (pontos A, B e C) para ambas metodologias. A microdeformação e a tensão máxima principal foram adotadas como critérios de falha. Os dados obtidos nas duas metodologias foram submetidos aos testes de Mann-Whitney, Kruskal-Wallis e ao teste de comparação múltipla de Dunn. Os resultados obtidos pela extensometria não apresentaram diferença estatística ($p = 0,879$) entre os grupos CMN ($645,3 \pm 309,2 \mu\epsilon$) e MP ($639,3 \pm 278,8 \mu\epsilon$), e ainda permitiu a validação dos modelos teóricos com uma diferença de 6,3 e 6,4% para as microdeformações nos grupos CMN e MP, respectivamente. De forma semelhante, os resultados apresentados pelos modelos teóricos na apresentaram diferença estatística ($p = 0,932$) para os grupos CMN ($605,1 \pm 358,6 \mu\epsilon$) e MP ($598,7 \pm 357,9 \mu\epsilon$). O estudo concluiu que a utilização de abutments CMN suportando uma prótese múltipla apresentou comportamento biomecânico compatível aos minipilares, sem que causassem uma deformação periférica deletéria ($3.000 \mu\epsilon$).

Palavras-chaves: Implantes dentários. Materiais dentários. Prótese dentária.

Lopes GRS. Biomechanical behavior of different abutments for fixed partial dentures: in silico and in vitro study [thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2021.

ABSTRACT

The aim of this work was to evaluate the biomechanical behavior of Morse taper implants using different abutments (CMN abutment [CMN Group] and miniconical abutments [MC Group]), indicated to support a screw-retained 3-unit fixed partial denture. For the *in vitro* test, polyurethane blocks were made for both groups (n=10) and received three implants in the “off set” configuration and their respective abutments (CMN or MC) with a 3-unit fixed partial prosthesis. Four strain gauges were bonded to the surface of each block. For the finite element analysis, 3-D models of both groups were created and exported to the analysis software to perform a static structural analysis. All structures were considered homogeneous, isotropic and elastic. The contacts were considered non-linear with a friction coefficient of 0.3 between metallic structures and considered bonded between the implant and substrate. An axial load of 300N was applied in three points (A, B and C) for both methods. The microstrain and the maximum principal stress were considered as analysis criteria. The data obtained were submitted to the Mann-Whitney, Kruskal-Wallis tests and Dunn's multiple comparison test ($\alpha = 5\%$). The results obtained by strain-gauge showed no statistical difference ($p = 0.879$) between the CMN ($645.3 \pm 309.2 \mu\epsilon$) and MP ($639.3 \pm 278.8 \mu\epsilon$) and allowed the validation of computational models with a difference of 6.3 and 6.4% for the microstrains in the CMN and MC groups, respectively. Similarly, the results presented by the computational models showed no statistical difference ($p = 0.932$) for the CMN ($605.1 \pm 358.6 \mu\epsilon$) and MC ($598.7 \pm 357.9 \mu\epsilon$) groups. The study concluded that strain-gauge is an effective method for the validation of computational models and that the use of CMN or MC abutments to support a fixed partial denture can be indicated without causing a deleterious strain magnitude ($3,000 \mu\epsilon$) regardless the loading region.

Keywords: Dental implants. Dental materials. Prosthodontics.

1 INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados são utilizados com segurança para tratamento de pacientes parcialmente desdentados, mesmo assim, esses implantes podem apresentar complicações em longo prazo (Kreissl et al., 2007). As duas principais causas de falhas com implantes são: a peri-implantite e a sobrecarga oclusal. Ambas podem atuar associadas ou de forma independente e causar uma perda óssea marginal que, em casos avançados, pode levar à perda do implante (Lindhe, Meyle, 2008; Malchiodi et al., 2014).

Nas reabilitações de pacientes parcialmente desdentados, o posicionamento dos implantes pode ser influenciado por diversos fatores, entre eles, a limitação óssea ou a própria anatomia da região a ser reabilitada (Taylor et al., 2000; Walton et al., 2001). Neste contexto, este posicionamento irá modificar a incidência das cargas oclusais e, conseqüentemente, influenciar o comportamento biomecânico, pela distribuição de tensões e microdeformações, na interface osso-implante (Brunski et al., 2000; Hekimoglu, 2004; Isidor, 2006).

Quando estes estímulos estão dentro dos limites fisiológicos, resultarão na manutenção da estrutura óssea, porém, quando os estímulos ultrapassam estes limites, é esperado uma perda óssea causada pela desorganização do processo de remodelação (Frost, 1994). Sendo assim, para a prevenção de perda óssea marginal é importante conhecer o sistema mastigatório e o comportamento biomecânico nos sistemas de próteses sobre implantes (Kayumi et al., 2015), já que a condição do osso marginal de um implante em função é influenciada pelas forças oclusais transmitidas a ele (Albrektsson, 2008; Mavrogenis et al., 2009).

As cargas axiais transmitem as tensões ao longo eixo do implante de forma mais homogênea, sendo melhores aceitas pelos tecidos ósseos peri-implantares (Sahin et al., 2002; Isidor, 2006). Contudo, o posicionamento dos implantes e a própria geometria dos pilares de uma prótese múltipla sobre implantes podem

implicar em desajustes verticais e perda de passividade no assentamento das estruturas (Cicciu et al., 2014; Macedo et al., 2017), sendo que estas condições podem influenciar na distribuição das cargas oclusais e resultar em uma maior quantidade de cargas oblíquas, o que intensifica a magnitude das tensões transferidas para o osso marginal (Duarte et al., 2013; Prado et al., 2016; Pereira et al., 2016).

Inúmeras empresas com diferentes sistemas estão no mercado disponibilizando uma infinidade de componentes, o que por um lado pode facilitar a resolução protética, por outro pode dificultar a correta seleção dos componentes ou exigir do profissional um arsenal extenso. Neste contexto, 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 rotacionais 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.

Quando um implante em função recebe um carregamento, não se pode afirmar que estas mesmas tensões se encontram na interface osso-implante, logo, uma das limitações dos estudos clínicos na investigação da sobrecarga oclusal e suas manifestações nos tecidos peri-implantares é que estes estudos definem a magnitude das cargas aplicadas no nível da prótese ou do pilar (Duyck, Vandamme, 2014). Esta limitação se dá uma vez que muitos obstáculos práticos e éticos dificultam a conduta satisfatória de ensaios clínicos controlados na avaliação de sobrecarga oclusal (Fitzpatrick-lewis et al., 2009).

Sendo assim, para um maior entendimento do comportamento biomecânico de diferentes pilares protéticos, cada vez mais os estudos *in vitro* ganham notoriedade com a utilização de ferramentas da bioengenharia, como por exemplo, a análise pelo método de elementos finitos e a extensometria (Ding et al., 2009; Tioffi et al., 2012). A análise numérica pelo método de elementos finitos permite a simulação da aplicação de cargas e fornece informações quanto à sua respectiva distribuição de

tensões e microdeformações (Sotto-Maior et al., 2014). Enquanto que a extensometria linear elétrica é uma ferramenta com alta sensibilidade que permite a análise de campos de deformações com utilização dos strain gauges (Nishioka et al., 2011). Vale ressaltar que a associação dessas duas metodologias permite uma análise correta dos eventos avaliados e ajuda a compreender algumas manifestações clínicas (Pesqueira et al., 2014).

Em suma, avaliar o comportamento biomecânico de um pilar protético no intuito de ampliar suas indicações pode facilitar a prática clínica e a seleção de componentes frente às diferentes formas de reabilitações implantossuportadas. Além disso, é fundamental ampliar o conhecimento sobre o assunto e discutir novas possibilidades protéticas.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Relação de cargas oclusais e o comportamento ósseo

O osso é um tecido dinâmico, vascular e vivo que apresenta um processo fisiológico denominado de remodelação óssea, cujo objetivo é manter a massa óssea constante ao longo do tempo. Esta remodelação apresenta duas etapas, a reabsorção óssea realizada pelos osteoclastos e a neoformação óssea realizada pelos osteoblastos, garantindo uma renovação constante do tecido. Este processo ainda corrige as microfraturas e reorienta o tecido ósseo em resposta ao aumento ou diminuição de estímulos (Duey et al., 2000). Sendo assim, nas reabilitações com implantes dentais haverá o contato direto entre o osso e o implante (Branemark, 1983) e, em situações fisiológicas normais, permitirá a aplicação de cargas funcionais sem comprometer a remodelação do tecido ósseo peri-implantar (Berghlundh et al., 2005).

Quando um implante em função recebe uma aplicação de carga, o osso marginal recebe um estímulo e sofre deformação. Esta deformação é expressa com a letra grega ϵ e é definida como a mudança relativa no comprimento (alongamento ou encurtamento) de um osso, sendo frequentemente expressa em microdeformação ($\mu\epsilon$) (Çehreli et al., 2002; Naert et al., 2012). Uma microdeformação de 1.000 $\mu\epsilon$ significa uma deformação de 0,1% (Naert et al., 2012), logo, valores de microdeformação em uma faixa entre 50 e 150 $\mu\epsilon$ permite que o processo de remodelação óssea seja mantido estável e valores próximos a 1.500 $\mu\epsilon$ tendem a reorientar o tecido ósseo de modo a reforçá-lo frente às exigências mecânicas. Por outro lado, o valor de 3.000 $\mu\epsilon$ é considerado o limite ósseo fisiológico e quando estes valores de deformação ultrapassam este limite, o comprometimento ósseo é considerado irreversível. Já valores acima de 25.000 $\mu\epsilon$ estão geralmente associados às fraturas (Frost, 1994).

A magnitude da deformação está diretamente relacionada com a tensão aplicada ao tecido, sendo dependente do vetor força e do substrato (E) que recebe o esforço, logo, quando estes estímulos ultrapassam os limites ósseos fisiológicos e causam microdeformações patológicas ($> 3000 \mu\epsilon$) são considerados "sobrecarga oclusal", uma das principais razões de falhas no tratamento com implantes osseointegrados (Naert et al., 2012), já que levam a uma perda óssea progressiva e, conseqüentemente, podem evoluir para o comprometimento do tratamento restaurador e até mesmo para a perda do implante (Esposito et al., 1998).

No estudo de Mericske-Stern et al. (1995), avaliou-se a força máxima de oclusão e a sensibilidade tátil bucal. Foi observado que a média para região de segundo pré-molar é de 450N e para a região de primeiro pré-molar e molar é de 300N. Para indivíduos reabilitados com implantes os valores são menores, com uma média de 300N para o segundo pré-molar e 200N para o primeiro pré-molar e molar. Pode-se concluir que a presença de próteses sobre implantes pode alterar os padrões mastigatórios.

Entendendo as dificuldades de realizar estudos clínicos avaliando sobrecarga oclusal em próteses sobre implantes, muitos dos estudos realizados utilizaram diferentes espécies animais para o desenvolvimento das pesquisas. Um dos primeiros trabalhos foi realizado por Isidor (1996), em que foram avaliados quatro macacos (*Macaca fascicularis*) com 5 implantes osseointegrados cada. Dos 5 implantes que cada animal apresentava, dois foram restaurados com próteses com contato prematuro e os outros 3 foram expostos ao meio oral sem entrar em oclusão. Os implantes que suportavam próteses recebiam escovação semanalmente e profilaxia subgingival mensal. Os demais implantes não receberam nenhuma higienização durante todo o experimento e nestes foram inseridos cordões de algodão para promover o acúmulo de placa. Dos 8 implantes com contato prematuro, cinco perderam a osseointegração apresentando mobilidade e imagens radiolúcidas peri-implantar. As perdas foram observadas de 4 até 15 meses após a instalação das próteses. Em

contrapartida, nenhum dos implantes com acúmulo de placa perdeu a osseointegração, mas apresentaram uma perda óssea média de 1,8mm após 18 meses.

Em outro estudo, Heitz-Mayfield et al. (2004) avaliaram implantes instalados em seis cachorros da raça Labrador. Cada animal recebeu 2 implantes com superfície tratada com *spray* de plasma e 2 implantes com superfície tratada com jateamento e ataque ácido de cada lado da mandíbula. Três implantes foram perdidos durante a fase de cicatrização, restando 45 implantes no estudo. As coroas foram instaladas sobre os implantes com contato prematuro unilateral, enquanto que do lado controle os implantes não foram carregados. Foi realizado controle de placa em todos os implantes durante todo o período de acompanhamento e tomadas radiográficas foram realizadas no momento da instalação das próteses e com 1, 3 e 8 meses respectivamente. Com 8 meses todos os implantes estavam osseointegrados e não houve diferenças para as variáveis: profundidade de sondagem, nível ósseo e a média histológica de contato osso-implante entre os grupos de implantes com contato prematuro e os implantes controle.

Recentemente, Lima et al. (2019) avaliaram implantes instalados em 5 cachorros da raça Beagle. Cada animal recebeu 6 implantes, divididos em dois grupos com diferentes tratamentos de superfície, entre eles, o SLA® e o SLActive®. Após o período de cicatrização cada grupo de implantes foram restaurados com uma coroa unitária com estabilidade oclusal, uma coroa com cantilever com contatos oclusais excessivos e uma coroa unitária sem contato oclusal. As avaliações clínicas e radiográficas foram realizadas no momento da instalação das próteses e após 4 e 24 meses. Os resultados das avaliações clínicas e radiográficas não apresentaram diferenças para as diferentes superfícies dos implantes ou para o tipo de restauração. Os implantes SLA® que se encontravam com contato excessivo apresentou uma maior densidade óssea peri-implantar quando comparado com os demais.

Apesar de ser consensual que a sobrecarga oclusal se apresenta como fator de risco para os tratamentos com implantes osseointegrados, a diferença nos resultados apresentados nos estudos que investigam a sobrecarga oclusal pode ocorrer por não

conseguir isolar a variável que se investiga e por adotarem diferentes metodologias (Sheridan et al., 2016).

A literatura reconhece alguns fatores como possíveis causas de sobrecarga oclusal em reabilitações sobre implantes, entre eles, presença de *cantilevers* extensos (>15mm na mandíbula e >12mm na maxila), hábitos parafuncionais (força de mordida excessiva), presença de contatos prematuros (180 µm em estudos com macacos e 100 µm em estudos com humanos), inclinação acentuada das cúspides, mesa oclusal extensa, número inadequado de implantes e osso de baixa qualidade (Kim et al., 2004).

Neste sentido, vários estudos clínicos se propuseram a avaliar alguns fatores de risco para a sobrecarga oclusal e seus efeitos no comportamento ósseo peri-implantar. No estudo de Kampen et al. (2005), avaliaram-se a influência da força máxima de mordida com o nível ósseo marginal de implantes mandibulares suportando overdentures. Foram avaliados 18 pacientes, cada um recebeu dois implantes e foram reabilitados com as próteses, cinco meses após a cirurgia de instalação. Foram então realizadas tomadas radiográficas nos intervalos de 3, 6 e 9 meses após a prótese estar em função, além de medidas de força de mordida nestes mesmos intervalos. Os autores não conseguiram mostrar associação entre força de mordida e a perda óssea peri-implantar. De forma semelhante, Jofré et al. (2010) também avaliaram a influência da força de mordida com a perda óssea peri-implantar. Foram avaliadas 45 pacientes e todos eles receberam 2 implantes na região anterior de mandíbula e foram reabilitados com próteses do tipo overdentures. Os níveis ósseos peri-implantares foram avaliados nos seguintes períodos: baseline, 5, 7, 10 e 15 meses após a cirurgia. Os resultados encontrados neste estudo também não permitiram relacionar força de mordida com perda óssea marginal.

Quando os estudos clínicos definem a magnitude das cargas aplicadas sobre os implantes, esta definição se dá em nível das supraestruturas e assim não se pode afirmar que estas mesmas tensões se encontrarão na interface implante-osso (Duyck, Vandamme, 2014). É consensual que, quando um implante é carregado as tensões são

transferidas pelo implante e se distribui pelo tecido ósseo adjacente. Porém, a capacidade de transmissão das tensões recebidas pela prótese aos tecidos ósseos é influenciada pela variação das estruturas mecânicas que compõem a prótese e pela distribuição tridimensional dos implantes que suportam a prótese (Akça, Çehreli, 2009; Ding et al., 2009). Além das dificuldades de realizar estudos clínicos que associem sobrecarga oclusal e seus efeitos deletérios aos tecidos peri-implantares, vale ressaltar que de acordo com a teoria mecanostática proposta por Frost (1994), muito mais importante que avaliar a força aplicada sobre os implantes, é avaliar a deformação óssea causada por estes carregamentos (Isidor, 2006).

De acordo com os princípios da engenharia, a maior concentração de tensão se localiza na porção mais coronária do tecido ósseo, já que quando dois corpos com propriedades diferentes estão em contato e um é carregado, as tensões são maiores onde os materiais tem seu primeiro contato (Kitamura et al., 2004). Durante as funções mastigatórias, o tecido ósseo receberá diversas tensões, sendo que este tecido se apresenta mais resistente sob tensões compressivas, mais fraco sob tensão de tração e ainda mais fraco sob tensão de cisalhamento (Misch et al., 2005). No intuito de identificar os possíveis fatores que influenciam a distribuição de tensões nas reabilitações com implantes osseointegrados, cada vez mais estudos utilizam ferramentas da bioengenharia, uma vez que essas metodologias se mostram bastante eficientes nas análises do comportamento de próteses e implantes em função (Akça, Çehreli, 2009; Ding et al., 2009).

2.2 Análises pelo método de elementos finitos

As dificuldades encontradas nos estudos clínicos randomizados para avaliar a performance biomecânica dos materiais e dos tecidos peri-implantares, uma vez que a distribuição de tensão e deformação não permitem serem avaliados diretamente por

meios não destrutivos, podem ser contornadas com a utilização de ferramentas da bioengenharia. Neste sentido, as análises pelo método de elementos finitos estão sendo utilizados amplamente nas investigações biomecânicas com implantes osseointegrados (Dos Santos Marisco et al., 2017). Esta metodologia consiste na análise matemática computacional de um modelo teórico que, por sua vez, permite a obtenção de informações de regiões muitas vezes inacessíveis por outros métodos, permite ainda formular teorias iniciais consistentes para o desenvolvimento de futuras pesquisas ou projetos, além de apresentar resultados que corroborem e deem subsídios para outras metodologias em uma mesma investigação (Tribst et al., 2017).

A precisão e a aplicabilidade dos resultados obtidos à partir das análises de elementos finitos estão diretamente relacionadas com a qualidade dos modelos utilizados na pesquisa. Sendo assim, a complexidade das estruturas envolvendo a anatomia dos maxilares e das próteses implantossuportadas exigem a utilização de modelos tridimensionais a fim de tornar as simulações mais próximas da realidade clínica ou laboratorial (Freitas et al., 2010). Estes modelos tridimensionais podem ser obtidos manualmente pelas ferramentas disponíveis por diversos programas CAD (*Computer Aided Design*), por escaneamento ou por tomografia computadorizada. No entanto, caso a investigação envolva uma área específica, a análise pode ser feita em uma seção dos maxilares a ser estudada e para os estudos laboratoriais, os corpos de provas simétricos permitem uma reprodução fiel do modelo tridimensional, enquanto que amostras mais complexas também podem ter sua geometria simplificada sem comprometimento dos resultados (Tribst et al., 2020).

Após a realização dos modelos tridimensionais, cada estrutura deve ser configurada de acordo com seu correspondente clínico ou laboratorial e para isso algumas informações quanto as características dos materiais simulados são fundamentais. Para a realização dos cálculos de materiais isotrópicos pelo método de elemento finitos são necessárias algumas informações quanto às propriedades dos materiais, como por exemplo o módulo elástico e o coeficiente de Poisson (Moeen et al., 2014). O módulo elástico ou módulo de Young (E) é uma propriedade mecânica

que mede a rigidez de um material sólido e é definido pela relação de tensão (força por unidade de área) e deformação (deformação proporcional), que é calculada pela razão da tensão de tração (σ), pela deformação (ε), logo, $E = \sigma/\varepsilon = (F/A)/(\Delta L/L_0)$ (Morrel, 1996). O coeficiente de Poisson (ν) é uma propriedade adimensional que mede a deformação transversal (em relação à direção longitudinal de aplicação de carga), que é calculada pela razão da extensão na direção “x”, que é transversal, pela extensão na direção “z”, que é longitudinal, dada pela fórmula, $\nu = -\varepsilon_x/\varepsilon_z$ (Morrel, 1996).

Na simulação tridimensional de modelos de tecidos ósseos, a densidade pode ser calibrada de acordo com a região anatômica do mesmo, entretanto, a maioria dos estudos utilizam valores uniformes de módulo elástico para osso cortical com valores médios de 13,7 GPa, enquanto que para osso medular encontra-se uma grande variabilidade, com valores médios de 0,3 a 9,5 GPa (Wakabayashi et al., 2008; Madfa et al., 2014). Para trabalhos laboratoriais, a simulação do tecido ósseo se dá pela utilização do poliuretano, já que o material foi validado para tal finalidade por Miyashiro et al. (2011) por apresentar um módulo elástico entre o osso cortical e o osso medular, ou seja, 3,6 GPa. Tanto o osso cortical, o medular e o poliuretano apresentam o coeficiente de Poisson no valor de 0,3 (Madfa et al., 2014). Outros materiais amplamente utilizados nestas simulações de restaurações sobre implantes são o titânio com valores de 110 GPa e 0,33 e o Ni-Cr (Níquel-Cromo) com valores de 206 GPa e 0,3, para as propriedades de módulo elástico e coeficiente de Poisson, respectivamente (Tribst et al., 2018). Neste contexto, modelos tridimensionais para investigação de implantes, componentes e tecido ósseo ou similares, permitem que todos os materiais sejam considerados homogêneos, lineares e isotrópicos (Toniollo et al., 2017).

Por fim, para finalizar a configuração dos modelos tridimensionais deve-se determinar o contato entre os diferentes materiais. Diferentes tipos de contatos são encontrados na literatura para investigar o comportamento de restaurações sobre implantes, sendo que para análises lineares pode-se assumir que as estruturas são

perfeitamente coladas (Datte et al., 2018). Esta condição é aceita baseada em estudos experimentais uma vez que durante a remoção de implantes osseointegrados a fratura não ocorre na interface osso-implante (Davies, 2003).

Por outro lado, os contatos podem ser considerados não lineares e apresentarem um coeficiente de atrito entre eles. Estudos prévios utilizaram valores diferentes de coeficiente de atrito para o contato do osso medular e cortical com o implante, com valores de 0,65 e 0,77 (Tribst et al., 2020), além de coeficiente de atrito para o contato entre o implante e os componentes protéticos, com valores de 0,3 a 0,5 (Saab et al., 2007; Tribst et al., 2020). A correta configuração dos modelos permite a obtenção de resultados quanto a distribuição de tensão (tração, compressão e cisalhamento), deformação e deslocamento mais próximos da realidade clínica ou laboratorial.

2.3 Análise biomecânica pela extensometria (*Strain Gauge*)

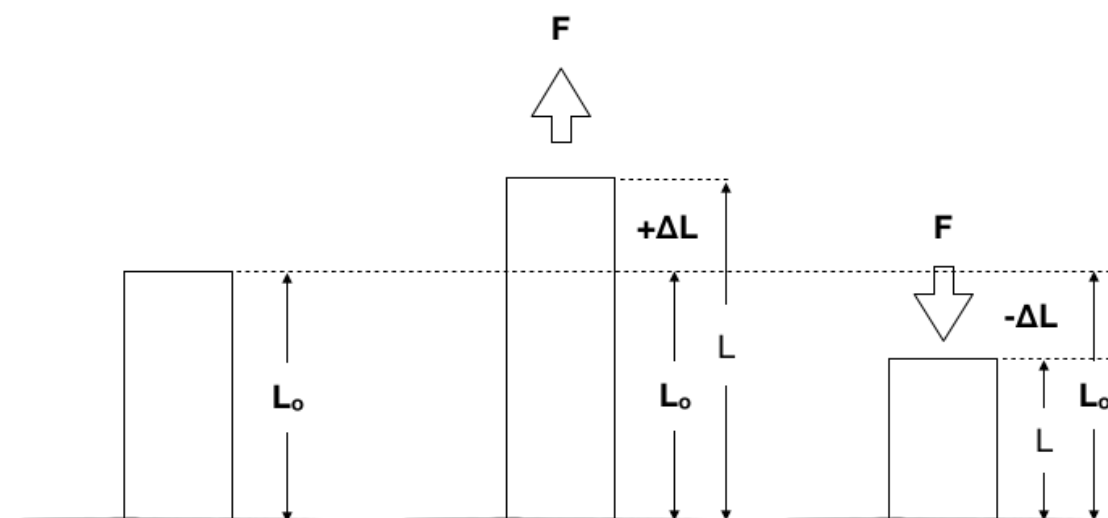
Com o aumento da competitividade do mercado, torna-se imprescindível que os projetos apresentem custos reduzidos sem que perca a qualidade de seus resultados. Neste sentido, surgiu a necessidade de elaborar métodos simplificados que permitisse avaliar as reais condições de um material quando submetido a diferentes carregamentos. Estas avaliações se basearam na descoberta de Robert Hooke no ano de 1678, que ficou conhecida pela Lei de Hooke, que relacionou os esforços aplicados sobre um material, pela tensão gerada (σ), com a deformação resultante (ϵ), expressa pela seguinte fórmula, $\sigma = E \cdot \epsilon$, em que E é o módulo elástico (Rezende et al., 2015).

Inicialmente surgiram os aparelhos essencialmente mecânicos, que apresentavam falhas nas aferições, o que se mostrou um método ainda limitado. No ano de 1843, o campo da eletroeletrônica já mostrava avanços consideráveis, período

em que Charles Wheatstone constatou que os efeitos da variação de um condutor elétrico causada pela aplicação de uma tensão mecânica sobre um material permitiram a mensuração de sua deformação. Na década seguinte, Wilian Thomson (1856) conseguiu medir tal deformação e com isso, vários estudos posteriores permitiu o desenvolvimento dos primeiros extensômetros de resistência elétrica ou Strain Gauge (SG) (Wain, 1955).

Os extensômetros permitem uma mensuração de alta sensibilidade das deformações sofrida por um determinado material ($\mu\epsilon/m$) sob cargas estáticas ou dinâmicas (Asvanund, 2014; Rodrigues et al., 2017). Esta, por sua vez, é considerada uma mensuração indireta realizada por equipamentos que traduzem as variações da resistência elétrica em níveis de deformação (Nishioka et al., 2010; Epprecht et al., 2017). A deformação é descrita pelo alongamento de uma seção que pode ocorrer por carregamento mecânico ou térmico, e calculada pela razão entre a variação absoluta do comprimento (ΔL) e a medida da seção original (L_0), dada pela fórmula, $\epsilon = \Delta L/L_0$. Logo, carregamentos compressivos geram valores negativos, enquanto carregamentos de tração geram valores positivos (Nishioka et al., 2010).

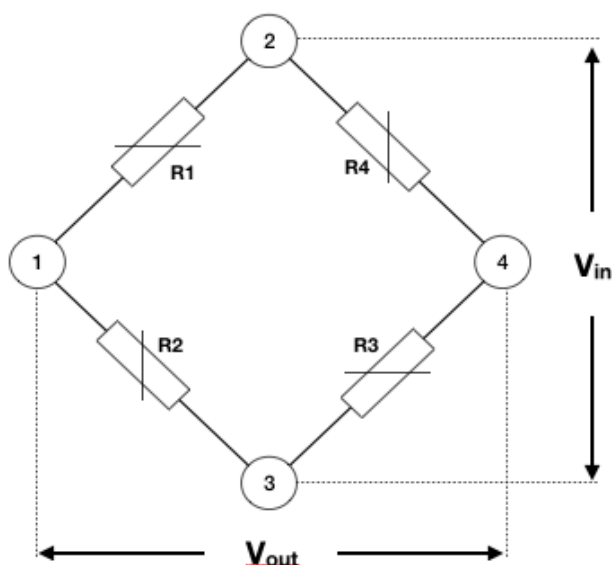
Figura 1 – Esquema mostrando a deformação positiva (tração) e negativa (compressão) de um material



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os extensômetros se encontram dispostos em um circuito elétrico, a ponte de Wheatstone, capaz de aferir a variação da resistência elétrica. Esta ponte pode apresentar diferentes configurações, entre elas, $\frac{1}{4}$ ponte, $\frac{1}{2}$ ponte, $\frac{1}{2}$ ponte diagonal e ponte completa. Quando se utiliza $\frac{1}{4}$ da ponte de Wheatstone, esta é formada por quatro resistências (R_1 , R_2 , R_3 e R_4) com tensão direta ou alternada. Se os valores das resistências forem iguais ($R_1 = R_3/R_2 = R_4$) e uma voltagem de entrada (V_{in}) e de saída (V_{out}) forem conectadas ao circuito não haverá diferença de potencial (ddp) (Asvanund, 2014) (Figura 2).

Figura 2 – Circuito elétrico de Wheatstone ($\frac{1}{4}$ de ponte)



Fonte: Elaborada pelo autor.

Na extensometria, normalmente utiliza-se a resistência com valor de 120Ω ou 350Ω para as análises de tensões. Quando ocorre a deformação do material, onde os extensômetros estão instalados, ocorre um desequilíbrio na ponte, o que faz com que alguma dessas resistências sofram variação e apresentem valores diferentes das demais. Isto torna a ponte não balanceada, logo, passa a existir uma voltagem diferente no terminal de saída, ou seja, uma variação da tensão, devido ao re-equilíbrio da mesma (Nishioka et al., 2010).

O sensor de tensão variável possui resistência R_g , enquanto os outros braços são resistências de valor fixo (Asvanund, 2014), assim a tensão de saída (V_{out}) pode ser calculada a partir de:

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{R_3}{R_3 + R_g} \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right)$$

Quando R_g é o único extensômetro ativo, uma pequena variação em R_g resultará em uma tensão de saída da ponte. O fator gauge (FG) é definido como a

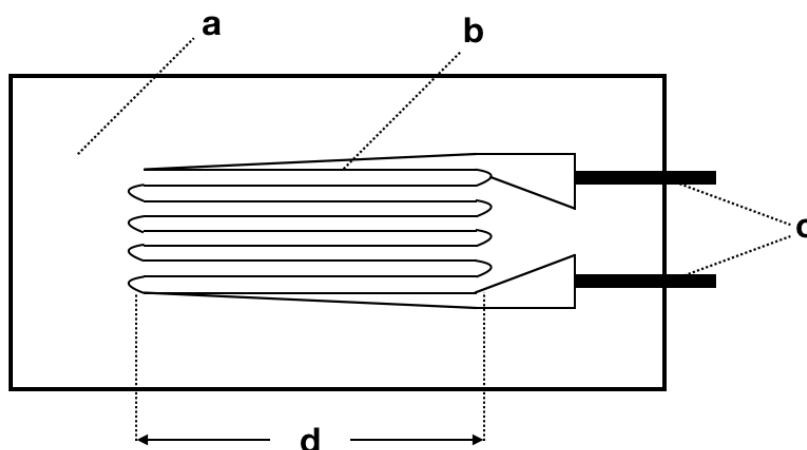
razão entre a mudança fracionária na resistência elétrica e a mudança fracionária no comprimento (Asvanund, 2014), que pode ser calculada da seguinte forma:

$$\text{Strain}(\varepsilon) = \frac{\left(\frac{\Delta R_g}{R_g}\right)}{GF}$$

Essas informações obtidas pelos extensômetros passam por um amplificador de voltagem e as informações são obtidas por uma placa de aquisição de dados e, normalmente, são obtidas como tensão elétrica e expressas pela unidade milivolt (mV). Estes dados permitem ser processados e transformados em uma grandeza específica, como por exemplo, a microdeformação ($\mu\varepsilon$) (Epprecht et al., 2017).

Os extensômetros são compostos por um material de suporte, por uma grade de medição e seus conectores, eles ainda podem apresentar uma diversidade de modelos e tamanhos para diferentes formas de utilização (Figura 3).

Figura 3 – Representação da unidade do extensômetro de resistência variável



Legenda: a) material de suporte; b) grade de medição; c) conectores; d) comprimento efetivo da grade.
Fonte: Elaborada pelo autor.

O tamanho da grade não afeta a sensibilidade do extensômetro, já que o mesmo mede a deformação relativa de um material. Neste sentido, a utilização de extensômetros de tamanhos reduzidos (aproximadamente 1mm) permitiu a investigação de regiões limítrofes, o que vem sendo utilizado há décadas como metodologia rotineira nas pesquisas com os implantes osseointegrados e suas supraestruturas (Glantz et al., 1993; Hobkirk, Havthoulas, 1998; Bhering et al., 2016; Tribst et al., 2020).

Vale ressaltar que os extensômetros variam sua resistência de acordo com a deformação da grade de medição na direção efetiva, que coincide com a direção de seus filamentos. Quando o extensômetro mede apenas a deformação na direção de seus filamentos ele é considerado unidirecional, porém outros modelos podem variar sua resistência quando a deformação é transversal a direção efetiva, sendo conhecido como sensibilidade transversal. Quando não se conhece a direção das tensões no local de medição, pode-se utilizar extensômetros com mais de uma grade dispostas em diferentes angulações sobre um mesmo material de suporte.

A realização de ensaios teóricos (MEF) prévios otimizam as investigações laboratoriais, uma vez que o mesmo pode fornecer informações quanto às regiões sob maior concentração de tensão e até mesmo a direção das tensões sobre o material estudado. Além disso, quando há semelhança que permita correlacionar resultados obtidos por metodologias laboratoriais, como por exemplo, resultados de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos por *strain gauge*, com resultados de mesma grandeza obtidos pelos modelos teóricos, tem-se que os modelos teóricos foram validados, assim, outras informações podem ser obtidas dos mesmos com considerável valor científico (Pesqueira et al., 2014).

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo tem como objetivo avaliar o comportamento biomecânico de distribuição de tensões e microdeformações ($\mu\epsilon$), pelo método de elementos finitos (MEF) e extensometria (SG), implantes cone morse utilizando pilares CMN (Grupo teste) e minipilares (Grupo controle) para a fixação de uma prótese múltipla de três elementos parafusada, submetidos a aplicação de cargas estáticas axiais.

As hipóteses nulas deste estudo:

H₀₁: as distribuições de tensões serão similares para os sistemas reabilitadores que empregaram os pilares CMN ou os minipilares;

H₀₂: as microdeformações periféricas serão similares para os sistemas reabilitadores que empregaram os pilares CMN ou os minipilares;

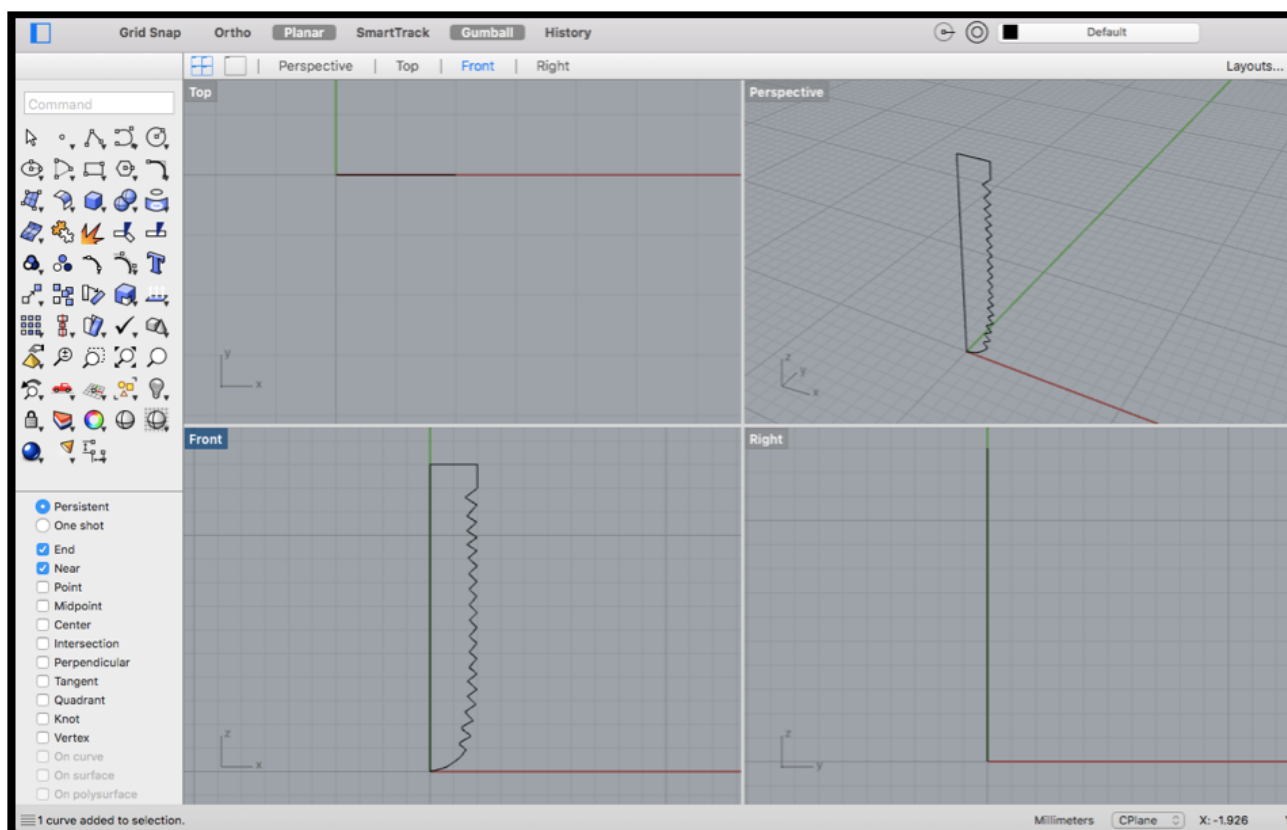
4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Modelos tridimensionais

4.1.1 Pré-Processamento

Com a utilização do software Rhinoceros (version 5.4.2 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, EUA), foi utilizado o comando *backgroundbitmap*, permitindo que linhas fossem traçadas gerando uma imagem 2D da metade do corpo de implante cone morse (CM) cilíndrico de 4,0 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil) (Figura 4).

Figura 4 – Apresentação do software Rhinoceros com as quatro telas de visualização “Top”, “Perspective”, “Front” e “Right”; com as linhas traçadas formando imagem 2D da metade do corpo do implante

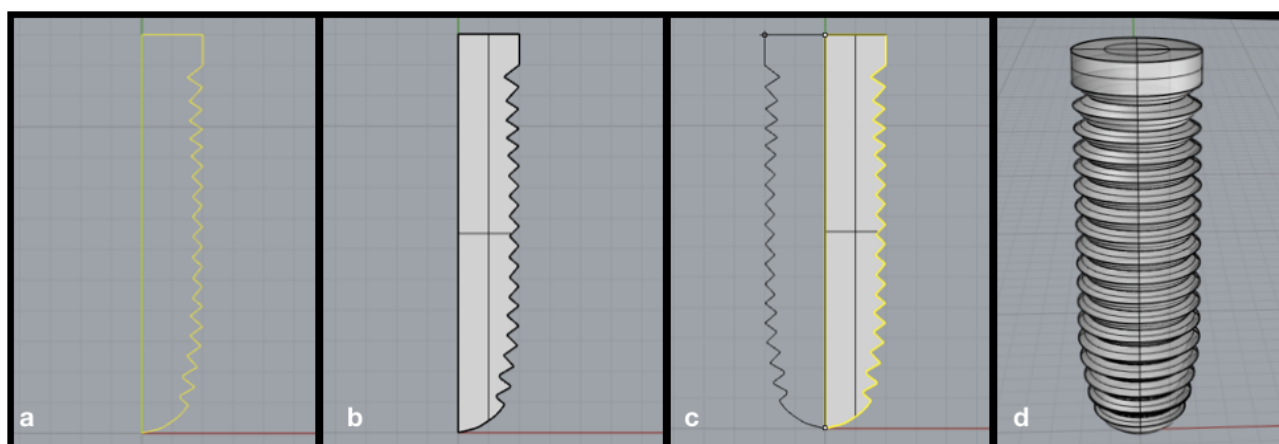


Legenda: Telas de visualização do software: “Top”: vista superior da imagem 2D; “Perspective”: vista oblíqua da imagem 2D; “Front”: vista frontal da imagem 2D; “Right”: vista lateral da imagem 2D.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Após a seleção das linhas traçadas (Figura 5a), o comando *planarsurface* foi utilizado para formar uma superfície entre as linhas (Figura 5b) e em seguida o comando *revolve (full circle)* foi utilizado com rotação sobre o eixo “y” para formar um modelo tridimensional de um implante CM de diâmetro de 4,0mm e comprimento de 13mm (Figura 5c e 5d).

Figura 5 – Passos para realização do modelo 3D do implante

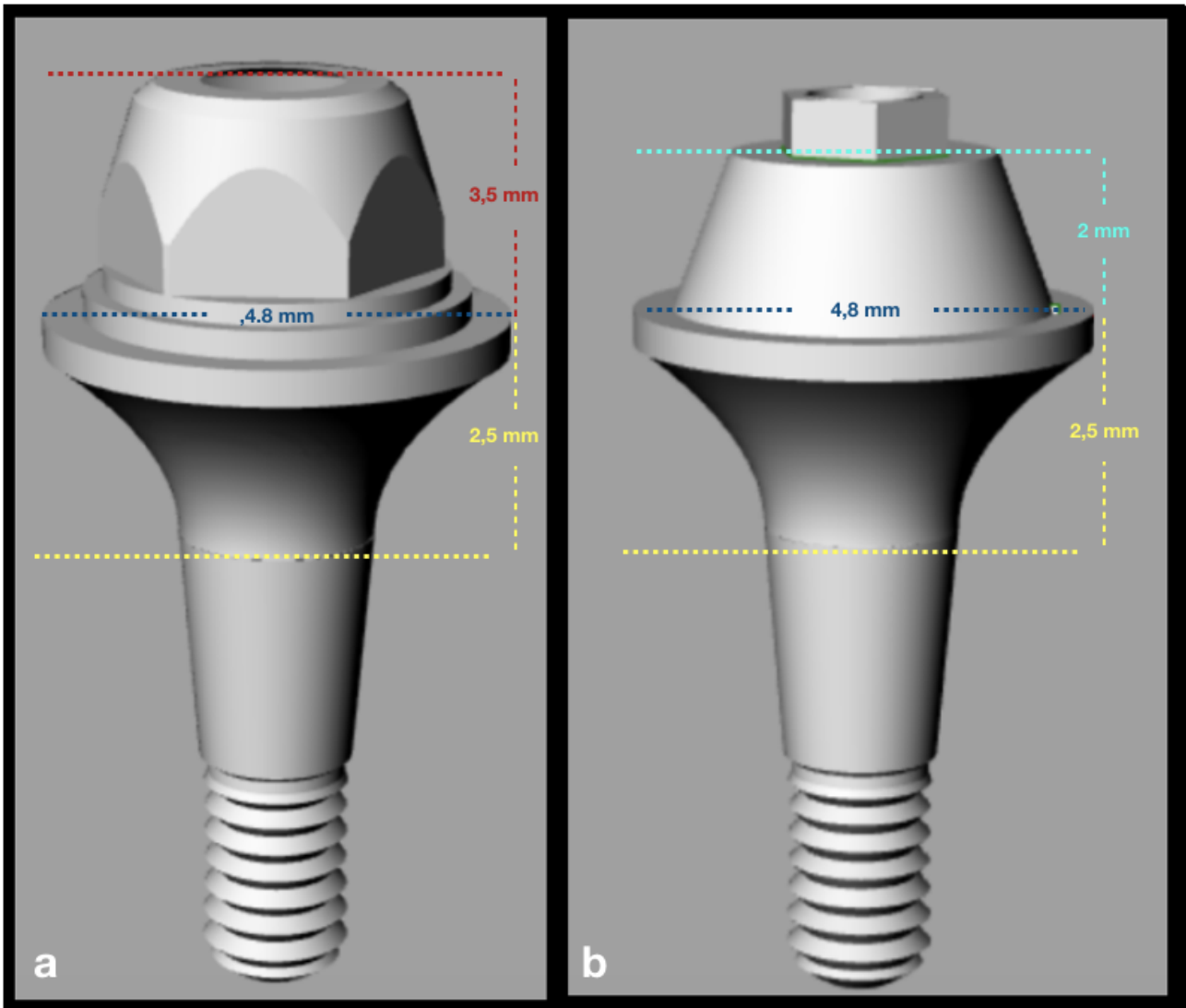


Legenda: a) seleção das linhas; b) superfície criada entre as linhas; c) seleção do comando *revolve (full circle)* sobre o eixo “y”; d) modelo volumétrico 3D do implante.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Seguindo o mesmo processamento para obtenção dos modelos tridimensionais do implante, foram obtidos os modelos dos pilares CMN e MP, ambos com transmucoso de 2,5mm e diâmetro de 4,8mm para sua plataforma de assentamento protético. No entanto os pilares apresentam alturas diferentes, os pilares CMN apresentam uma altura de 3,5 mm e os minipilares apresentam uma altura de 2 mm (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil) (Figura 6).

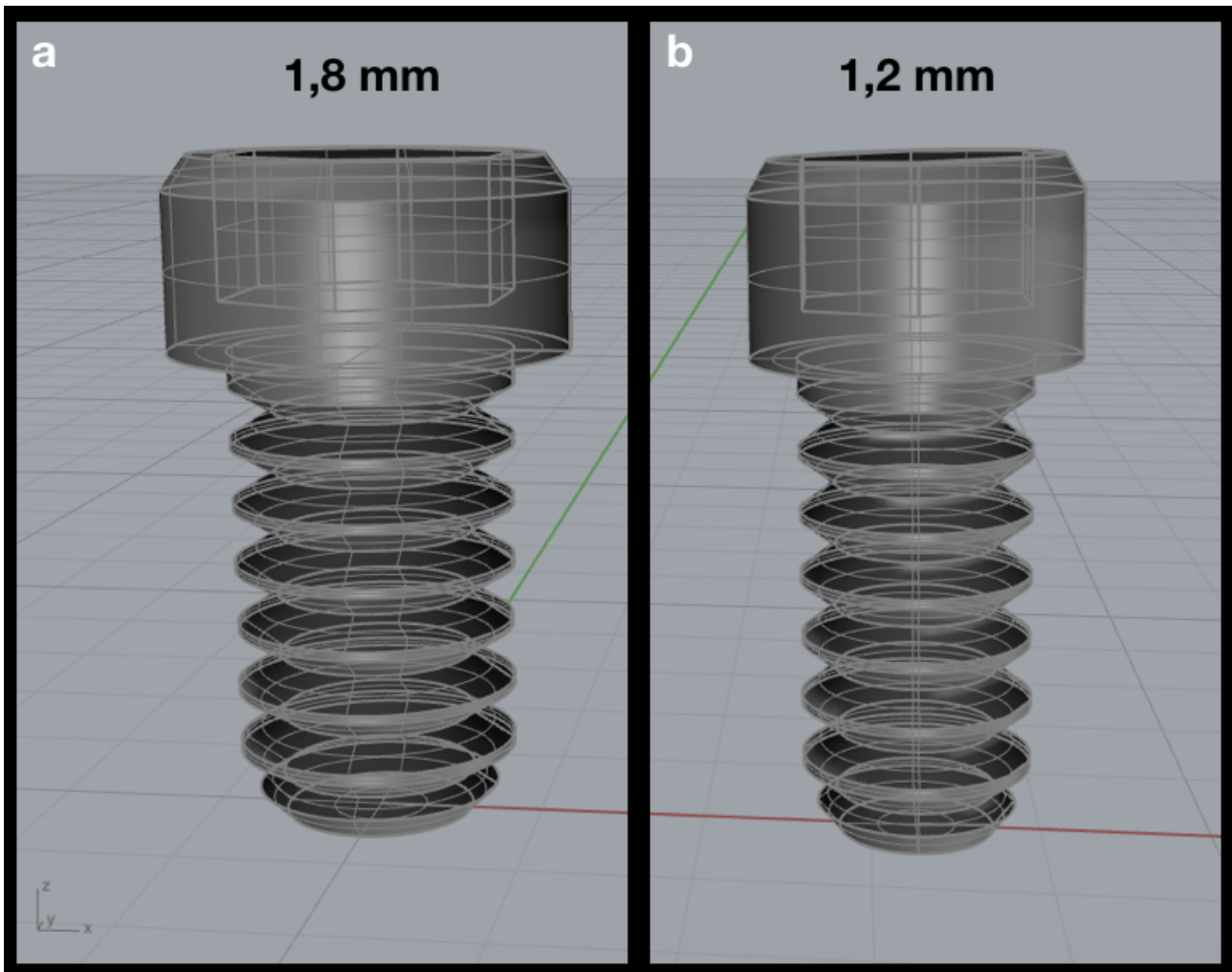
Figura 6 – Modelo 3D dos pilares protéticos



Legenda: a) Pilar CMN com 3,5 mm de altura; b) Minipilar com 2 mm de altura.
 Fonte: Elaborada pelo autor.

O parafuso protético também foi realizado com o protocolo de processamento descrito acima, porém o hexágono do parafuso foi modelado com a criação de uma geometria hexagonal na cabeça do parafuso onde a chave protética se encaixa e com a utilização do comando *extrudecurve* foi subtraída a região no eixo Z, dando ao parafuso as medidas reais de acordo com as especificações do fabricante. Sendo assim foram obtidos o parafuso protético do pilar CMN com 1,8mm de espessura e o parafuso do minipilar, com 1,2 mm de espessura (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil) (Figura 7).

Figura 7 – Modelo 3D dos parafusos protéticos dos grupos CMN e MP



Legenda: a) Parafuso do pilar CMN 1,8 mm de espessura; b) Parafuso do minipilar com 1,2 mm de espessura.

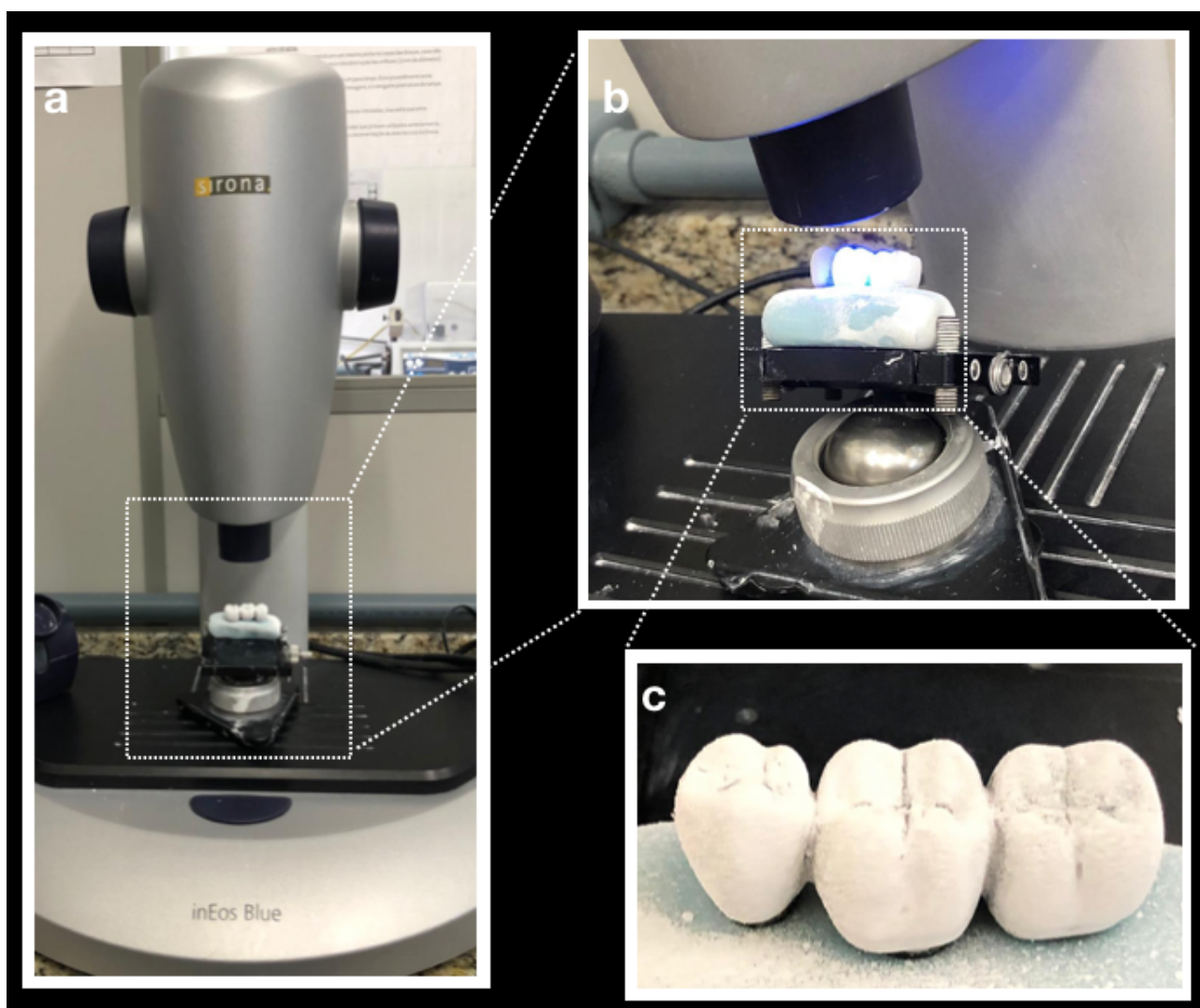
Fonte: Elaborada pelo autor.

Após o término do modelamento do pilar CMN, do minipilar e de seus respectivos parafusos, foi realizada uma subtração booleana para criar as roscas no interior do implante sólido e dos pilares, garantindo que essas geometrias se apresentassem com as medidas reais do fabricante (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil). Para a obtenção dos blocos em que os implantes estariam instalados, foi realizada a união de linhas para a formação de superfícies utilizando o comando *planarsurface*, que permitiu a modelagem de um bloco

retangular nas seguintes dimensões: 95 mm de comprimento por 16 mm de largura e 20 mm de altura.

Para a obtenção do modelo da prótese múltipla de 3 elementos sobre os implantes foi realizado o escaneamento de uma prótese. Inicialmente a prótese foi fixada em uma base de silicone de condensação e sua superfície recebeu uma camada de spray fosco (Cerec Optispray, Sirona, Bensheim, Alemanha) para facilitar o processo de escaneamento. Em seguida o conjunto foi ajustado à base do scâner extra-oral (Sirona, InEos Blue, Bensheim, Alemanha), permitindo a obtenção de um arquivo “.STL” utilizando o software (CEREC inLab, Sirona Dental Systems, Erlanger, Alemanha) garantindo a reprodução anatômica fiel da prótese múltipla de 3 elementos (Figura 8).

Figura 8 – Processo de escaneamento para obtenção do arquivo “.STL” da prótese



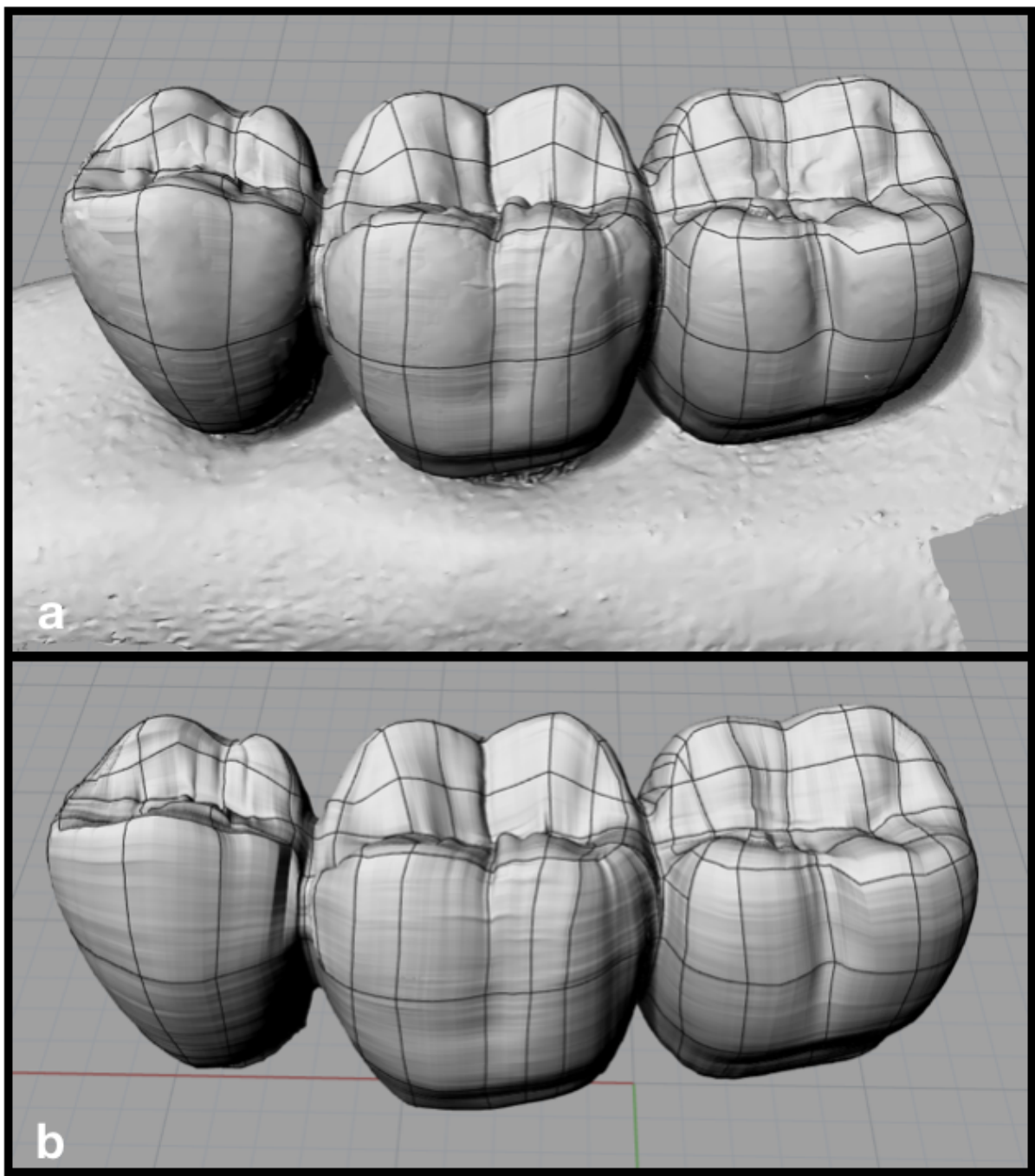
Legenda: a) prótese sobre base do scanner Sirona InEos Blue; b) escaneamento; c) prótese na base de silicone com aplicação do Cerec Optispray.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Após a obtenção do arquivo “.STL”, o mesmo foi exportado para o software Rhinoceros (version 5.4.2 SR8, McNeel North America, Seattle,WA, EUA). Em seguida, foram traçadas linhas sobre o arquivo importado utilizando o comando *polylineonmesh*. As linhas foram então cortadas em todas as direções com o comando *split* e simplificada utilizando o comando *rebuild*. Com a seleção de quatro linhas contíguas foram criadas diversas superfícies alternadas utilizando o comando *networksurface*. A superfície foi finalizada utilizando o comando *hide* para as linhas e

novamente foi o utilizado o comando *networksurface* entre as bordas das superfícies criadas previamente (Figura 9).

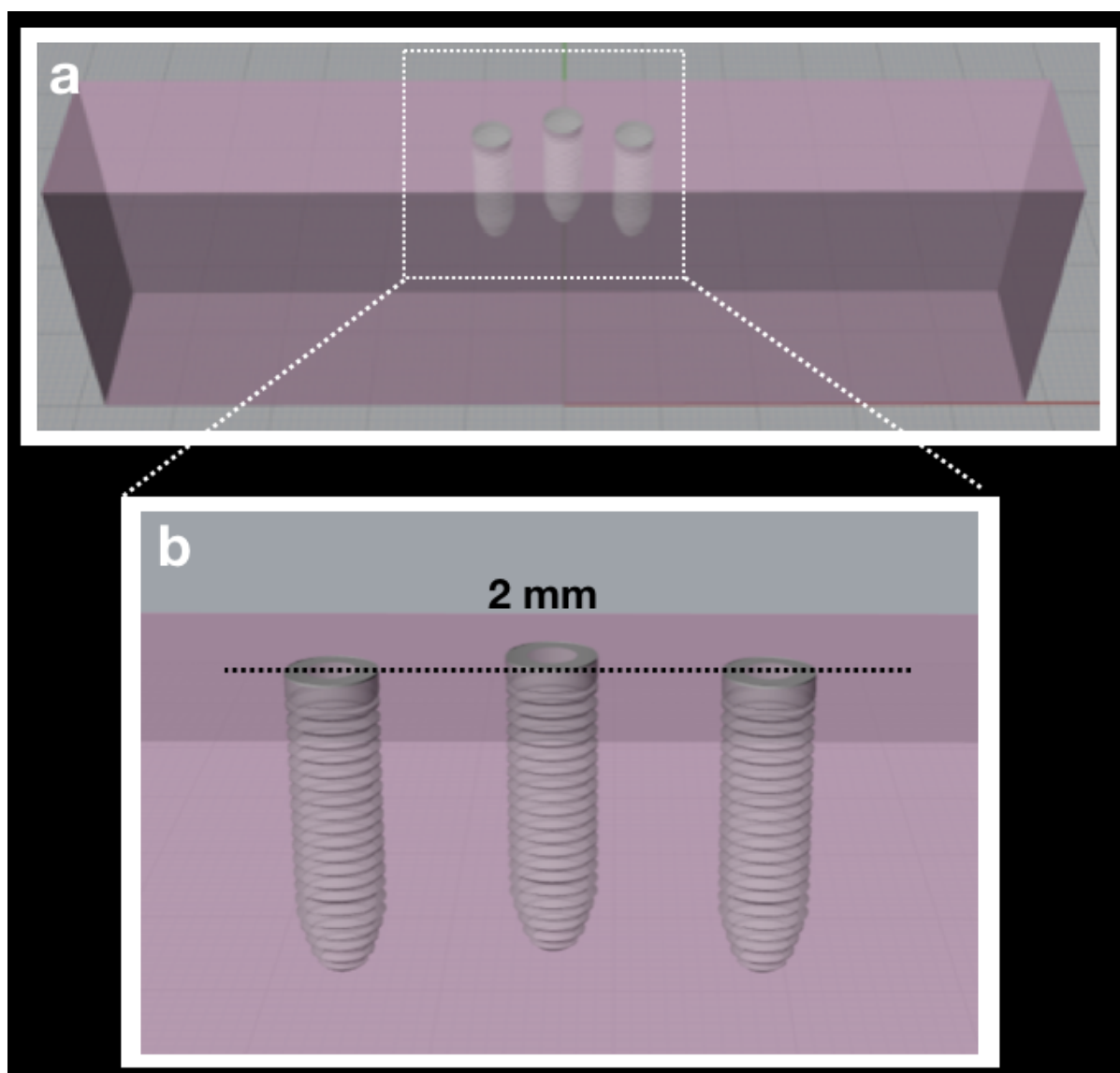
Figura 9 – Modelo 3D da prótese realizado a partir do arquivo “.STL”



Legenda: a) linhas e malhas sobre o arquivo “.STL”; b) modelo 3D da prótese.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Para a formação dos grupos de interesse foi selecionado o modelo 3D do bloco, em que três modelos de implantes foram posicionados centralizados, perpendicular à superfície, separadas no eixo Y com a distância de 3 mm entre eles, com o implante central separado do eixo X em 2mm, mantendo-se perpendicular à superfície, em nível óssea e tornando a configuração dos implantes não-linear (Offset) (Figura 10).

Figura 10 – Configuração Offset dos implantes no bloco



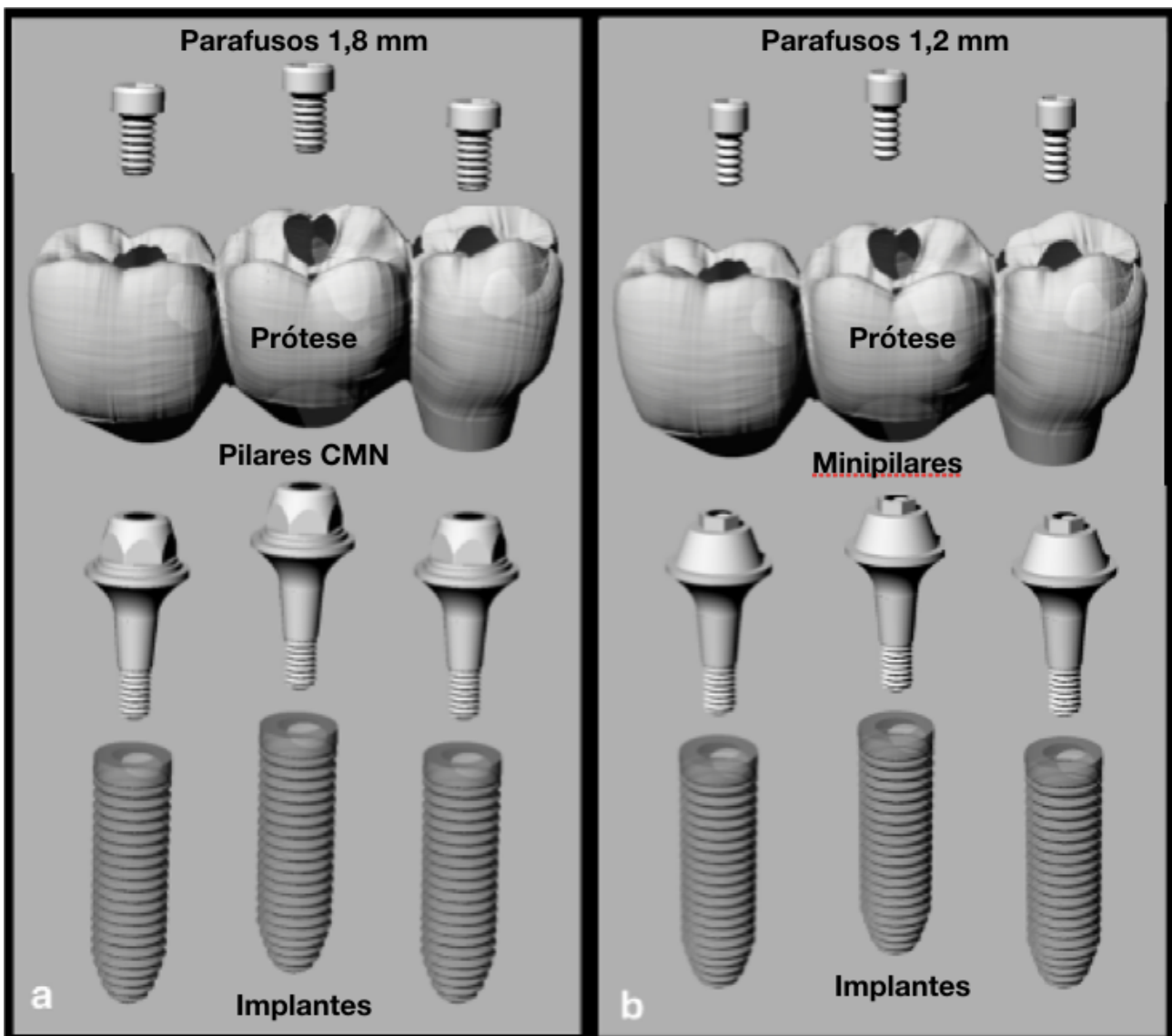
Legenda: a) distribuição dos implantes no modelo 3D; b) posicionamento “offset” dos implantes sendo evidenciada com o distanciamento de 2 mm do implante central sob o eixo “x”.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com os modelos duplicados, o grupo CMN recebeu os três modelos de pilares CMN sobre os implantes e o grupo MP recebeu os três modelos de minipilares. Em seguida, a prótese foi posicionada sobre os componentes de seus respectivos grupos e o término cervical da mesma foi finalizada utilizando o comando *loft* garantindo a coincidência do término da prótese com a margem dos pilares. Cada pilar recebeu seu respectivo parafuso e a prótese foi finalizada com a confecção do orifício para o parafuso, utilizando os comandos *extrudecurve* e *split*.

No fim do pré-processamento, todos os modelos tridimensionais dos grupos CMN (Figura 11a) e MP (Figura 11b) foram verificados como sólidos volumétricos e suas geometrias foram salvas como arquivos STEP.

Figura 11 – Esquema mostrando individualmente a geometria das estruturas de cada grupo



Legenda: a) esquema das estruturas do grupo CMN; b) esquema das estruturas do grupo MP.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1.2 Simulações e carregamentos

Todos os modelos tridimensionais foram exportados para o software Ansys (ANSYS 19.2, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) a fim de realizar uma análise estática estrutural com carregamentos e simulações. As propriedades dos materiais (titânio, Ni-Cr e Poliuretano) foram utilizadas a partir de uma revisão da literatura e informadas ao software (Tabela 1), os modelos foram renomeados de acordo com o que estão representando e todas as estruturas foram consideradas homogêneas, isotrópicas e elásticas.

Tabela 1 – Propriedade mecânica dos materiais e estruturas do estudo

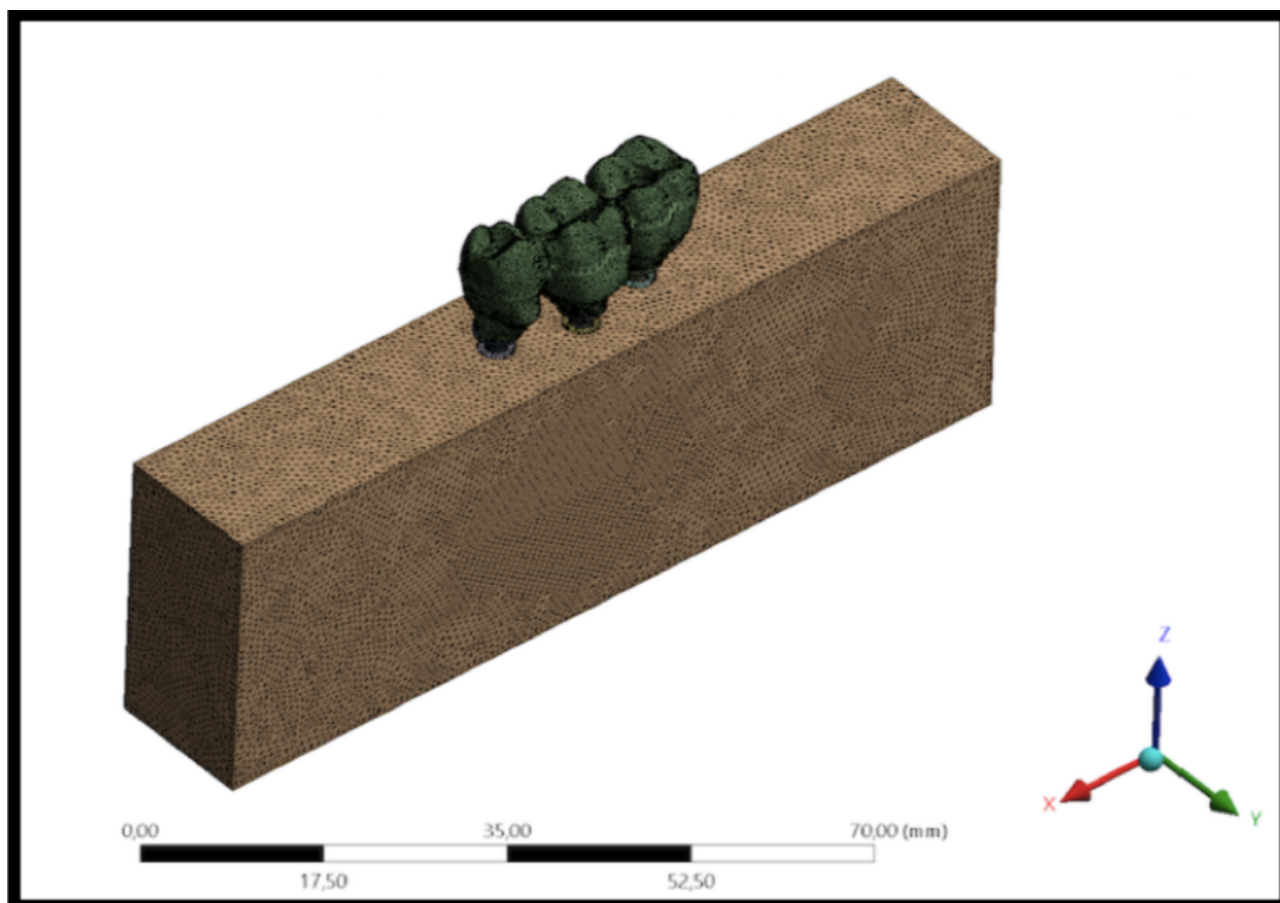
Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referências
Titânio	110	0,32	Benzing et al., 1995
Ni-Cr	206	0,3	Stegarioiu et al., 1998
Poliuretano	3,6	0,3	Miyashiro et al., 2011

Fonte: Elaborada pelo autor.

Após verificação dos contatos entre os modelos tridimensionais, os mesmos foram considerados não lineares com coeficiente de atrito de 0,3 entre implante/pilar, pilar/parafuso e implante/prótese (Alkan et al., 2004). Tentando reproduzir uma condição mais próxima do real, o contato entre o implante e o poliuretano foi considerado colado.

As malhas foram criadas automaticamente com elementos não trabalhados, em que o próprio software permitiu o refinamento da malha criada, selecionando elementos tetraédricos de 0,3 mm (Figura 12).

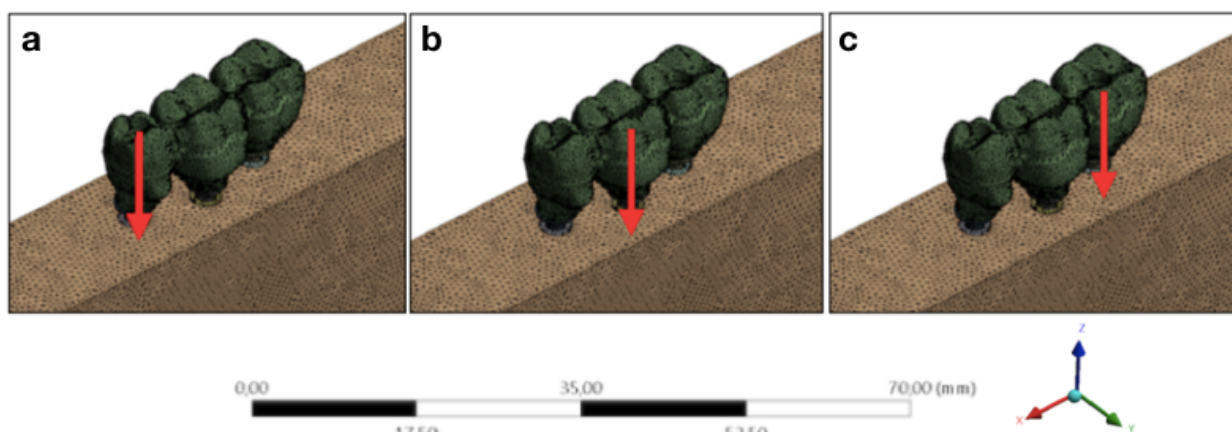
Figura 12 – Esquema mostrando as malhas e os elementos tetraédricos de 0,3 mm



Fonte: Elaborada pelo autor.

Um teste de 10% de convergência determinou o controle da malha, originando 702.122 nós e 390.548 elementos para o grupo CMN e 724.208 nós e 411.192 elementos para o grupo MP. Para cada carregamento axial (Pontos A, B e C) foi inserida uma configuração de análise e a carga foi definida como vetorial no sentido do eixo Z com 300N de força (30,6 Kgf) (Figura 13).

Figura 13 – Configuração de análise para os carregamentos axiais



Legenda: a) carregamento axial no ponto A; b) carregamento axial no ponto B; c) carregamento axial no ponto C.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para todas as configurações, o bloco foi fixado em sua superfície inferior externa simulando o apoio da amostra em um plano. Após as simulações, foram obtidas soluções de tensão von Mises para os implantes, próteses e seus componentes, enquanto que as soluções de microdeformações foram obtidas para o poliuretano (Tribst et al., 2020).

4.2 Modelos experimentais

A partir de um bloco retangular pré-existente nas dimensões de 95 x 45 x 30 mm, obteve-se uma matriz com silicone industrial, que permitiu a reprodução de outros 20 blocos (10 blocos para o Grupo CMN e 10 blocos para o Grupo MP) em poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – França) com módulo elástico uniformes (poliuretano: 3,6 GPa) (Wiskott, Belser, 1999) (Figura 14).

Figura 14 – Matriz de silicone industrial

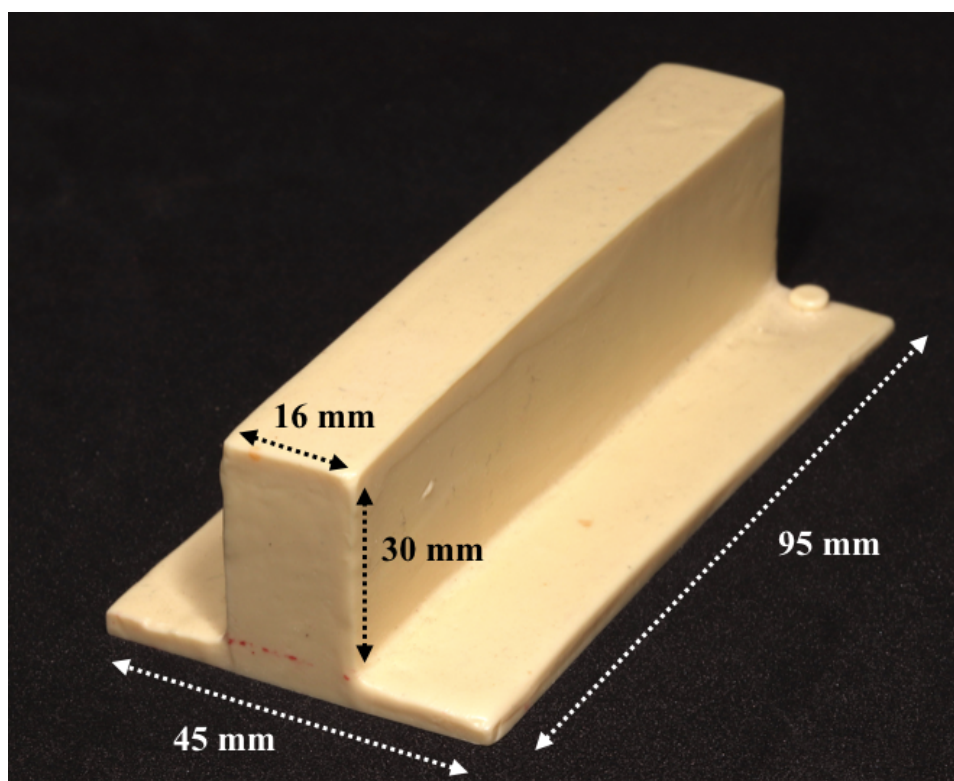


Fonte: Elaborada pelo autor.

A resina de poliuretano foi obtida a partir de medidas iguais de uma base e um catalisador misturadas em um grau de borracha até a resina se mostrar completamente homogênea. Com o auxílio de uma espátula, a resina foi vertida na matriz de silicone e o conjunto foi levado a uma pressurizadora à vácuo (Protecni, Araraquara, São Paulo, Brazil) para evitar a incorporação de bolhas.

Após a polimerização do poliuretano, o bloco foi removido da matriz e suas superfícies foram lixadas com lixas de granulações progressivas (#220 a #600) (3M ESPE, St. Paul - EUA) até a obtenção de superfície regular (Figura 15).

Figura 15 – Dimensão dos blocos de poliuretano

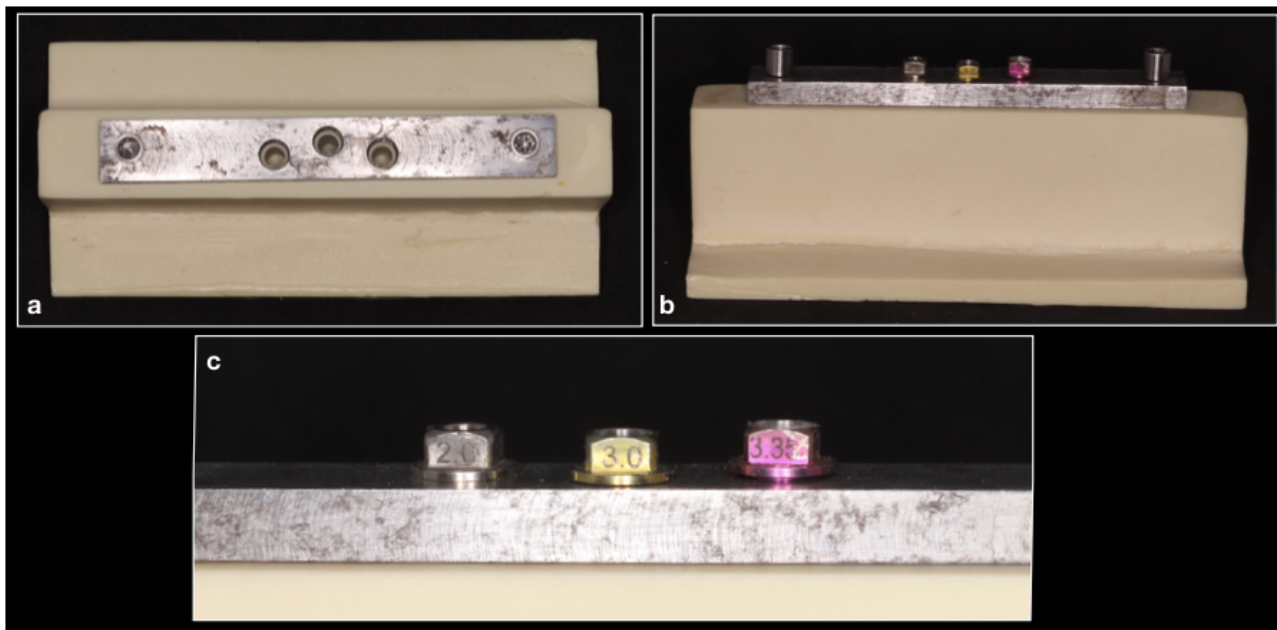


Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.1 Instalação dos implantes e pilares protéticos

Com os blocos prontos, um dispositivo metálico (Nishioka et al., 2010) foi utilizado para padronizar as perfurações para os gupos CMN e MP, perpendicularmente à superfície. Este dispositivo foi posicionado e fixado na porção superior do bloco com perfurações transversais e, com a utilização de guias escalonados (diâmetros de 2, 3 e 3,35 mm), foi utilizado um conjunto de fresas padronizadas (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil) (Figura 16).

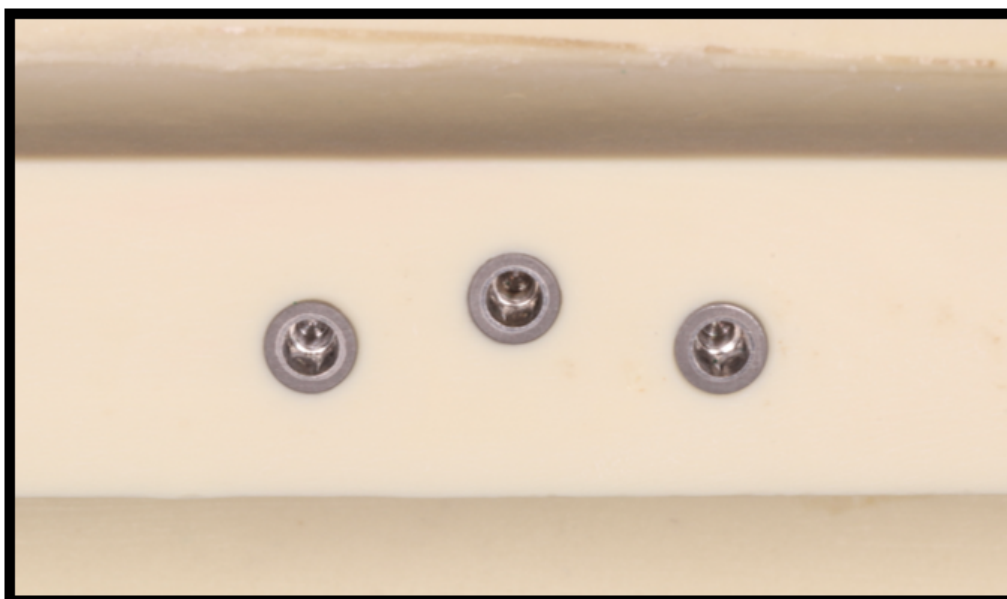
Figura 16 – Blocos de poliuretano com dispositivo para perfuração



Legenda: a) dispositivo fixado ao bloco pelas perfurações transversais; b) guias instalados sobre o guia metálico; c) sequência de guias utilizados para as perfurações.
Fonte: Elaborada pelo autor.

As perfurações foram realizadas com velocidade de 1800 rpm e a o torque de instalação dos implantes foi de aproximadamente 40 N.cm, realizadas com um torquímetro manual. 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, Itaquaquetuba, SP, Brasil) (Fotos 17).

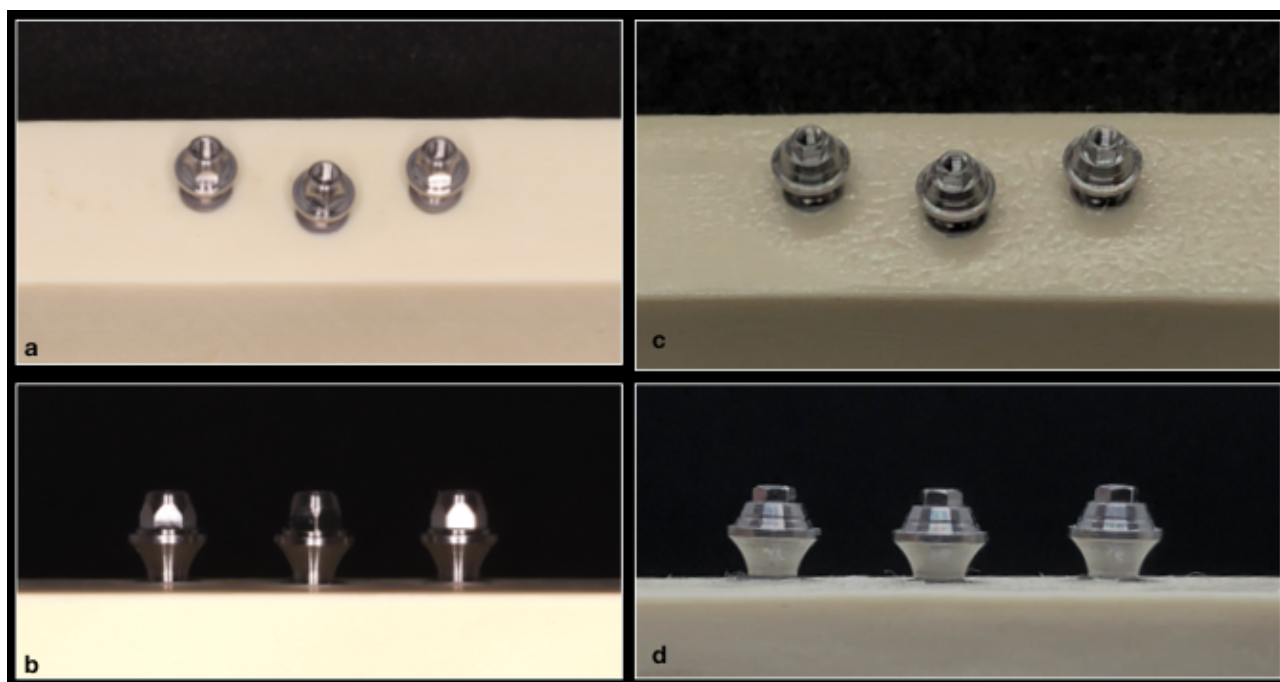
Figura 17 – Implantes instalados no nível do poliuretano em distribuição Offset



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os pilares CMN foram instalados com um torquímetro manual (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquetuba, SP, Brasil) e torque de 32N.cm, enquanto que os Minipilares foram instalados com torque de 20 N.cm, ambas instalações seguiram as recomendações do fabricante (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquetuba, SP, Brasil) (Figura 18).

Figura 18 – Pilares instalados para os grupos CMN e MP



Legenda: a) vista oclusal do pilar CMN; b) vista lateral do pilar CMN; c) vista oclusal do minipilar; d) vista lateral do minipilar.

Fonte: Elaborada pelo autor.

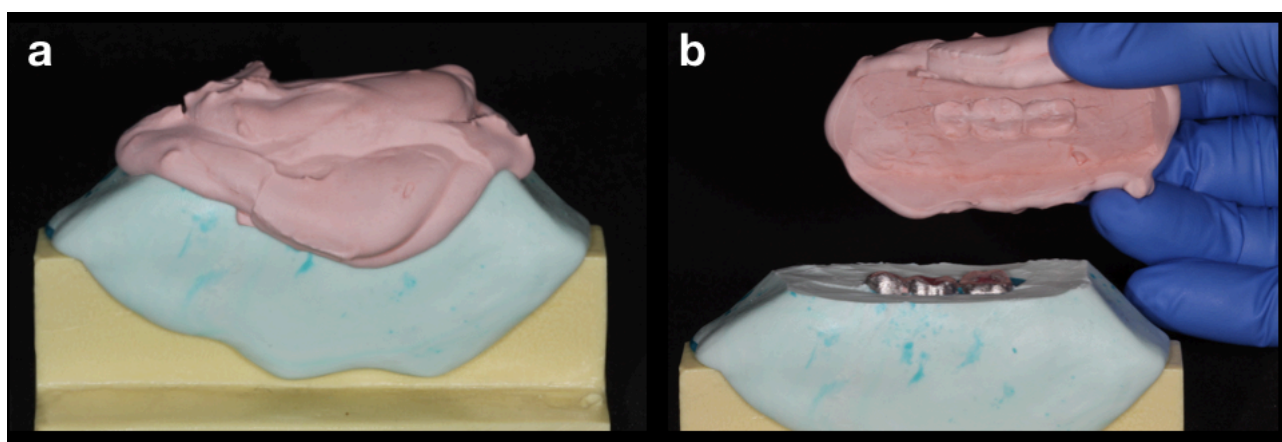
Sobre os pilares CMN foram parafusadas coifas plásticas rotacionais (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil) desenvolvidas para o projeto em questão e sobre os minipilares foram parafusadas coifas plásticas rotacionais convencionais (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil).

4.2.2 Confeção das próteses múltipla de três elementos sobre implantes

Para a obtenção das próteses foi realizada a união das coifas plásticas com uma resina acrílica (Pattern Resin LS - GC, EUA). Após a polimerização da resina foi realizada o enceramento da prótese (segundo pré-molar, primeiro e segundo molar inferior). Com a prótese finalizada, foi realizada um gabarito de silicone de condensação (Speedex, Coltene, Altstätten, Suíça) para certificar que a anatomia da

ponte de 3 elementos pudesse ser para replicada para os demais corpos de prova. A porção oclusal do gabarito foi removida e a oclusal da prótese foi novamente copiado com gesso tipo IV (Durone, Dentsply Ind. e Com. Ltda, Petrópolis, Brasil) (Foto 19).

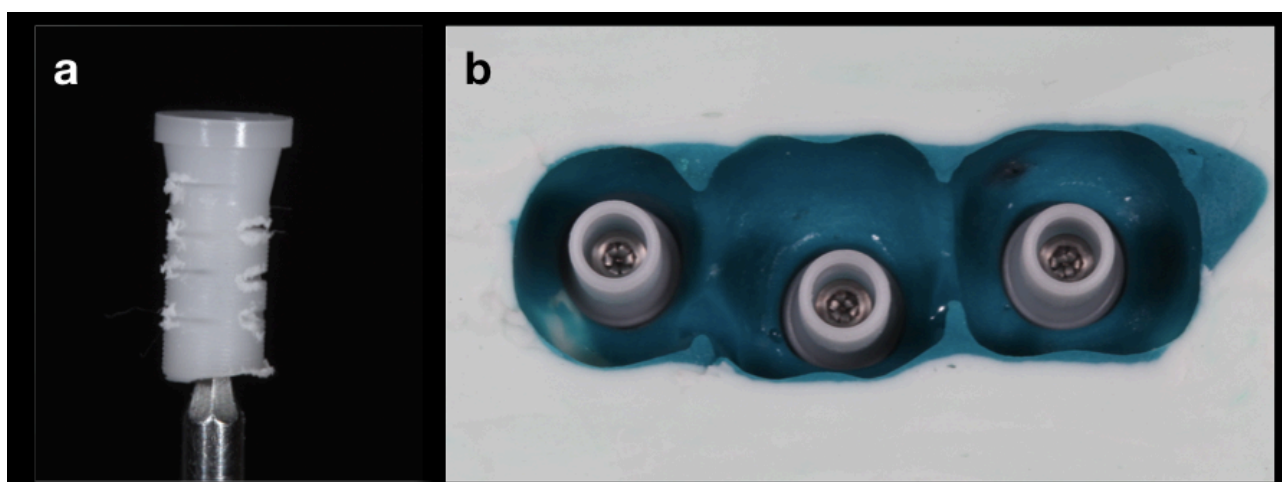
Figura 19 – Gabarito para confecção das próteses em resina acrílica



Legenda: a) vista frontal do gabarito; b) vista frontal do gabarito com as duas partes separadas.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Com o gabarito pronto foi possível a confecção das demais amostras com as mesmas características anatômicas. Logo, as coifas plásticas rotacionais (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquetuba, SP, Brasil) receberam retenções e foram instaladas sobre cada um dos respectivos pilares (Figura 20).

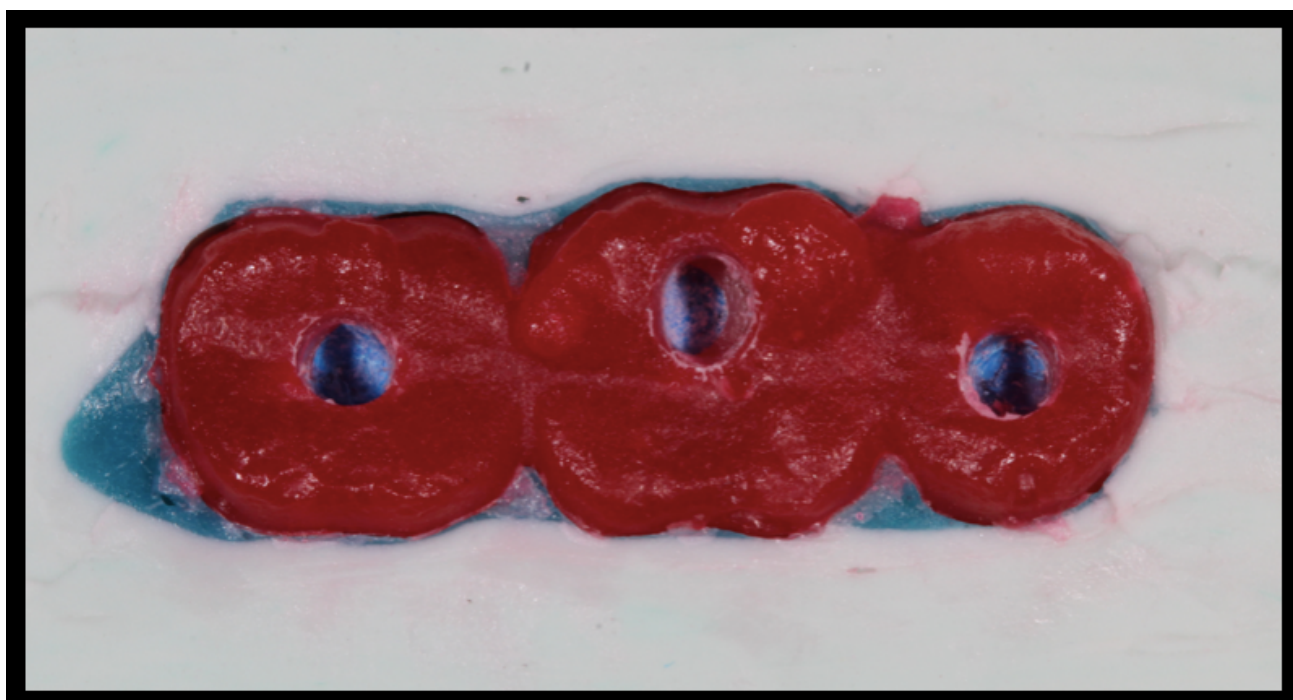
Figura 20 – Coifas plásticas em posição



Legenda: a) coifas com retenções; b) vista oclusal do gabarito com as coifas em posição.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Em seguida, os orifícios dos parafusos protéticos foram protegidos com teflon e a porção em gesso do gabarito foi isolada com vaselina sólida. Garantindo o correto posicionamento da porção em gesso sobre o gabarito, a resina acrílica (Pattern Resin LS - GC, EUA) foi inserida 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 peça reta 701 obteve-se novamente o acesso ao parafuso protético (Figura 21).

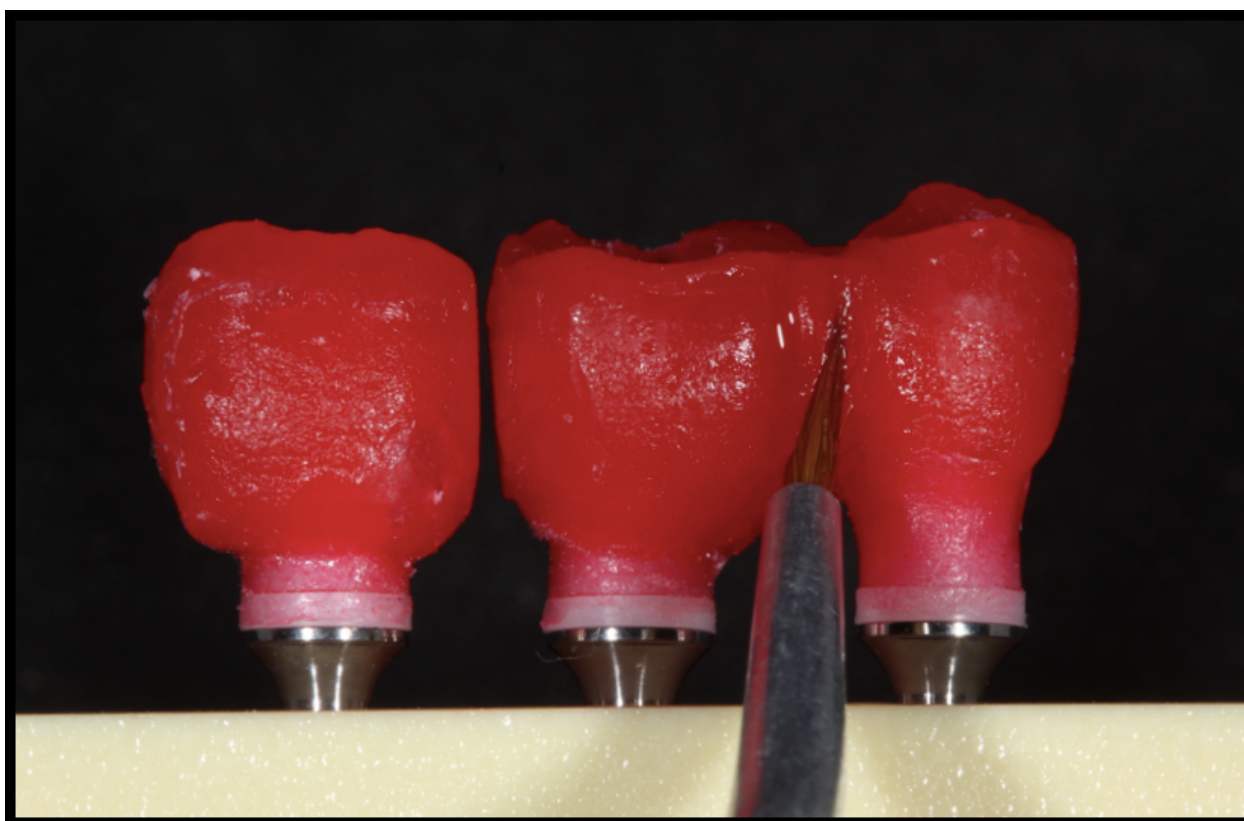
Figura 21 – Prótese das amostras em resina acrílica dentro do gabarito



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para minimizar as desconexões e perda de passividade da prótese pela possível diferença entre os modelos, os elementos foram separados e unidos novamente sobre cada um de seus respectivos blocos (Figura 22).

Figura 22 – União dos elementos sobre o bloco de poliuretano



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.3 Inclusão e fundição das próteses múltipla de três elementos

Os elementos ainda em resina foram unidos a um conduto de alimentação fixados em uma base formadora de cadinho (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, Brasil) e sobre eles foram aplicados um agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa, São Paulo - Brasil). Em seguida, o conjunto foi incluído em anéis de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, Brasil), onde foi vertido o revestimento (Bellavest SH Bego, Bremen, Alemanha) de acordo com as recomendações do fabricante (22,5mL/90g). Após 20 minutos o bloco de revestimentos foi removido do anel de silicone e levado ao forno (EDG 3000, EDG-

Brasil) para aquecimento, seguido da volatilização da cera, da resina e das coifas plásticas.

A fundição foi realizada com uma liga de níquel-cromo (Wironia Light Bego, Bremen, Alemanha), e com uma mistura de gás acetileno e oxigênio, a injeção do metal ocorreu por meio de uma centrífuga convencional. Após resfriamento, os condutos de alimentação foram removidos com auxílio de discos carborundum, com espessura de 0,5mm (Dentorium – Nova Iorque, EUA). A usinagem foi realizada 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, as próteses (n=10) foram parafusadas sobre os pilares dos grupos CMN e MP com torquímetro analógico (Intraoss, Sistemas de Implantes, Itaquaquetuba, SP, Brasil) com torque de 10 N.cm, seguindo as recomendações do fabricante (Figura 23).

Figura 23 – Prótese parafusada sobre os pilares



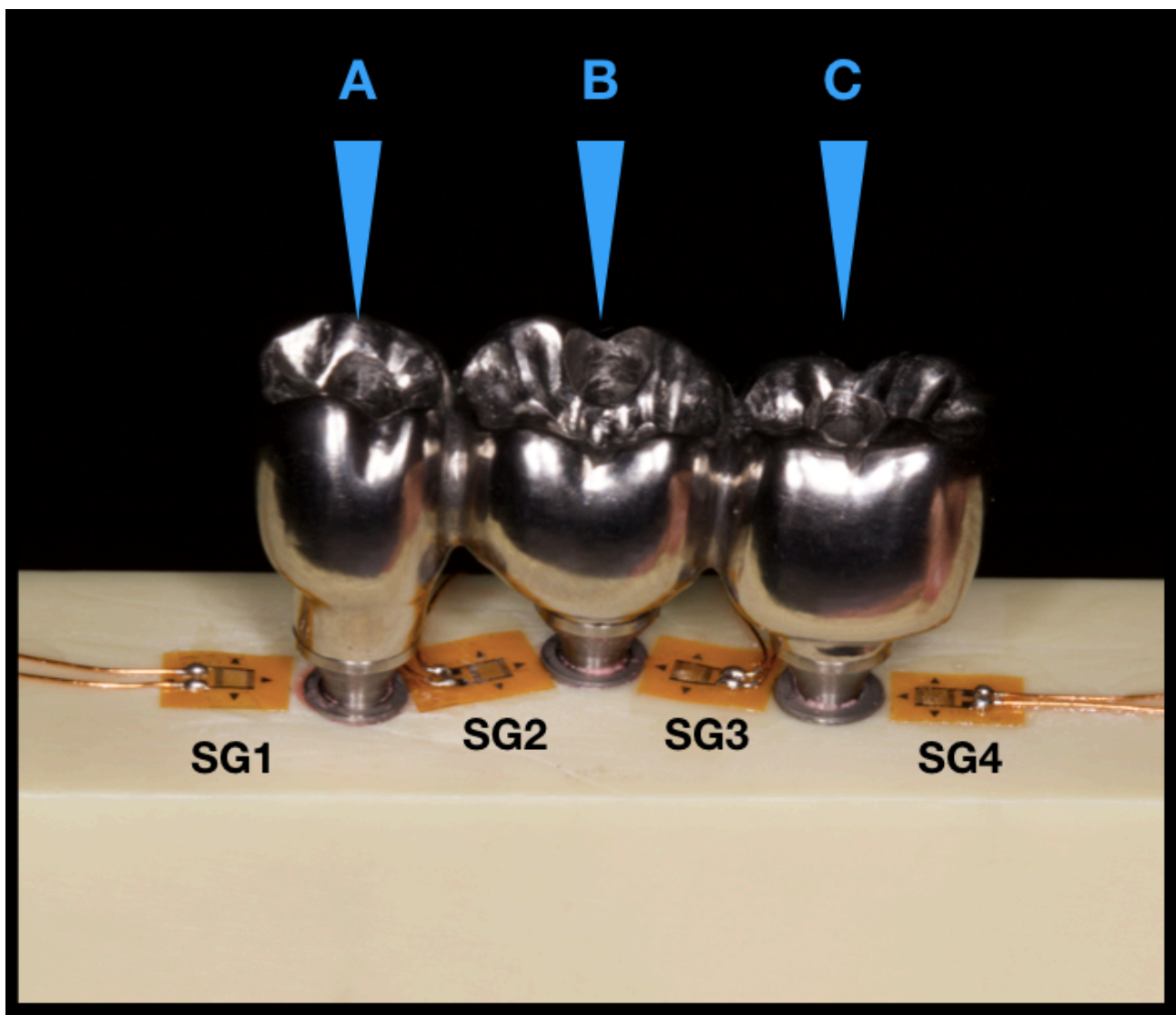
Legenda: a) vista vestibular da prótese sobre os pilares; b) vista oclusal da prótese sobre os pilares.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.4 Colagem dos extensômetros

As superfícies dos 10 blocos de cada gupo (CMN e MP) foram limpas com álcool isopropílico e quatro extensômetros lineares unidirecionais elétricos, com auto compensação de temperatura e dimensões de grade de 1,5 x 1,3 mm, modelo PA-06-060BA-120-L (Excel Sensores Ind. Com. Exp. Ltda, Taboão da Serra, São Paulo,

Brasil) foram unidos a cada bloco, posicionados entre os implantes, com adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo, Brasil) (Figura 24).

Figura 24 – Posicionamento dos extensômetros no bloco



Legenda: a) pontos de aplicação de carga A, B e C; posicionamento dos extensômetros tangenciando os implantes.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para facilitar a realização dos ensaios, os terminais de cada extensômetro foram soldados e instalados em conectores elétricos colados ao bloco com adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo, Brasil). Para verificar a eficiência foi realizada a aferição de cada extensômetro e cada saída do conector utilizando um aparelho multímetro (Minida ET 2055: Minida São Paulo - Brasil), garantindo que a saída do conector apresentasse a mesma resistência do extensômetro (120Ω). Sendo assim, foram instalados 4 cabos nas saídas aos 4 conectores de cada bloco, e conectados em aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100B Scanner – System 5000 – Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, Carolina do Norte – EUA, FAPESP proc: 07/53293-4) para registrar as variações de resistência elétrica e transformá-las em unidade de microdeformação ($\mu\epsilon$).

A gravação dos dados foi realizada pelo software strain-smart instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1Ghz, 256 MB de memória RAM. A formatação do software permitiu que cada canal correspondesse a um extensômetro.

4.2.5 Aplicação de cargas

Foi utilizada uma ponta arredondada de 2 mm de diâmetro presente no dispositivo de aplicação de carga DAC (Nishioka et al., 2015) que permitiu carregamentos axiais constantes de 30,6 kgf (Mericske-Stern et al., 1995). Foram aplicadas cargas em 3 pontos axiais:

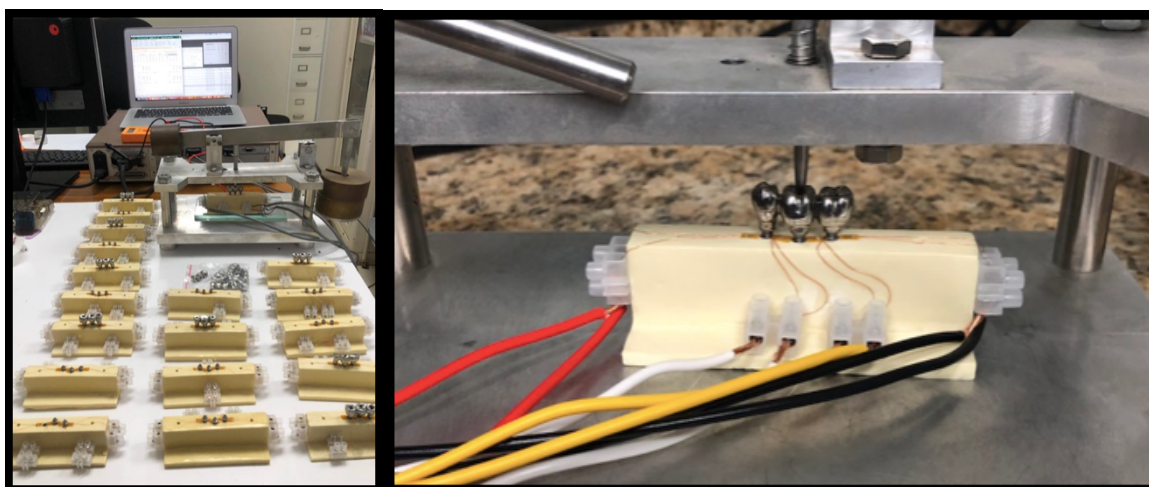
Ponto A: centro do parafuso de retenção e fixação do pré-molar da prótese.

Ponto B: centro do parafuso de retenção e fixação do primeiro molar da prótese.

Ponto C: centro do parafuso de retenção e fixação do segundo molar da prótese.

As microdeformações geradas pelas aplicações de cargas nos 3 pontos axiais foram registradas pelos quatro extensômetros. O mesmo procedimento foi realizado para os 10 corpos de prova de cada grupo, repetindo três carregamentos por ponto de aplicação (Figura 25).

Figura 25 – Dispositivo de aplicação de carga



Legenda: blocos dos grupos CMN ($n = 10$) e MP ($n = 10$); b) aplicação de carga no ponto B.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.3 Delineamento experimental

As variáveis experimentais em estudo foi a distribuição dos implantes suportando uma prótese múltipla de três elementos (variável qualitativa nominal – Grupo CMN e Grupo MP), os pontos de aplicação de carga (variável qualitativa nominal – cargas axiais A, B e C). A unidade experimental serão os 20 blocos e seus respectivos componentes, que foram divididos em duas condições experimentais ($n=10$) por grupo.

Após as análises dos blocos de cada grupo ($n=10$) foi realizado um teste de normalidade (Shapiro-wilk). Como não houve normalidade na distribuição dos resultados, foram aplicados testes estatísticos não-paramétricos, entre eles, o teste de

Mann-Whitney para analisar o fator “Grupo” e os testes de Kruskal-Wallis para analisar o fator “Ponto de aplicação de carga”. O estudo da interação foi realizado por um teste de comparação múltipla de Dunn.

As análises computacionais foram realizadas com resultados quantitativos (picos de tensão) e qualitativos (plotagens visuais). A tensão máxima principal (MPa) foi adotada como critérios de falhas dos materiais dúcteis e a microdeformação ($\mu\epsilon$) foi adotada como critério de falha para o poliuretano a partir de estudos prévios que definiram limites fisiológico para prevenir a reabsorção óssea peri-implantar (Tribst et al., 2018). Para os resultados dos modelos teóricos foram utilizados os mesmos testes estatísticos utilizados nas análises dos modelos experimentais, uma vez que a distribuição dos resultados também não apresentou normalidade.

Os testes estatísticos foram realizados no software R-project 3.2.0. O nível de significância estabelecido para os testes foi igual a 5%, o que estabeleceu um intervalo de confiança de 95% para os resultados apresentados.

5 RESULTADO

5.1 Análise por extensometria linear

Foram obtidos resultados referentes as análises das deformações periféricas peri-implantares para os grupos de implantes com pilares CMN (Grupo CMN) e para o grupo de implantes com minipilares (Grupo MP). Nas tabelas 2 e 3 estão representados os valores em módulos de microdeformação obtidos na extensometria para os grupos avaliados.

Tabela 2 – Valores médios \pm desvio padrão (dp) de microdeformação ($\mu\epsilon$) do grupo CMN

	Sg1	Sg2	Sg3	Sg4
Ponto A	847,9 (251,9)	808,3 (183,1)	433,6 (106,3)	394,7 (92,3)
Ponto B	840,1 (147,4)	571,0 (154,0)	454,1 (246,9)	797,9 (259,9)
Ponto C	436,3 (208,1)	632,9 (486,5)	505,2 (290,5)	1022,5 (265,5)

Fonte: Elaborada pelo autor.

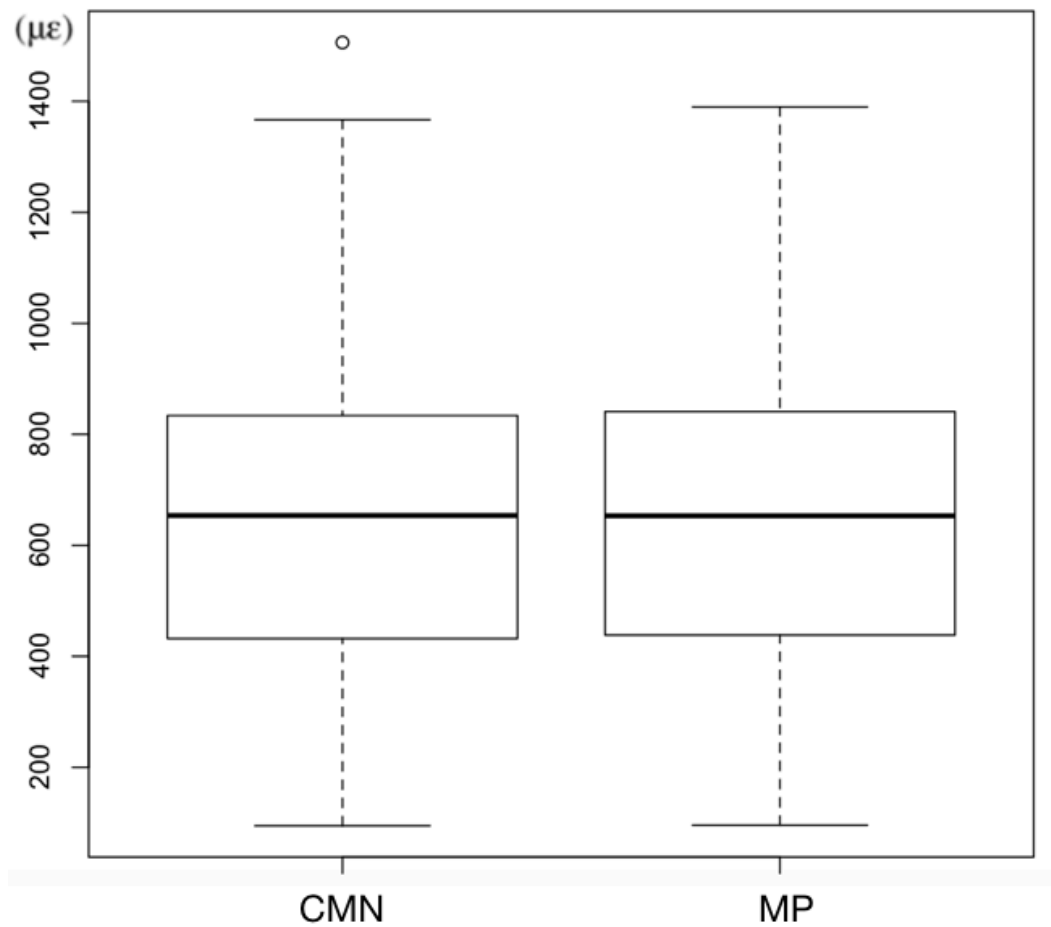
Tabela 3 – Valores médios \pm desvio padrão (dp) de microdeformação ($\mu\epsilon$) do grupo MP

	Sg1	Sg2	Sg3	Sg4
Ponto A	565,4 (310,7)	905,6 (312,5)	516,6 (196,1)	407,3 (106,1)
Ponto B	601,4 (198,3)	684 (142,8)	676,3 (222,3)	706,5 (252,2)
Ponto C	1073,6 (233,7)	473,2 (151,0)	445,1 (212,7)	664,7 (227,1)

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os resultados obtidos mostraram que, apesar do grupo CMN apresentar a maior deformação periférica (1.506 $\mu\epsilon$) para o tipo de carga aplicada (carregamento axial), 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 $\mu\epsilon$). Os valores absolutos de microdeformação para os grupos avaliados estão descritos na figura 26.

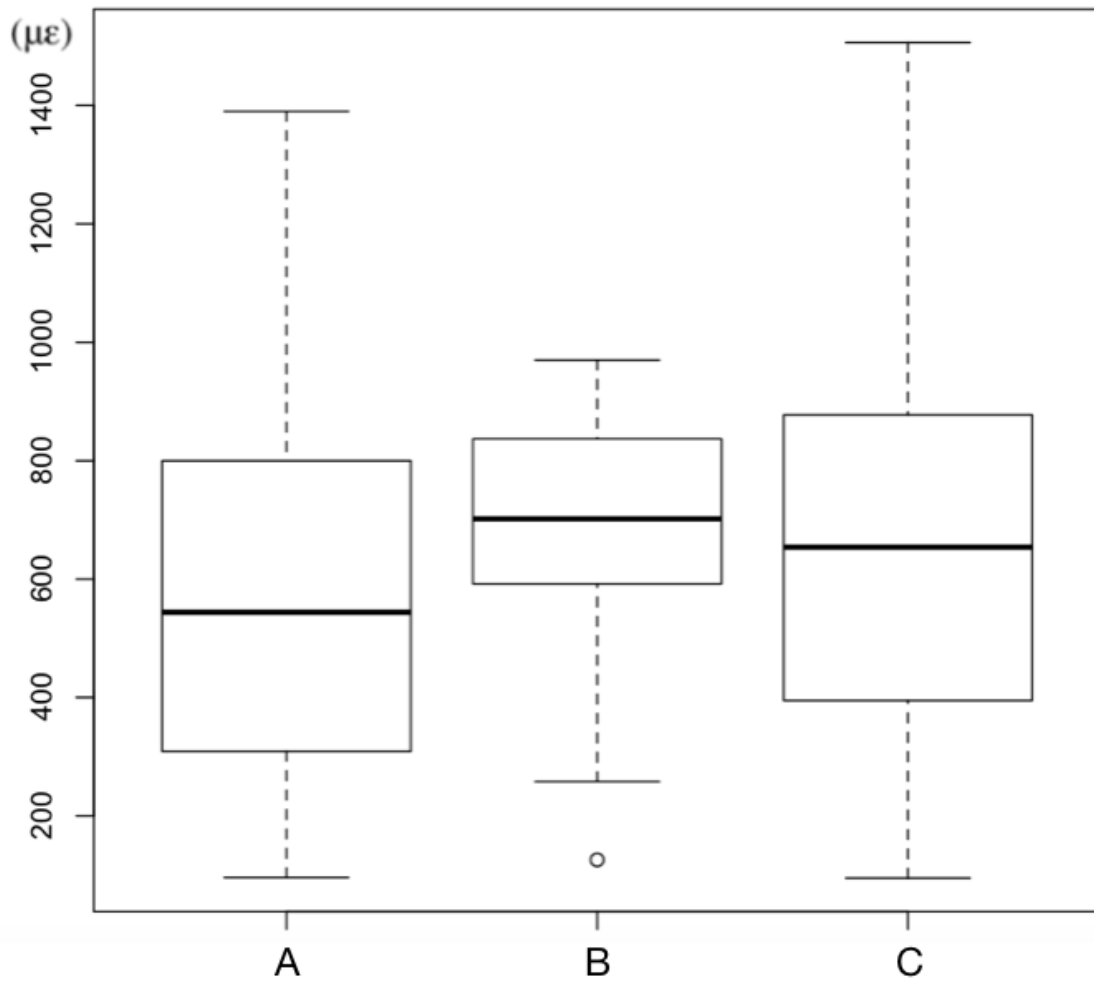
Figura 26 - Gráfico box-plot da distribuição dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) para os grupos CMN e MP



Fonte: Elaborada pelo autor.

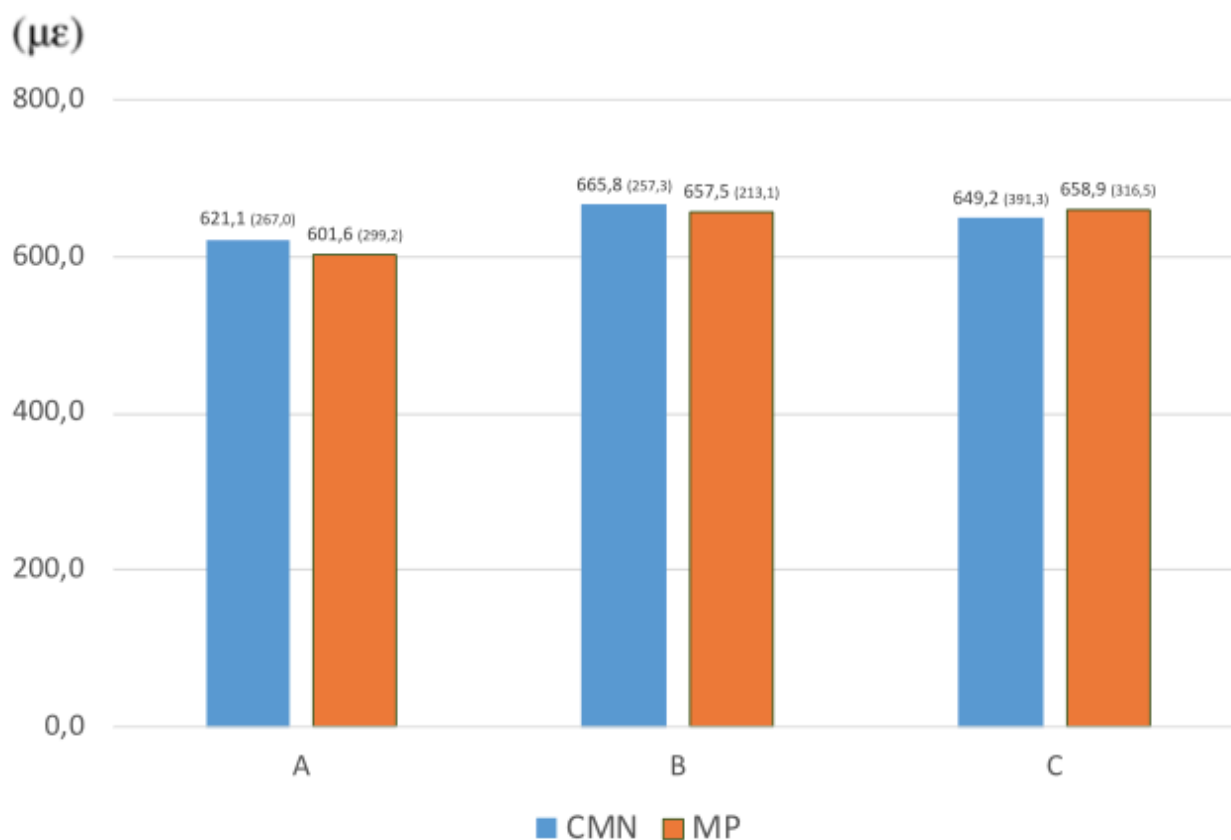
Analisando a distribuição das microdeformações em função do ponto de aplicação de carga, temos que os valores se mostraram mais homogêneos e com menores picos de deformação no ponto B, quando comparados aos pontos A e C (Figura 27 e 28).

Figura 27 - Gráfico box-plot da distribuição dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) para os pontos de aplicação de carga A, B e C



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 28 - Valores médios de microdeformação ($\mu\epsilon$) relacionando os grupos e os pontos de aplicação de carga



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para uma melhor análise dos dados, os valores foram transformados em módulos e, de acordo com o teste de Shapiro-wilk, os resultados obtidos apresentaram uma distribuição não-normal ($p = 0,000$) (Tabela 4).

Tabela 4 - Teste de normalidade Shapiro- Wilk

Dados do processo	
Estatística: Shapiro-Wilk	0,975
p-valor	0,000

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com a observação da distribuição não-normal pelo teste de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$) e pela presença de “outliers” a partir dos dados obtidos de microdeformação, foram utilizados testes estatísticos não-paramétricos, com análises independentes dos fatores “Grupo” e “Ponto de aplicação de carga”. Logo, o fator grupo foi submetido ao teste de Mann-Whitney por apresentar duas variáveis (CMN e MP) e o fator “Ponto de aplicação de carga” foi analisado com o teste de Kruskal-Wallis por apresentar mais de duas variáveis (Ponto A, Ponto B e Ponto C). Também foi aplicado o teste de comparação múltipla de Dunn para uma melhor interpretação dos resultados.

Sendo assim, de acordo com as microdeformações ($\mu\epsilon$) dos grupos avaliados, não foi possível observar diferença estatística ($p = 0,879$) entre os grupos CMN ($645,3 \pm 309,2 \mu\epsilon$) e MP ($639,3 \pm 278,8 \mu\epsilon$) (Tabela 5).

Tabela 5 - Tabela do teste de Mann-Whitney para o fator “Grupo” para a extensometria

Dados do processo	$\mu\epsilon$ (dp)	W	p-valor
Grupo CMN	$645,3 \pm 309,2$	7282	0,879
Grupo MP	$639,3 \pm 278,8$		

Fonte: Elaborada pelo autor.

Analisando o fator “Ponto de aplicação de carga”, temos as seguintes médias e desvios padrões de microdeformação ($\mu\epsilon$) para os pontos A, B e C: $611,3 \pm 281,9$; $661,6 \pm 234,7$ e $654,0 \pm 353,6 \mu\epsilon$, respectivamente. Com as análises estatísticas foi possível observar que não houve diferença estatística para este fator ($p = 0,199$) (Tabela 6).

Tabela 6 - Tabela do teste de Kruskal-Wallis e do teste de Dunn para o fator “Ponto de aplicação de carga” para a extensometria

Dados do processo	$\mu\epsilon$ (dp)	DF	X ²	p-valor
Ponto A	611,3 ± 281,9 ^A	2	3,22	0,199
Ponto B	661,6 ± 234,7 ^A			
Ponto C	654,0 ± 353,6 ^A			

Legenda: Letras maiúsculas: comparação entre colunas; letras diferentes indicam que $p < 0,05$.

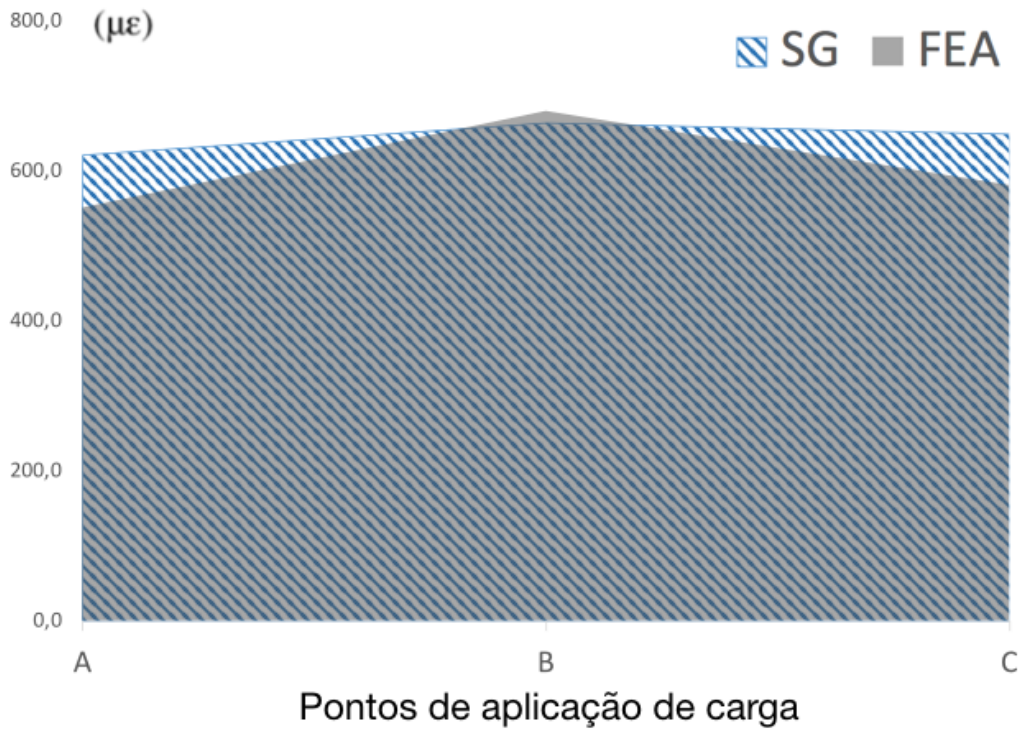
Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Validação do modelo teórico

A microdeformação periférica foi adotada como critério de falha para a comparação entre o modelo teórico (método de elementos finitos) e o modelo experimental (Strain gauge). Os carregamentos para ambos modelos foram realizados com a mesma magnitude (30,6 Kgf/300N), no centro dos respectivos elementos da prótese múltipla de três elementos, nos pontos de aplicação A, B e C. Sendo assim, as médias de microdeformação foram calculadas, plotadas em gráficos e se sobrepuseram para mostrar compatibilidade nos resultados dos modelos teóricos e experimentais.

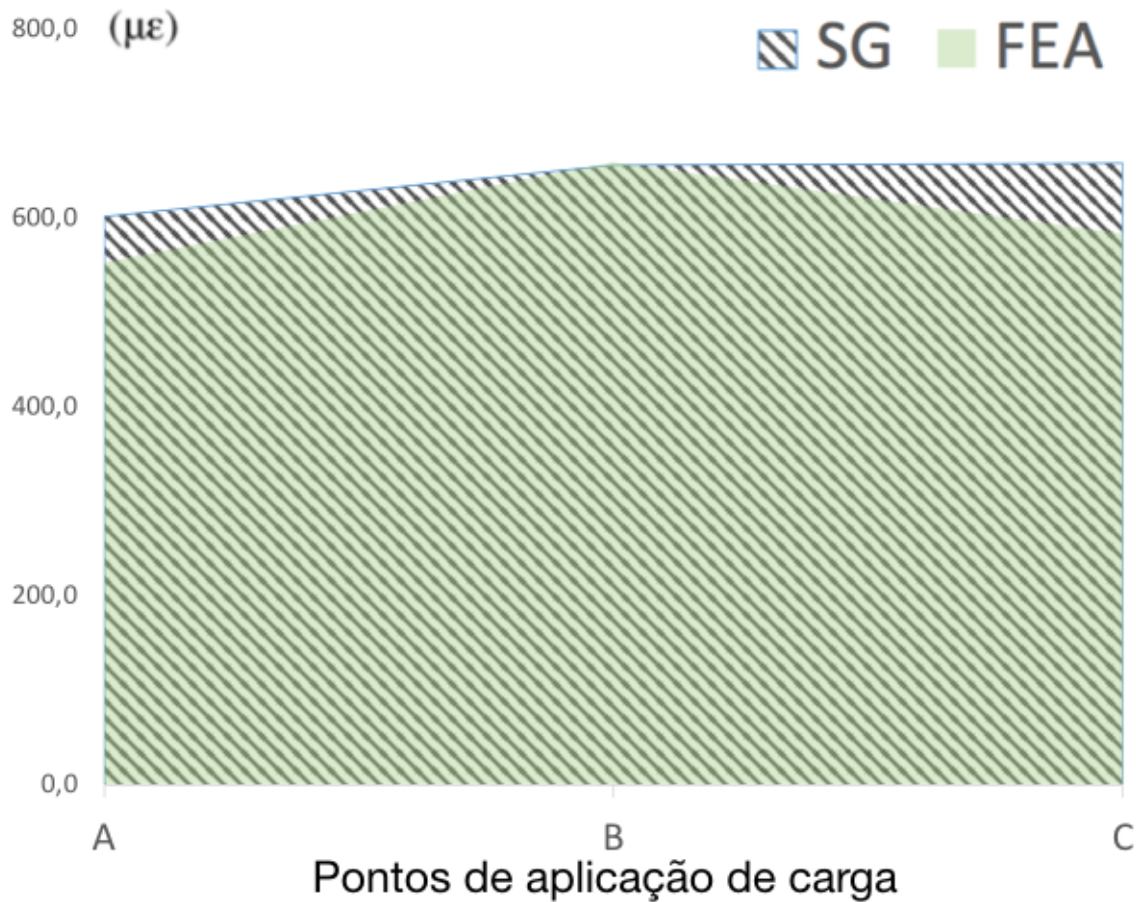
Estes cálculos foram realizados para comparar os modelos do grupo CMN e os modelos do grupo MP. Para o grupo CMN, as médias de microdeformação periférica do modelo teórico e dos modelos experimentais apresentaram uma diferença de 6,3% (Figura 29), e para o grupo MP essa diferença foi de 6,4% (Figura 30), permitindo assim a validação do modelo teórico e, conseqüentemente, explorar outras análises de difícil acesso com modelos experimentais.

Figura 29 - Gráfico com as médias dos valores de microdeformação na região cervical do modelo experimental (SG) e do modelo teórico (MEF) nos diferentes pontos de aplicação de cargas, para validação do modelo teórico do grupo CMN



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 30 - Gráfico com as médias dos valores de microdeformação na região cervical do modelo experimental (SG) e do modelo teórico (MEF) nos diferentes pontos de aplicação de cargas, para validação do modelo teórico do grupo MP



Fonte: Elaborada pelo autor.

5.3 Análise pelo método de elementos finitos

Com os modelos matemáticos validados foi possível observar a distribuição de tensão em todas as estruturas do sistema restaurador, adotando a tensão máxima principal (MPa) e as microdeformações ($\mu\epsilon$) como critérios de falhas. Nas tabelas 7 e 8 estão os resultados obtidos das análises de deformações periféricas peri-implantares para os grupos avaliados.

Tabela 7 – Valores médios de microdeformação ($\mu\epsilon$) do grupo CMN

	Sg1	Sg2	Sg3	Sg4
Ponto A	1092	768	220	130
Ponto B	658	702	719	647
Ponto C	131	217	790	1189

Fonte: Elaborada pelo autor.

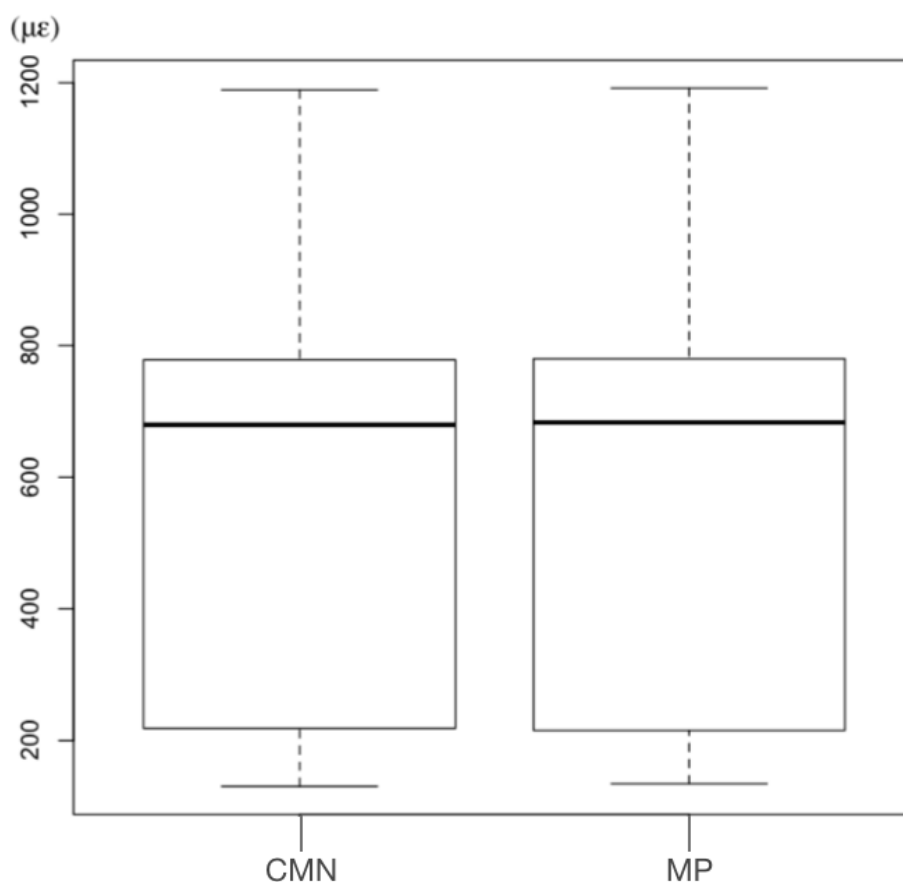
Tabela 8 – Valores médios de microdeformação ($\mu\epsilon$) do grupo MP

	Sg1	Sg2	Sg3	Sg4
Ponto A	1089	770	215	130
Ponto B	662	705	721	549
Ponto C	134	216	790	1192

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os resultados obtidos mostraram que o grupo CMN e o grupo MP apresentaram muita aproximação em seus maiores valores de deformação, 1.189 $\mu\epsilon$ e 1.192 $\mu\epsilon$, respectivamente. Corroborando com os resultados obtidos nos modelos experimentais, os valores de deformação observados nos modelos teóricos também se apresentaram dentro dos limites fisiológicos. A distribuição dos valores de microdeformação para os grupos avaliados estão descritos na figura 31.

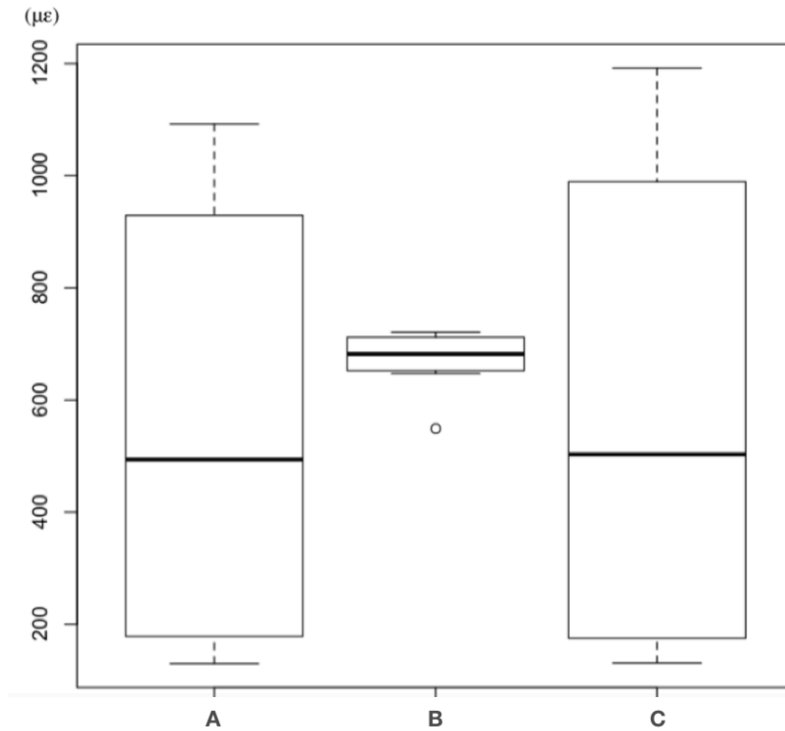
Figura 31 - Gráfico box-plot da distribuição dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) para os grupos CMN e MP



Fonte: Elaborada pelo autor.

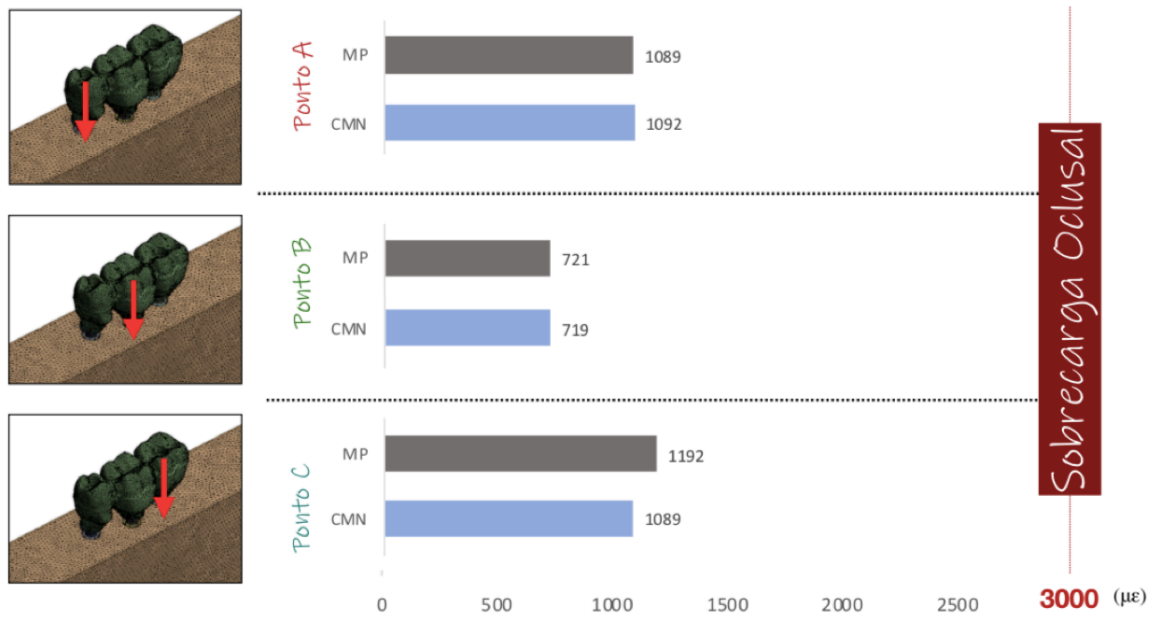
Analisando a média de microdeformação de acordo com cada ponto de aplicação de carga, temos que os valores se mostraram mais heterogêneos nos pontos A e C, ou seja, nos pontos mais periféricos. Já o ponto de aplicação B apresentou valores mais homogêneos, mostrando que quando o carregamento se deu mais próximo ao centro da prótese o comportamento de deformação peri-implantar foi mais equilibrado (Figura 32). Para os picos de microdeformação periférica em função dos pontos de aplicação de carga, pode-se observar maiores valores quando as cargas foram aplicadas nos pontos A e C (Figura 33). Estes maiores valores de deformação foram mensurados pelos Straingauges mais periféricos, ou seja, o SG1 e o SG4 (Figura 34).

Figura 32 - Gráfico box-plot da distribuição dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) para os pontos de aplicação de carga A, B e C



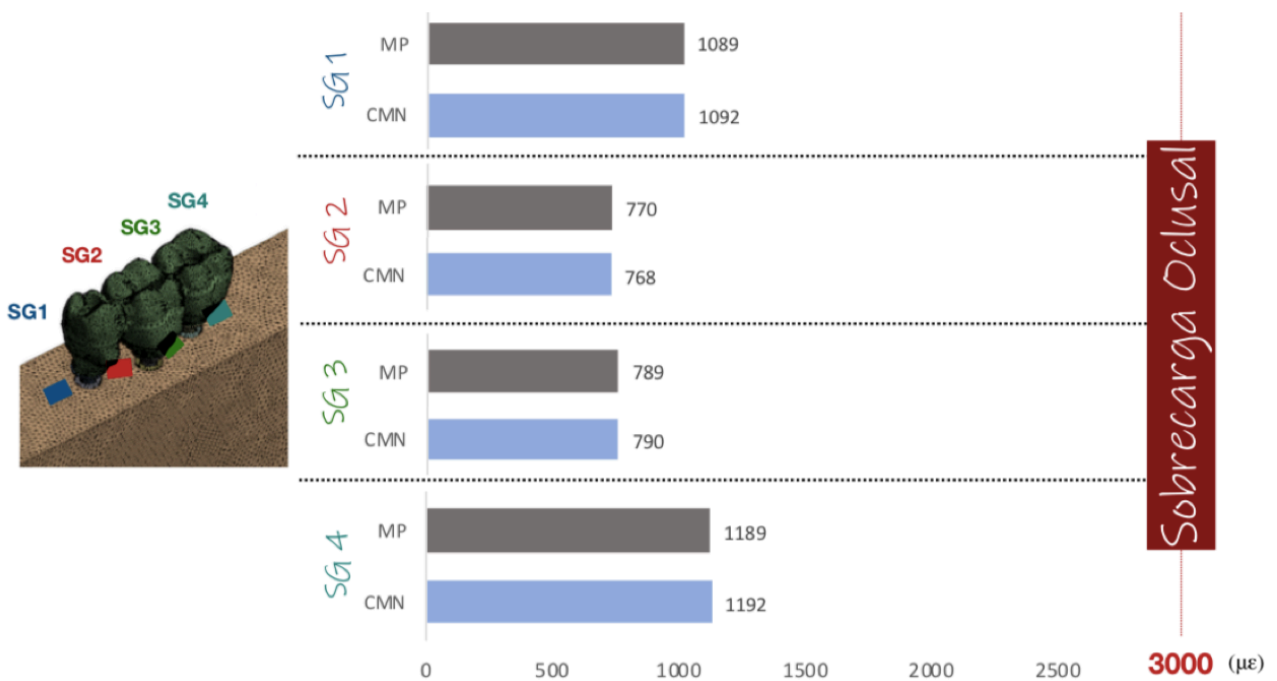
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 33 - Gráfico dos picos de microdeformação ($\mu\epsilon$) periférica para os pontos de aplicação de carga A, B e C



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 34 - Gráfico dos picos de microdeformação (µε) periférica em cada extensômetro



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para uma melhor análise dos dados obtidos pelo método de elementos finitos, os valores de deformação também foram transformados em módulos e analisados quanto a sua distribuição com o teste de Shapiro-wilk. Os resultados obtidos apresentaram uma distribuição não-normal ($p=0,014$), uma vez que o valor de p ficou abaixo de 0,05 (Tabela 9).

Tabela 9 - Teste de normalidade Shapiro-Wilk

Dados do processo	
Estatística: Shapiro-Wilk	0,891
p-valor	0,014

Fonte: Elaborada pelo autor.

Considerando a distribuição não-normal dos dados obtidos nos modelos teóricos também foi necessário a utilização de testes não-paramétricos, logo, os fatores “Grupo” e “Ponto de aplicação de carga” foram analisados de forma independente, uma vez que testes não-paramétricos não permitem a associação de mais de um fator em um mesmo teste. Sendo assim, o fator “Grupo” foi analisado com o teste estatístico de Mann-Whitney por apresentar duas variáveis (CMN e MP), enquanto o fator “Ponto de aplicação de carga” foi analisado com o teste de Kruskal-Wallis por apresentar mais de duas variáveis (Ponto A, Ponto B e Ponto C). De forma semelhante às análises dos modelos experimentais, foi aplicado o teste de comparação múltipla de Dunn para uma melhor interpretação dos resultados.

Analisando as microdeformações ($\mu\epsilon$) periféricas para os grupos avaliados, não foi possível observar diferença estatística ($p = 0,932$) entre os grupos CMN ($605,1 \pm 358,6 \mu\epsilon$) e MP ($598,7 \pm 357,9 \mu\epsilon$) (Tabela 10).

Tabela 10 - Tabela do teste de Mann-Whitney para o fator “Grupo”

Dados do processo	$\mu\epsilon$ (dp)	W	p-valor
Grupo CMN	605,1 \pm 358,6	0,88	0,932
Grupo MP	598,7 \pm 357,9		

Fonte: Elaborada pelo autor.

Quanto ao fator “Ponto de aplicação de carga”, foi observado as seguintes médias de microdeformação ($\mu\epsilon$) para os pontos A, B e C: 553,2 \pm 421,5; 670,3 \pm 56,8 e 582,2 \pm 462,5 $\mu\epsilon$, respectivamente. Também foi possível observar que não houve diferença estatística para este fator ($p = 0,960$) (Tabela 8).

Tabela 11 - Tabela do teste de Kruskal-Wallis e teste de Dunn para o fator “Ponto de aplicação de carga”

Dados do processo	$\mu\epsilon$ (dp)	DF	X ²	p-valor
Ponto A	553,2 \pm 421,5 ^A	2	0,08	0,960
Ponto B	670,3 \pm 56,8 ^A			
Ponto C	582,2 \pm 462,5 ^A			

Legenda: Letras maiúsculas: comparação entre colunas; letras diferentes indicam que $p < 0,05$.

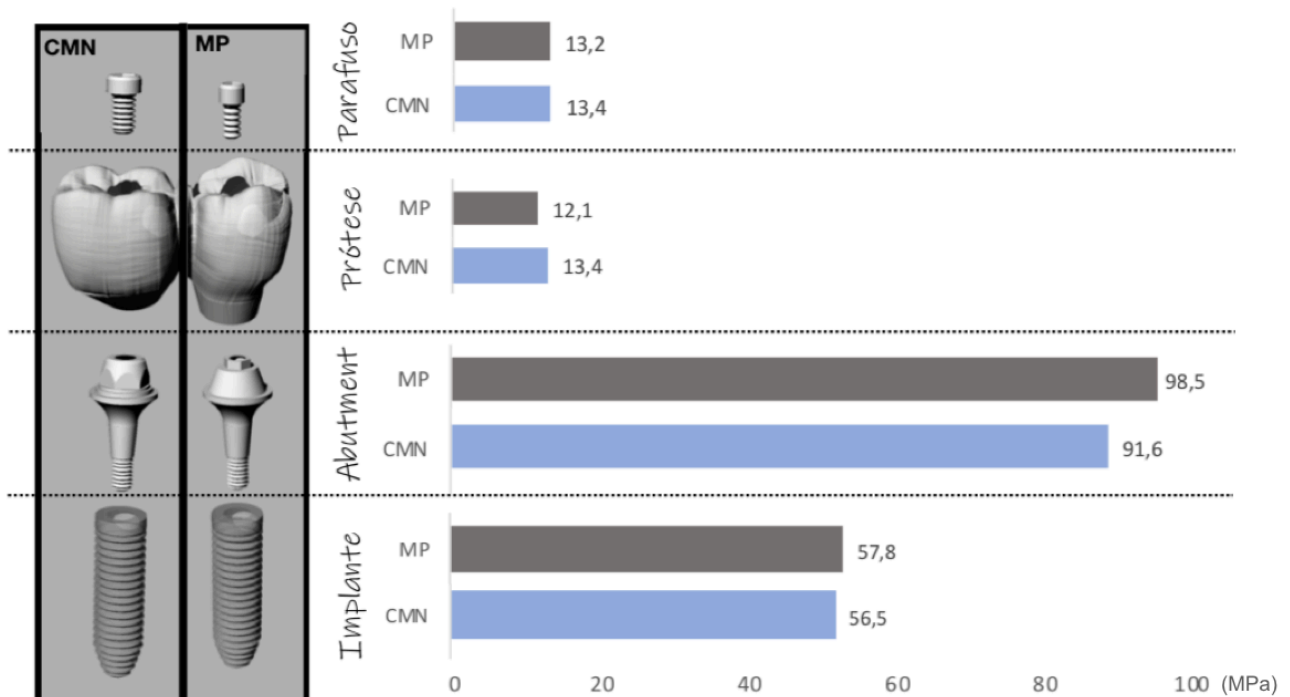
Fonte: Elaborada pelo autor.

Com a validação do modelo teórico, foi possível analisar o comportamento biomecânico das demais estruturas do sistema reabilitador, entre elas, os implantes, os pilares, as próteses e os parafusos protéticos dos grupos CMN e MP. Neste sentido, a tensão máxima principal foi adotada como critério de falha e as análises

foram realizadas com os valores absolutos dos picos de tensão e com a observação das regiões de maior concentração de tensão realizadas com plotagens visuais.

Avaliando os picos de tensão nas estruturas de cada grupo, foi possível observar que as maiores tensões se concentraram nos pilares, com o valor de 98,5 MPa para o grupo MP e 91,6 para o grupo CMN. Em seguida, as tensões se apresentaram com menores valores nos implantes (57,8 MPa para o grupo MP e 56,5 MPa para o grupo CMN) e ainda menores nas próteses (12,1 MPa para o grupo MP e 13,4 MPa para o grupo CMN) e parafusos protéticos (13,2 MPa para o grupo MP e 13,4 MPa para o grupo CMN) (Figura 35).

Figura 35 - Picos de Tensão Máxima Principal (MPa) nas estruturas dos grupos MP e CMN

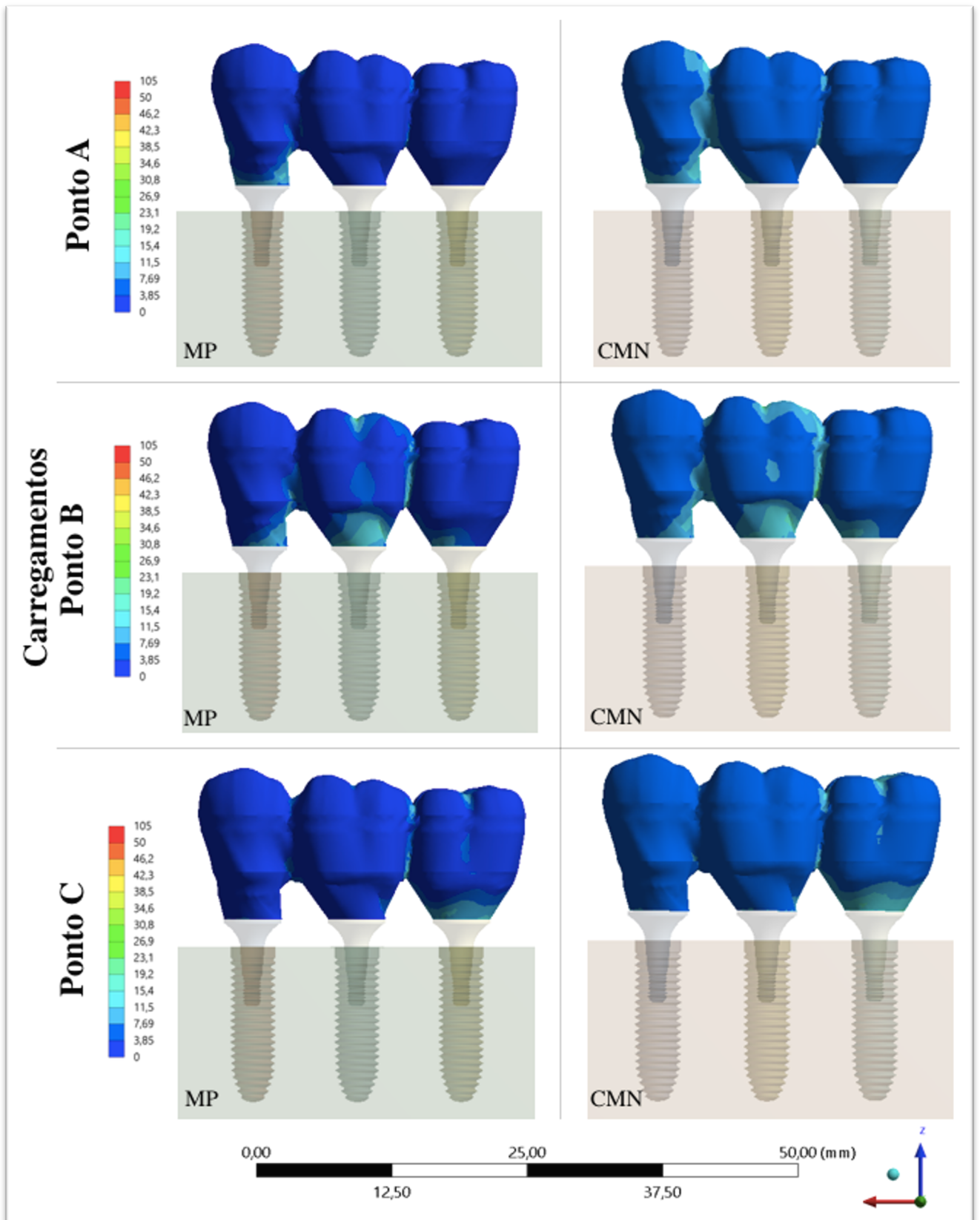


Fonte: Elaborada pelo autor.

Utilizando as plotagens visuais, foi possível observar o comportamento biomecânico de cada grupo em função dos diferentes pontos de aplicação de carga. Para cada estrutura analisada foi utilizada uma escala (MPa) específica para facilitar a visualização do comportamento biomecânico destas estruturas e a comparação entre os grupos. Sendo assim, para cada imagem, temos que as cores mais quentes representam as zonas de maior concentração de tensão (tensão máxima principal), ou seja, regiões sob maiores tensões de tração. Já o poliuretano foi analisado quanto à sua deformação periférica e sua escala representada em microdeformações ($\mu\epsilon$).

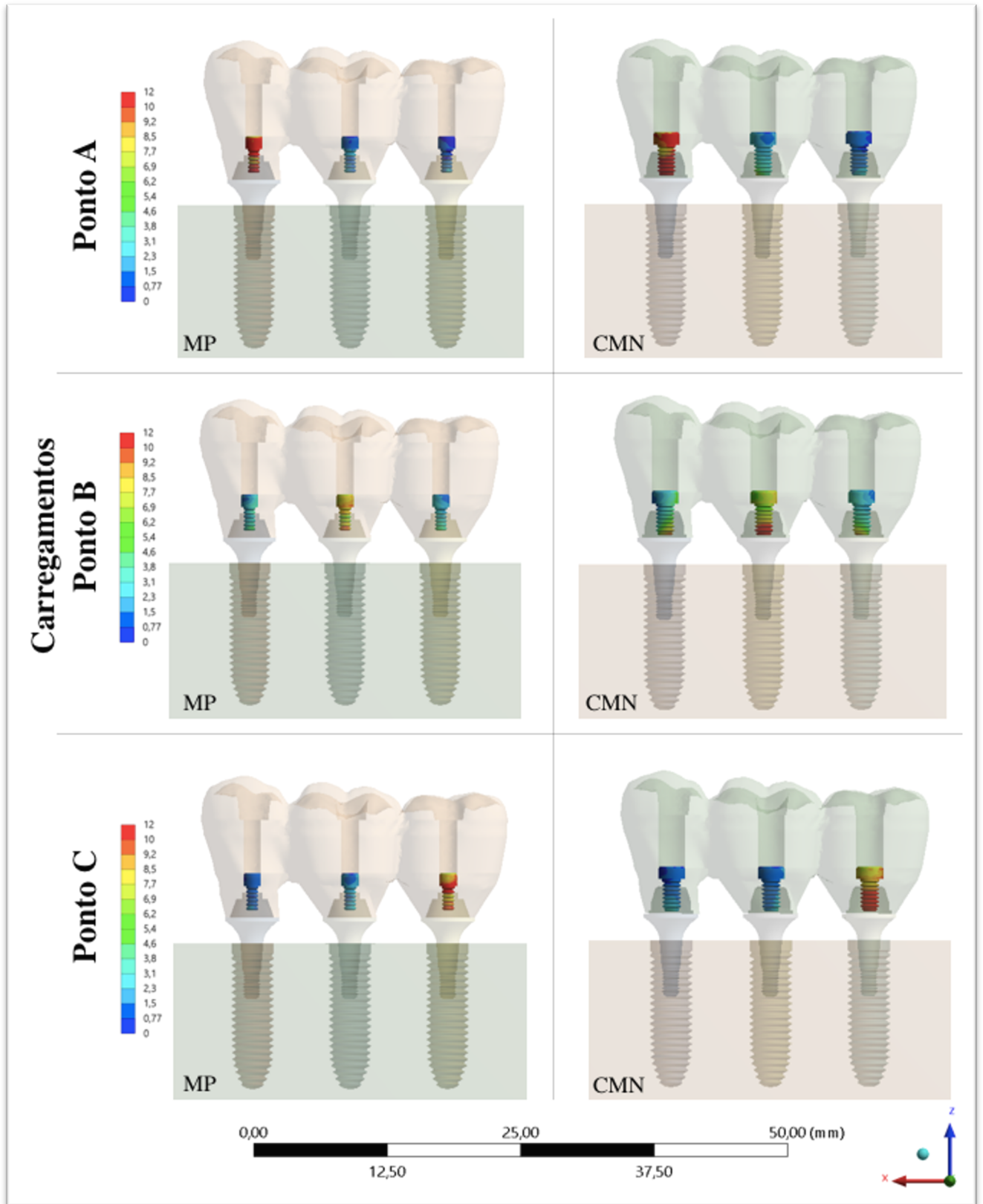
Para os pontos de aplicação de carga mais periféricos (pontos A e C), foi possível observar uma maior concentração de tensão e deformação nas estruturas mais próximas às regiões de carregamento e, conseqüentemente, menores tensões nas regiões mais distantes do ponto de aplicação de carga. Quando a carga foi aplicada em uma região mais próxima ao centro da prótese (ponto B), as tensões e deformações se distribuíram de forma mais homogênea entre as estruturas do sistema reabilitador. Os pilars foram as estruturas com maiores picos de tensão para os dois grupos e, utilizando as plotagens visuais, pode-se observar que estas tensões se concentraram na região onde houve o primeiro contato entre o pilar e o implante. Em contrapartida, os parafusos protéticos apresentaram uma maior concentração de tensão nas roscas que se localizaram além da região de primeiro contato entre parafuso e pilar, principalmente os parafusos de maior diâmetro (1,8 mm), ou seja, os parafusos protéticos do grupo CMN (Figuras 36, 37, 38, 39 e 40).

Figura 36 - Tensão Máxima Principal (MPa) nas próteses múltiplas dos grupos CMN e MP



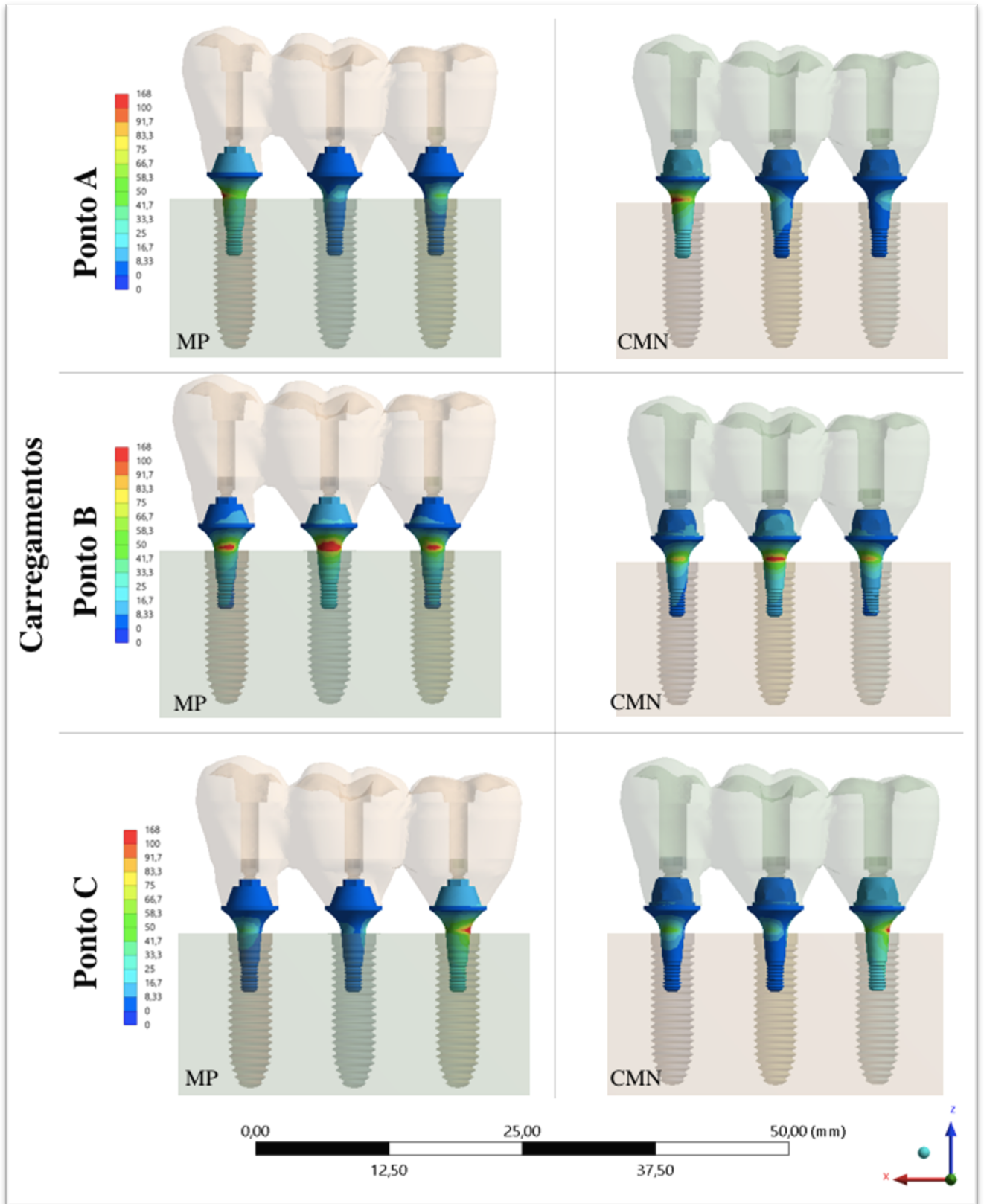
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 37 - Tensão Máxima Principal (MPa) nos parafusos protéticos dos grupos CMN e MP



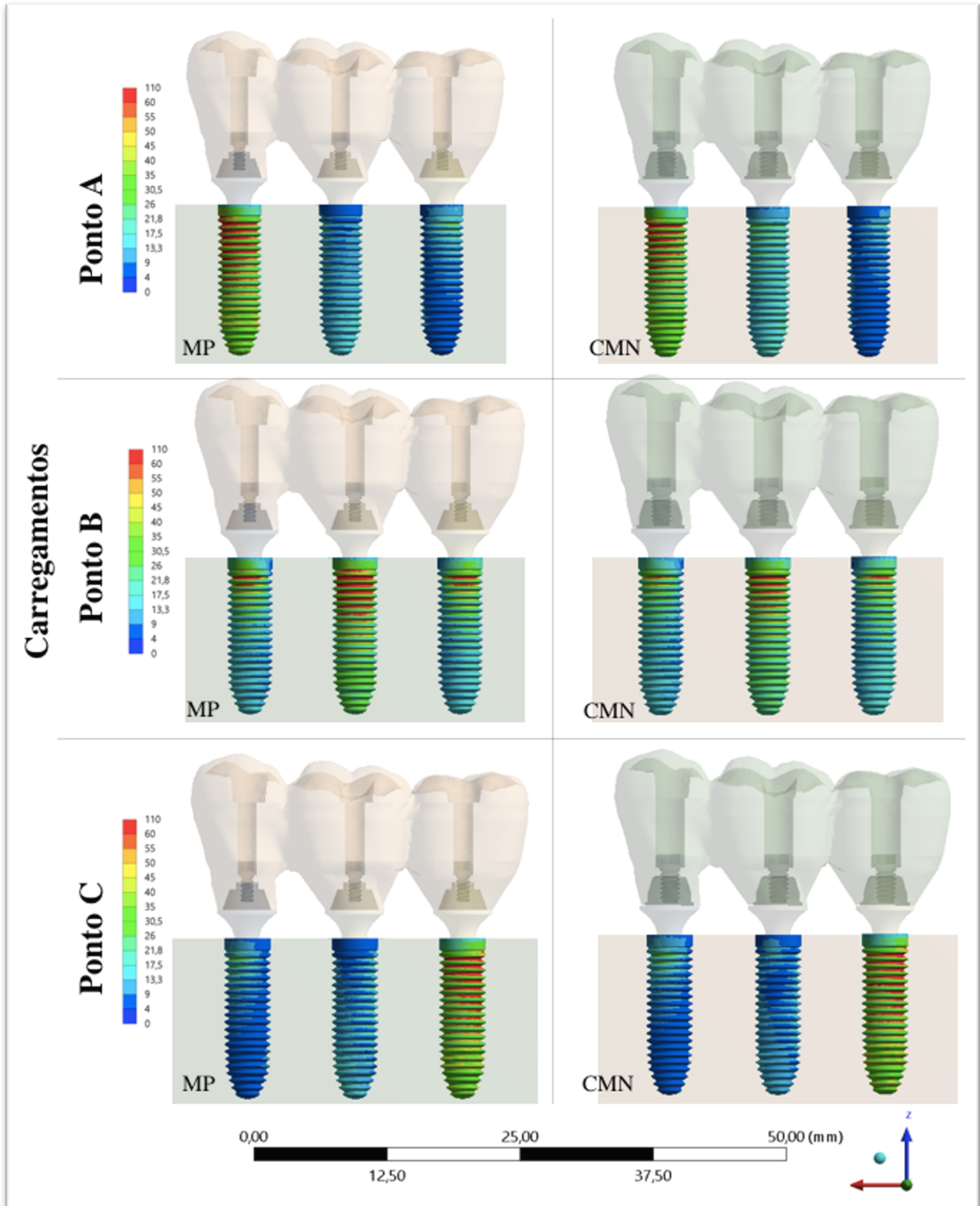
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 38 - Tensão Máxima Principal (MPa) nos pilares dos grupos CMN e MP



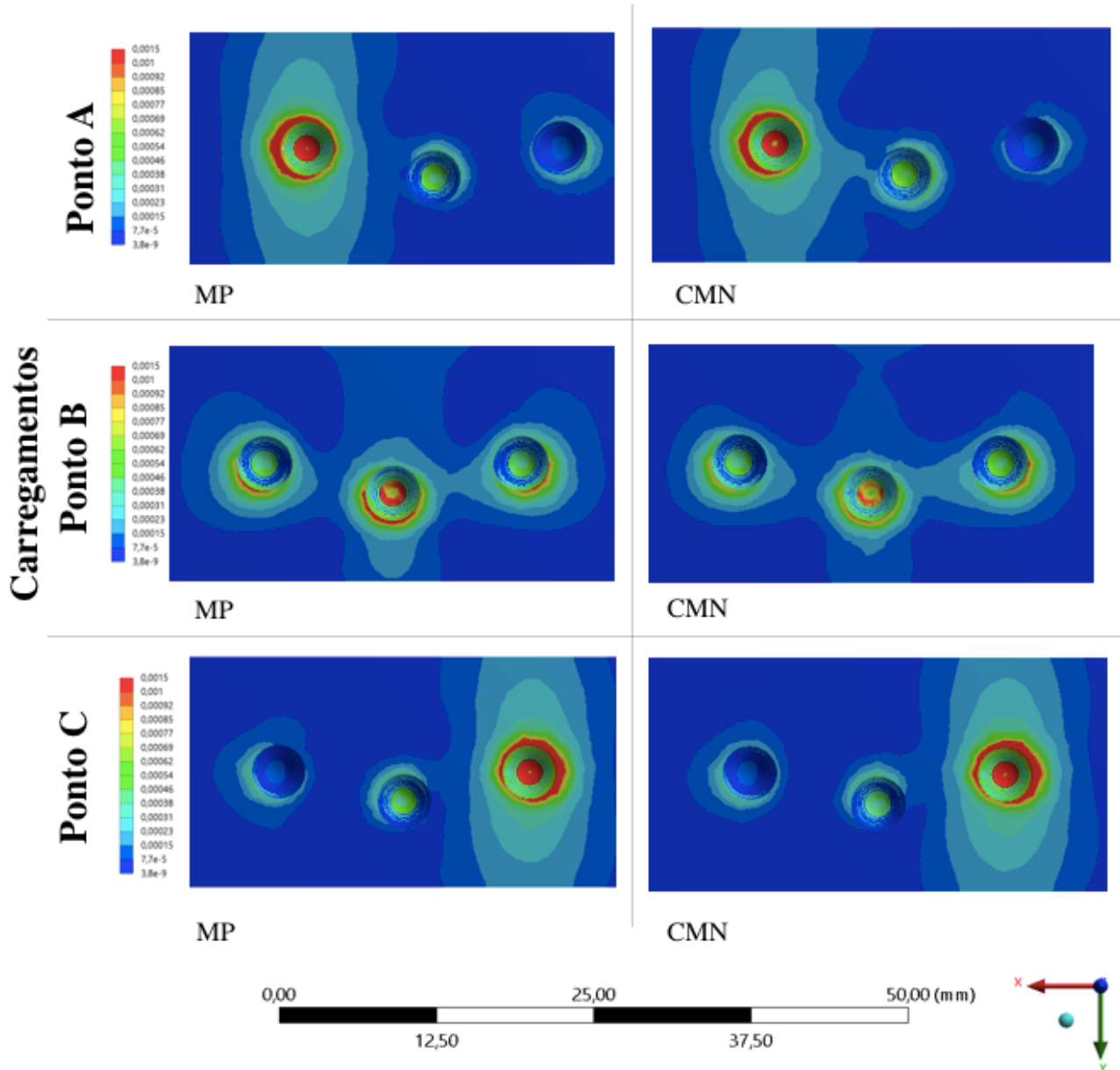
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 39 - Tensão Máxima Principal (MPa) nos implantes dos grupos CMN e MP



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 40 - Microdeformação ($\mu\epsilon$) nos poliuretanos dos grupos CMN e MP



Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

A ampla utilização de metodologias computacionais se deve à sua alta eficácia e ao baixo investimento para sua realização, uma vez que metodologias clínicas ou laboratoriais tem sua utilização limitada por meios não destrutivos (Dos Santos Marisco et al., 2017). Atualmente, o método de elementos finitos é responsável por inúmeras investigações dos sistemas reabilitadores com implantes osseointegrados (Lemos et al., 2020; Tribst et al., 2020; Kul, Korkmaz, 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 é a verificação da compatibilidade de seus resultados com experimentos laboratoriais (Tribst et al., 2018). A utilização de experimentos com *Strain gauges* 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). Neste sentido, o presente estudo utilizou a extensometria para validar os modelos teóricos, permitindo analisar o comportamento biomecânico de todas as estruturas dos sistemas reabilitadores, ou seja, investigações de difícil acesso por metodologias laboratoriais.

As principais metodologias para avaliar as tensões em modelos laboratoriais são a fotoelasticidade 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; Nishiola 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). No entanto, diversas podem ser as falhas na validação dos modelos teóricos, entre elas, erros nas mensurações dos *Strain gauges*, muita simplificação dos modelos tridimensionais e áreas de carregamentos não coincidentes entre modelo teórico e laboratorial (Wang et al., 2016). Isso significa que quando há discrepância entre os resultados apresentados pelas duas metodologias, fica evidente a falta de compatibilidade entre as mesmas e a existência de um modelo teórico não validado ou impreciso (Tribst et al., 2018). Considerando que estes modelos são validados quando os resultados de ambas metodologias se aproximam, o presente estudo adotou a microdeformação como critério de falha para validar o modelo teórico e, com uma diferença de 6,3% no grupo CMN e de 6,4% no grupo MP entre metodologias adotadas, os modelos teóricos foram validados.

Nas reabilitações implantossuportadas, está bem claro que as diferentes estruturas que compõem o sistema reabilitador influenciam seu comportamento biomecânico (Macedo et al., 2017). Porém, compreender como o desenho dos pilares afetam o comportamento biomecânico ainda é um desafio (Kul, Korkmaz, 2021). Neste sentido, o presente estudo avaliou a possibilidade de empregar um pilar, originalmente indicado para prótese unitária, suportando uma prótese múltipla de três elementos, o que ampliaria as possibilidades deste componente.

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). Este mesmo componente já havia sido investigado, pelo método de elementos finitos,

suportando próteses múltiplas com dois e três implantes, no entanto, os autores avaliaram apenas a distribuição de tensões nos materiais dúcteis dos sistemas reabilitadores (Toniollo et al., 2019), sem avaliar o comportamento do parafuso protético, considerado por muitos autores o componente mais frágil das reabilitações implantossuportadas (Pjetursson et al., 2018; Lemos et al., 2020). Sendo assim, o presente trabalho extrapolou os resultados apresentados anteriormente e avaliou a influencia destes pilares nas microdeformações ósseas com diferentes metodologias e ainda avaliou a o comportamento biomecânico de todas as estruturas com a utilização de modelos teóricos validados. Vale ressaltar que todas as análises do pilar CMN (Grupo teste) ainda foram relacionadas com minipilares cônicos (Grupo controle, MP), ou seja, componentes exclusivos de próteses múltiplas, já que sua geometria só permite a estabilidade da prótese quando está unida a outros elementos (Bedrossian, 2007). De acordo com Akça et al. (2002), ainda podemos considerar uma maior relevância nos dados apresentados, uma vez que a associação de duas ou mais metodologias pode evitar algumas desvantagens e compreender os eventos clínicos de forma mais assertiva.

Entendendo que muito mais importante que avaliar o carregamento é investigar sua influência no tecido ósseo (Isidor, 2006), se torna fundamental investigar e compreender a comportamento biomecânico dos diversos componentes e sua influência nas microdeformações ósseas, já que estas deformações podem se apresentar além do limite fisiológico ($> 3000 \mu\epsilon$), sem que cause qualquer dano aos componentes que compõem o sistema reabilitador (Berglundh et al., 2005; Frost, 1994). Neste sentido, aplicou-se um carregamento axial de 300 N sobre cada um dos elementos da prótese múltipla, por ser a média encontrada na região posterior (Rodrigues et al., 2017) e, foi possível observar que, além de apresentarem grande similaridade no comportamento biomecânico, os grupos avaliados não apresentaram microdeformações patológicas para nenhum dos carregamentos. Os picos de deformações periféricas foram de 1.189 e 1.192 $\mu\epsilon$ para os grupos CMN e MP, respectivamente, quando foi utilizado o método de elementos finitos e, de acordo

com a extensometria, os picos de deformações foram de $1.506 \mu\epsilon$ para o grupo CMN. Alguns fatores podem ter contribuído para essa baixa deformação observada, por exemplo, o paralelismo entre os implantes, a configuração “off set”, o carregamento axial e até mesmo a presença de uma conexão do tipo “plataforma switching”, caracterizada pela redução no diâmetro do pilar em relação ao implante (Abreu et al., 2012; Strietzel et al., 2015).

Ainda foi possível observar que carregamentos axiais sobre o implante central (ponto B) apresentaram menores valores das deformações periféricas com uma distribuição mais homogênea. Em contrapartida, as microdeformações exibiram um padrão de comportamento quando o carregamento se localizou mais distante do implante central (pontos A e C), ou seja, quando a carga foi aplicada em regiões mais periféricas, a somatória das forças originou um fulcro no implante mais próximo de onde a carga foi aplicada e uma tendência de rotação da prótese, o que causou maiores valores de microdeformações. Este mesmo comportamento já vem sendo relatado por outros autores (Tribst et al., 2018; Shimura et al., 2016) que também investigaram a biomecânica de próteses múltiplas de três elementos sobre implantes.

Alguns autores utilizaram os achados de seus ensaios laboratoriais com poliuretano e correlacionaram com seus modelos tridimensionais apresentando osso cortical e medular em suas simulações, o que levou a uma discrepância nos dados obtidos pelas duas metodologias (Akça et al., 2002; Chun et al., 2006). Sendo assim, corroborando com outras investigações (Tribst et al., 2017; Wu et al., 2016), o presente estudo utilizou o poliuretano para as análises ósseas nos modelos laboratoriais e teóricos, já que se trata de um material isotrópico validado na literatura para estas simulações, pois apresentam um módulo elástico entre o osso cortical e medular. Vale ressaltar que a utilização do poliuretano facilita a padronização dos experimentos e garante uma maior compatibilidade entre os resultados dos ensaios laboratoriais e teóricos.

O desempenho das reabilitações com implantes pode ser determinado pela comparação dos picos de tensão nos componentes investigados (Kul, Korkmaz, 2021)

e, de acordo com o comportamento biomecânico dos materiais dúcteis, observou-se uma maior concentração de tensão (Tensão Máxima Principal) nos pilares, independente do grupo avaliado. Os valores de picos de tensão foram de 98,5 e 91,6 MPa para os grupos MP e CMN, respectivamente. Entendendo que o titânio utilizado na implantodontia apresenta uma resistência de aproximadamente 2000 MPa (Lutjering, Williams, 2003; Toniollo et al., 2015), fica evidente a possibilidade de próteses implantossuportadas alcançarem uma microdeformação óssea patológica, antes da falha de algum componente do sistema reabilitador. Corroborando com outros autores (Toniollo et al., 2019), que avaliaram componentes com a mesma geometria dos pilares CMN, foi possível observar que as tensões também se concentraram na região de primeiro contato entre pilar/implante, o que deve ser avaliado com cautela, uma vez que uma maior exigência mecânica acontece na região de constrição do pilar. Outros autores também concordam que o desenho do pilar pode ser o mais crítico entre todas as estruturas dúcteis que compõem estas reabilitações, no entanto, como o parafuso fica exposto a tensões proporcionais às tensões recebidas pelo pilar, a probabilidade de dano ao parafuso pode ser ainda maior (Kul, Korkmaz, 2021).

Sob cargas estáticas axiais, as tensões são distribuídas de forma mais homogênea sobre as estruturas que compõem as reabilitações implantossuportadas (Moreira et al., 2013), uma vez que este carregamento limita os deslocamentos horizontais da prótese em relação ao seu posicionamento inicial com seus respectivos parafusos (Yu et al., 2005). O presente estudo investigou pilares que requerem parafusos protéticos com diâmetros diferentes e, frente aos esforços exigidos nas simulações, foi possível observar um bom desempenho para os parafusos de 1,2 (grupo MP) e 1,8 mm (grupo CMN). Os picos de tensão apresentaram bastante semelhança entre os parafusos, com valores de 13,2 e 13,4 MPa para os grupos MP e CMN, respectivamente. Outros autores observaram que carregamentos não-axiais ou oblíquos concentram maiores tensões no parafuso protético (Lemos et al., 2020). Entendendo que qualquer restauração na cavidade oral estará submetida a

carregamentos multiaxiais e/ou oblíquos, o afrouxamento ou fratura do parafuso é uma das principais complicações mecânicas das reabilitações sobre implantes (Pjetursson et al., 2018).

Avaliando o comportamento deste mesmo pilar CMN e seu respectivo parafuso suportando próteses unitárias, outros autores observaram uma maior concentração de tensão na região das primeiras roscas do parafuso quando estes foram submetidos a cargas axiais (Datte et al., 2021). No entanto, o presente estudo mostrou que quando o carregamento se deu em regiões periféricas (pontos A e C), os parafusos mais próximos ao carregamento apresentaram maiores picos de tensão, sendo que, diferentemente do seu comportamento em próteses unitárias, as tensões também estavam presentes na região do ápice dos parafusos. O mesmo foi possível observar quando o carregamento ocorreu na região do implante central (ponto B), porém, o pico de tensão foi menor e mais homogênea quando comparado aos carregamentos mais periféricos.

De acordo com o comportamento dos implantes, os dois grupos avaliados no presente trabalho apresentaram dados similares. Foi possível observar que depois dos pilares, os implantes foram os que apresentaram os maiores picos de tensão, com 57,8 e 56,5 MPa para os grupos MP e CMN, respectivamente. De forma semelhante aos dados do presente trabalho, outros autores que avaliaram implantes com conexões cônicas também observaram que estas tensões tendem a se localizar na parte externa do implante, próximas às primeiras roscas (Tribst et al., 2018; Toniollo et al., 2019). Considerando que diversas empresas disponibilizam diâmetros reduzidos de implantes para uma mesmo pilar, invariavelmente haverá uma espessura delgada em regiões de alta exigência mecânica, o que pode levar a fratura dos implantes na região cervical e à perda óssea peri-implantar por microdeformações patológicas (Montemezzi et al., 2020).

As próteses multiplas de três elementos foram simplificadas e confeccionadas em Ni-Cr para os dois grupos avaliados. Tal material não se aplica na prática clínica para a confecção de próteses sobre implante. No entanto, em estudos prévios, autores

observaram que o módulo elástico e o comportamento biomecânico das próteses podem ser proporcionais, desde que se mantenha a mesma geometria (Datte et al., 2018). Logo, a simplificação das próteses parece não influenciar o comportamento biomecânico dos modelos, permitindo uma efetiva análise do componente de interesse, ou seja, o pilar CMN suportando uma prótese múltipla. Ainda que as próteses foram simplificadas, foi possível observar picos de tensão reduzidos nas mesmas, com valores de 12,1 e 13,4 MPa para os grupos MP e CMN, respectivamente. As tensões se localizaram predominantemente na região de assentamento da prótese e nas regiões dos conectores mais próximas de onde a carga foi aplicada, corroborando com os dados de outros autores (Toniollo et al., 2019).

Entre as limitações das simulações teóricas e dos ensaios laboratoriais podemos citar a ausência de fatores inerentes à complexidade existente na cavidade oral, entre elas, a variação de umidade, temperatura e pH. Ainda podemos citar a utilização de estruturas homogêneas nos modelos tridimensionais, que não permitem defeitos internos em suas geometrias. No entanto, estas limitações não invalidam os resultados expostos no presente trabalho, mas sugerem cautela em sua interpretação e a necessidade de associar os dados expostos aqui com outros disponíveis na literatura. Desta maneira, fica evidente a necessidade de novos estudos utilizando carregamentos não-axiais, simulações com implantes fora do posicionamento ideal, além de estudos clínicos em longo prazo para um melhor entendimento do comportamento destes pilares CMN suportando próteses múltiplas.

7 CONCLUSÃO

Portanto, o seguinte pode ser concluído a partir deste estudo:

- A extensometria é um método eficaz para investigar as microdeformações periféricas e permite a validação de modelos teóricos;
- Os sistemas reabilitadores que apresentavam os pilares CMN apresentaram comportamento biomecânico compatíveis aos minipilares, sem que causassem uma deformação periférica deletéria;
- Ambos pilares apresentaram os maiores picos de tensão, com sua concentração na região de primeiro contato entre o pilar e o implante;
- O componente vertical do pilar CMN parece não contraindicar sua utilização suportando próteses múltiplas.

REFERÊNCIAS*

Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani LX. 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.

Akça K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of threedimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15:115- 21.

Akça K, Kokat AM, Sahin S, Iplikçioglu H, Cehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Med Eng Phys.* 2009 Sep;31(7):758-63.

Albrektsson T. Hard tissue implant interface. *Aust Dent J.* 2008 Jun;53 Suppl 1:S34-8. doi: 10.1111/j.1834-7819.2008.00039.x.

Asvanund P. A strain gauge analysis comparing external and internal implant-abutment connections. *Implant Dent.* 2014 Apr;23(2):206-11. doi: 10.1097/ID.0000000000000063.

Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 Mar-Apr;10(2):188-98. doi : 10.1097/00008505-199500440- 00024

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 09 março 2020]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 2005 Sep;32(9):925-32. doi: 10.1111/j.1600-051X.2005.00747.x.

Bhering CL, Marques Ida S, Takahashi JM, Barão VA, Consani RL, Mesquita MF. The effect of casting and masticatory simulation on strain and misfit of implant-supported metal frameworks. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016 May;62:746-51. doi: 10.1016/j.msec.2016.02.035.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental studies. *J Prosthet Dent*. 1983;50:399-410.

Bedrossian E. Laboratory and prosthetic considerations in computer-guided surgery and immediate loading. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007;65(suppl):47–52.

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 Jan-Feb;15(1):15-46. PMID: 10697938.

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

Cicciu M, Bramanti E, Maticena G, Guglielmino E, Risitano G. FEM evaluation of cemented-retained versus screw-retained dental implant single-tooth crown prosthesis. *Int J Clin Exp Med*. 2014 Apr 15;7(4):817-25. PMID: 24955150.

Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, et al. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent*. 2018 May 1;10(5):e439-e444. doi: 10.4317/jced.54554.

Datte CE, Rodrigues VA, Datte BD, Lopes, GRS, Borges AL, Nishioka RS. The effect of different bone level and prosthetic connection on the biomechanical response of unitary implants: strain gauge and finite element analyses. *Int J of Adv Eng Res.* 2021;8(2):218-24.

Datte CE, Datte FB, Rodrigues VA, Borges ALS, Campos, JF, Nishioka, RS. Biomechanics effect of two implant system with different bone height under axial and non-axial loading conditions. *J of Res and Knowl Spread.* 2021;2(1):e11913.

Davies JE. Understanding peri-implant endosseous healing. *J Dent Educ.* 2003; 67:932-49.

Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009 Dec;11(4):279-87. doi:10.1111/j.1708-8208.2008.00124.x.

Dos Santos Marsico V, Lehmann RB, de Assis Claro CA, Amaral M, Vitti RP, Neves ACC, et al. Three-dimensional finite element analysis of occlusal splint and implant connection on stress distribution in implant-supported fixed dental prosthesis and peri-implantal bone. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017 Nov 1;80:141-8. doi: 10.1016/j.msec.2017.05.071.

Duarte AR, Neto JP, Souza JC, Bonachela WC. Detorque evaluation of dental abutment screws after immersion in a fluoridated artificial saliva solution. *J Prosthodont.* 2013;22:275–81.

Ducy P, Schinke T, Karsenty G. The osteoblast: a sophisticated fibroblast under central surveillance. *Science.* 2000;289(5484):1501-04.

Duyck J, Vandamme K. The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. *J Oral Rehabil.* 2014 Oct;41(10):783-94. doi: 10.1111/joor.12195.

Epprecht A, Zeltner M, Benic G, Özcan M. A strain gauge analysis comparing 4-unit veneered zirconium dioxide implant-borne fixed dental prosthesis on engaging and non-engaging abutments before and after torque application. *Clin and Exp Dent Res.* 2018;4(1):13-8.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci.* 1998;106:527–51.

Fitzpatrick-Lewis D, Thomas H, Ciliska D. The methods for the synthesis of studies without control groups [Internet]. [cited 2021 Jul 15]. Hamilton, Ontario: National Collaborating Centres for Methods and tool; 2009. Available from: <https://www.nccmt.ca/uploads/media/media/0001/01/7907cc9635f07eff73608fe4ae3d6725135cad0e.pdf>.

Freitas AC Jr, Rocha EP, dos Santos PH, Ko CC, Martín M Jr, de Almeida EO. Mechanics of the maxillary central incisor. Influence of the periodontal ligament represented by beam elements. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2010 Oct;13(5):515-21. doi: 10.1080/10255840903273175.

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

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K, et al. On clinical loading of osseointegrated implants. a methodological and clinical study.

Clin Oral Implants Res. 1993 Jun;4(2):99-105. doi: 10.1034/j.1600-0501.1993.040206.x.

Hekimoglu C, Anıl N, Cehreli MC. Analysis of strain around endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. J Prosthet Dent. 2004;92(5):441-6.

Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. J Prosthet Dent. 1998;80(2):169-74.

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

Jofré J, Hamada T, Nishimura M, Klattenhoff C. The effect of maximum bite force on marginal bone loss of mini-implants supporting a mandibular overdenture: a randomized controlled trial. Clin Oral Implants Res. 2010;21(2):243-9.

Kayumi S, Takayama Y, Yokoyama A, Ueda N. Effect of bite force in occlusal adjustment of dental implants on the distribution of occlusal pressure: comparison among three bite forces in occlusal adjustment. Int J Implant Dent. 2015;1(1):14.

Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res. 2005;16(1):26-35.

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;15:401-12.

Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(6):720-26.

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.

Lindhe J, Meyle J, Group D of the European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: consensus report of the sixth european workshop on periodontology. *J Clin Periodontol.* 2008;35:282-5.

Lemos CAA, Verri FR, Noritomi PY, Kemmoku DT, Batista VES, 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;125(1):137-e1.

Macedo JP, Pereira J, Faria J, Pereira CA, Alves JL, Henriques B, et al. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or morse taper implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;71:441-7.

Madfa AA, Kadir MR, Kashani J, Saidin S, Sulaiman E, Marhazlinda J, et al. Stress distributions in maxillary central incisors restored with various types of post materials and designs. *Med Eng Phys.* 2014;36(7):962–7.

Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF. Influence of crown–implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(2):240-51.

Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2009;9(2):61-71.

Mericske-Stern R, Assal P, Merickse E, Ing WB. Oclusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):345-53.

Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent.* 2005;14:108–16.

Montemezzi P, Ferrini F, Pantaleo G, Gherlone E, Capparè P. Dental implants with different neck design: a prospective clinical comparative study with 2-year follow-up. *Materials.* 2020;13(5):1029-39.

Morrel R. Measuring elastic properties of advanced technical ceramics – a review. *UK Nat PhysLab Report.* 1996;42(1):41.

Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(2):95-107.

Nishioka RS, de 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.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Abreu CW. A comparative study of machined copings and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment-joint, strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010 May-Jun;18(3):225-30. doi: 10.1590/S1678-77572010000300005.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent.* 2011;20(2):e24-e32.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, Jóias RP, Rode S de M. Load- application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J.* 2015;26:258-62.

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;25:135-9.

Pereira J, Morsch CS, Henriques B, Nascimento RM, Benfatti CA, Silva FS, et al. Removal torque and biofilm accumulation at two dental implant-abutment joints after fatigue. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016 Jul-Aug;31(4):813-9. doi: 10.11607/jomi.4173.

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

Pjetursson BE, Zarauz C, Strading M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2018;18:160-83.

Prado AM, Pereira J, Henriques B, Benfatti CA, Magini RS, López-López J, et al. Biofilm affecting the mechanical integrity of implant-abutment joints. *Int J Prosthodont.* 2016;29:381–3.

Rezende CEE, Griggs JA, Duan Y, Mushashe AM, Nolasco GMC, Borges AFS, et al. An indirect method to measure abutment screw preload: a pilot study based on micro-CT scanning. *Braz Dent J.* 2015;26(6):596-601.

Rodrigues VA, Tribst JPM, Santis LR, Lima DR, Nishioka RS. Influence of angulation and vertical misfit in the evaluation of micro-deformations around implants. *Braz Dent Sci.* 2017;20(1):32-9.

Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent.* 2007;97:85-92.

Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J Dent.* 2002;30(7-8):271-82.

Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang HL. The role of occlusion in implant therapy: a comprehensive updated review. *Implant Dent.* 2016;25(6):829-38.

Shimura Y, Sato Y, Kitagawa N, Omori M. Biomechanical effects of offset placement of dental implants in the edentulous posterior mandible. *Int J Implant Dent.* 2016;2(1):17-9.

Silveira MPM, Campaner LM, Bottino MA, Nishioka RS, Borges ALS, Tribst JPM. Influence of the dental implant number and load direction on stress distribution in a 3-unit implant-supported fixed dental prosthesis. *Dent Med Probl.* 2021 Jan-Mar;58(1):69-74.

Sotto-Maior BS, Lima CA, Senna PM, Camargos GV, Del Bel Cury AA. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different

boneanchorages. *Braz Oral Res.* 2014;28. pii: S1806-83242014000100235. Doi: [org/10.1590/1807-3107BOR-2014.vol28.0023](https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2014.vol28.0023). Epub 2014 Aug 4.

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

Strietzel FP, Neumann K, Hertel M. Impact of platform switching on marginal periimplant bone-level changes. a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implant Res.* 2015;26:342e58.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Jan-Feb;15(1):66-75. PMID: 10697941.

Tioosi R, Lin L, Conrad HJ, Rodrigues RC, Heo YC, de Mattos Mda G, et al. Digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *J Prosthodont Res.* 2012 Jan;56(1):25-31. doi:10.1016/j.jpor.2011.05.003.

Toniollo MB, Macedo AP, Pupim D, Zaparolli D, Mattos MGC. Finite element analysis of bone stress in the posterior mandible using regular and short implants, in the same context, with splinted and non-splinted prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(4):199–206.

Toniollo MB, Vieira LJP, Dos Santos Sá M, Macedo AP, Melo JP Jr, Terada ASSD. Stress distribution of three-unit fixed partial prostheses (conventional and pontic) supported by three or two implants: 3D finite element analysis of ductile materials. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019;22(7):706-12.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Shibli JA, Borges ALS, Tango RN. Influence of implantoplasty on stress distribution of exposed implants at different bone insertion levels. *Braz Oral Res.* 2017;31(1):e96.

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.

Tribst JP, Dal Piva AM, Riquieri H, Nishioka RS, Bottino MA, Rodrigues VA. Monolithic zirconia crown does not increase the peri-implant strain under axial load. *J Int Oral Health* 2019;11:50-3.

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.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Rodrigues VA, Borges ALS, Nishioka RS. Stress and strain distributions on short implants with two different prosthetic connections—an in vitro and in silico analysis. *Braz Dent Sci.* 2017;20(3):101-9.

Urban IA, Barootchi S, Tavelli L, Wang HL. Inter-implant papilla reconstruction via a bone and soft tissue augmentation: a case report with a long-term follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2021 March/April;41(2):169-75. doi: 10.11607/prd.5280.

Van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. The effect of maximum bite force on marginal bone loss in mandibular overdenture treatment: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Oct;16(5):587-93. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01121.x.

Yu HY, Cai CZ, Zhou ZR, Zhu MH. Fretting behavior of cortical bone against titanium and its alloy. *Wear* 2005;259:910–18.

Wain EA. A method of measuring stress in dentures. *Nature*. 1955;175(4468):1082-3.

Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36(1):463-71.

Walton JN, Huizinga SC, Peck CC. Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *Int J Prosthodont*. 2001 Nov-Dec;14(6):523-30.

Welsch G, Boyer R, Collings EW. *Materials properties handbook: titanium alloys*. Local: Geauga, Ohio. ASM international; 1993.

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.

Wu AY, Hsu JT, Chee, Lin YT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: in-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Formos Med Assoc*. 2016;115:794-800.

APÊNDICE A - Valores das microdeformações dos blocos (n=10) do grupo CMN obtidos pela extensometria

Blocos		Ponto de aplicação de carga		
		A	B	C
1	SG1	635	833	555
	SG2	827	447	1506
	SG3	426	126	95
	SG4	433	948	1091
2	SG1	741	956	678
	SG2	802	571	867
	SG3	398	243	202
	SG4	380	1056	1245
3	SG1	555	703	463
	SG2	867	336	1367
	SG3	499	114	654
	SG4	469	834	980
4	SG1	945	583	148
	SG2	460	670	654
	SG3	569	740	712
	SG4	459	701	1304
5	SG1	786	840	345
	SG2	798	564	406
	SG3	376	567	970
	SG4	333	555	1254
6	SG1	580	970	555
	SG2	903	607	103
	SG3	532	331	201
	SG4	312	621	721
7	SG1	1359	790	189
	SG2	1100	904	217
	SG3	238	811	678
	SG4	250	290	705
8	SG1	811	1021	739
	SG2	730	431	671
	SG3	460	659	367
	SG4	549	998	1056
9	SG1	1111	703	490
	SG2	993	576	304
	SG3	306	498	408
	SG4	450	834	590
10	SG1	956	1002	201
	SG2	603	604	234
	SG3	532	452	765
	SG4	312	1142	1279

APÊNDICE B - Valores das microdeformações dos blocos (n=10) do grupo MP obtidos pela extensometria

Blocos		Ponto de aplicação de carga		
		A	B	C
1	SG1	734	601	365
	SG2	264	340	485
	SG3	534	381	384
	SG4	1113	438	837
2	SG1	1248	726	214
	SG2	580	898	329
	SG3	346	945	430
	SG4	702	861	967
3	SG1	564	731	569
	SG2	650	856	490
	SG3	239	633	659
	SG4	298	667	1239
4	SG1	555	646	320
	SG2	338	678	653
	SG3	376	732	711
	SG4	467	431	682
5	SG1	943	909	459
	SG2	846	312	792
	SG3	539	678	888
	SG4	203	438	1321
6	SG1	658	706	690
	SG2	303	1001	431
	SG3	418	942	1041
	SG4	967	790	1265
7	SG1	687	490	674
	SG2	563	700	263
	SG3	498	576	712
	SG4	467	313	965
8	SG1	1278	650	439
	SG2	609	743	654
	SG3	323	743	451
	SG4	300	689	1352
9	SG1	999	892	459
	SG2	685	623	123
	SG3	302	1123	895
	SG4	572	786	1034
10	SG1	1390	489	543
	SG2	328	612	231
	SG3	498	312	476
	SG4	678	218	865

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

Title: BIOMECHANICAL BEHAVIOR OF DIFFERENT ABUTMENTS FOR FIXED PARTIAL DENTURE: IN SILICO AND IN VITRO

Guilherme da Rocha Scalzer Lopes¹; João Paulo Mendes Tribst²; Jefferson David Melo de Matos³; Alfredo Carlos Rodrigues Feitosa⁴, Valdir Cabral Andrade⁵, Nathália de Carvalho Ramos⁶; Alexandre Luiz Souto Borges⁷, Renato Sussumu Nishioka⁸.

¹DDs, 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.

²DDs, MSc, Ph.D, Professor at Department Dentistry, Postgraduate Program in Dentistry, University of Taubaté (UNITAU), Taubaté, SP, Brazil.

²DDs, 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.

³DDs, 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.

⁴ DDs, MSc, Ph.D, Professor at Periodontics, Federal University of Espírito Santo (Ufes), Vitória - ES, Brazil.

⁵DDs, MSc, Ph.D, Professor at Department of Dentistry, Federal University of Juiz de Fora, Governador Valadares - MG, Brazi

⁶DDs, MSc, Ph.D, Professor at Department of Dentistry, Universidade São Francisco (USF), Bragança Paulista - SP, Brazil.

⁷DDs, 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.

⁸DDs, 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:

Guilherme da Rocha Scalzer Lopes
D.D.S.; M.D.; Ph.D.

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

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

Phone: +55 (27) 99958-1702 / +55 (88) 9.9603-9595.

E-mail: guilherme.scalzer@unesp.br

Abstract

The aim of the work was to evaluate the biomechanical behavior of Morse taper implants using different abutments (CMN abutment [CMN Group] and miniconical abutments [MC Group]), indicated to support a screw-retained 3-unit fixed partial denture. For the in vitro test, polyurethane blocks were made for both groups (n=10) and received three implants in the “off set” configuration and their respective abutments (CMN or MC) with a 3-unit fixed partial prosthesis. Four strain gauges were bonded to the surface of each block. For the finite element analysis, 3-D models of both groups were created and exported to the analysis software to perform a static structural analysis. All structures were considered homogeneous, isotropic and elastic. The contacts were considered non-linear with a friction coefficient of 0.3 between metallic structures and considered bonded between the implant and substrate. An axial load of 300N was applied in three points (A, B and C) for both methods. The microstrain and the maximum principal stress were considered as analysis criteria. The obtained data were submitted to the Mann-Whitney, Kruskal-Wallis and Dunn's multiple comparison test ($\alpha = 5\%$). The results obtained by strain-gauge showed no statistical difference ($P = 0.879$) between the CMN ($645.3 \pm 309.2 \mu\epsilon$) and MC ($639.3 \pm 278.8 \mu\epsilon$) and allowed the validation of computational models with a difference of 6.3 and 6.4% for the microstrains in the CMN and MC groups, respectively. Similarly, the results presented by the computational models showed no statistical difference ($P = 0.932$) for the CMN ($605.1 \pm 358.6 \mu\epsilon$) and MC ($598.7 \pm 357.9 \mu\epsilon$) groups. The study concluded that the use of CMN or MC abutments to support a fixed partial denture can be indicated without causing a deleterious strain magnitude ($3000 \mu\epsilon$) regardless the loading region.

Key words: Finite element analysis, Strain gauge, Biomechanics, Dental implants.

Introduction

Osseointegrated implants are used safely in the treatment of partially edentulous patients, however this treatment can present long-term complications¹. The two main implant failure are peri-implantitis and occlusal overload. These complications can act in association or independently, and both cause marginal bone loss which can lead to implant loss in advanced cases^{2,3}.

In the rehabilitation of partially edentulous patients, the implant placement can be affected by several factors, including bone height or the anatomy of the region⁴. The implant configuration determines the load incidence pattern in that region which consequently affect the biomechanical behavior through the stress distribution between ductile materials and microstrains at the peri-implant bone^{5,6}.

When an implant is under functional load, the bone tissues receives a mechanical stimulus and undergoes strain. This deformation is expressed with the letter ϵ and is defined as the relative change in bone length, often being expressed in microstrain ($\mu\epsilon$)⁷. A bone strains of 1000 means a 0.1% deformation⁷, therefore bone strain in 50 - 150 range allows the bone remodeling process to be kept stable, while 1,500 $\mu\epsilon$ tends to promote lamellar remodeling to overcome the mechanical requirement. On the other hand, 3,000 $\mu\epsilon$ is the physiological bone limit and when the load exceeds this limit, the implant may fail in this overloading scenario due to tissue damage⁸.

To prevent peri-implant bone loss, it is important to know the masticatory system and the biomechanical behavior of all components of the implant rehabilitation, since the bone tissues is influenced by the occlusal loads transmitted to the implant⁹. Different implant systems provide many components/abutments, which on the one hand can improve the prosthetic solution but also can hand it can hinder its correct selection. The correct abutment selection positively influences long-term treatment success, so it is essential to expand the knowledge on the subject and discuss new prosthetic possibilities¹⁰. In this context, the CMN abutment has a geometry with a height of 3.5 mm and an anti-rotational configuration, that is, it is indicated to support single prostheses screwed on implant. However, the use of rotational copings on these abutments allows the

manufacture of multiple prostheses and, if their biomechanical behavior is compatible for this purpose, its indication could be extended to different configurations of prostheses on implants.

Clinical studies observe during investigations of the biomechanical behavior of implants the magnitude of the loads applied at the prosthesis/abutment level, and thus it cannot be claim that these same stresses will be found at the implant-bone interface. This limitation is due to many practical and ethical obstacles to realize a controlled clinical trial able to evaluate the occlusal overloading¹¹.

In order to improve the understanding of the implant rehabilitation behavior, more studies using bioengineering can be used, such as finite element analysis (FEA) and strain gauges analysis (SG)^{12,13}. Numerical method using FEA allows the simulation of the load application and provides information regarding their respective stress distribution and microstrains⁶. While the electric linear strain - SG - is a tool with high sensitivity that allows the analysis of strain fields¹⁴. The association of these two methodologies allows a correct analysis of the events evaluated and aid to understand some clinical manifestations¹⁵.

In view of the foregoing, the present study aimed to evaluate the biomechanical behavior of Morse taper implants using CMN abutment (experimental group) and miniconical abutment (control group) to support a screw-retained 3-unit fixed partial denture, under axial load, using FEA and SGs. The null hypotheses were that the stress distribution and the microstrains would be similar for the implant rehabilitation systems using CMN or miniconical abutments.

Material and Methods

Finite element analysis

A regular morse taper internal connection implant (4.0 x 13 mm), a CMN prosthetic abutment (Test group), a miniconical prosthetic abutment (Control Group), and a prosthetic screw (CMN: 1,8 mm; MP: 1,2 mm) were created according to the manufacturer's dimensions (Intraoss, Sistemas de

Implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brazil) using CAD (Computer Aided Design) software (Rhinoceros 5.4.2, SR8, McNeel North America, Seattle, WA, USA). To simulate the 3-unit fixed partial denture, the experimental model was digitized with a scanner (Sirona, InEos Blue, Beinsheim, Alemanha) allowing the acquisition of a stereolithography (.STL) file in the dental CAD software (CEREC inLab, Sirona Dental Systems, Erlanger, Alemanha). Then it was exported to CAD software (Rhinoceros 5.4.2, SR8, McNeel North America, Seattle, WA, USA). To simulate the bone tissue, two 3D was created, where three implants were positioned centrally, perpendicular to the block surface, separated on the Y axis with a distance of 3 mm between them, with the central implant separated from the X axis by 2 mm, and an offset Morse taper implants were arranged.

Each group received the corresponding abutments on each implant. Then, the 3-unit fixed partial dentures were positioned on their respective abutments, ensuring no misfit between them. Each abutment received its respective prosthetic screw (CMN: 1.8 mm and MP: 1.2 mm). Finally, all three-dimensional models from the CMN (Figure 1a) and MC groups (Figure 1b) were checked as volumetric solids and their geometries were saved as STEP files.

All models were imported into analysis software (ANSYS 19.2, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) to perform a static structural analysis. The material properties were assigned to each solid component as isotropic, homogeneous and linearly elastic. The mechanical properties of polyurethane and the simulated materials were summarized in table 1.

For the implant/abutment, abutment/screw, and screw/implant contacts, the friction contact was used with a friction coefficient set in 0.3^{16} , and between implant and bone, the bonded contact was used simulating a complete osseointegration⁶. The meshes were created automatically selecting 0.3 mm parameter of tetrahedral elements. Then, a mesh convergence test (10%) was performed to guarantee that the mesh would not interfere in the results, composed by 390.548 elements and 702.122 nodes for the CMN group and 411.192 elements and 690.548 nodes for the MC group. For each axial load (points A, B and C) an analysis configuration was inserted, and the load was defined as vectorial in the Z axis with 300N (30.6 Kgf). The fixation was defined on the bottom surface of

the polyurethane block. After the simulations, maximum principal stress was selected as a failure criteria for ductile materials, while the microstrains solutions were selected as a failure criteria for the substrate¹².

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, São 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 die¹⁷ 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, Taboão da Serra, São Paulo, Brazil, resistance 120 Ω ; gauge length: 1.5 x 1.3 mm) were bonded to each, positioned between the implants, with cyanoacrylate adhesive (Super Bonder Loctite, São Paulo, Brazil) (Figure 2).

Each strain gauge outlet was measured using a multimeter (Minida ET 2055: Minida São Paulo, Brazil), ensuring that the connector output had the same resistance (120 Ω)¹⁸. 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 (Shapiro-Wilk). The SGs and FEA data did not attend the normality ($P < 0.05$) and were submitted to Mann-Whitney and Kruskal-Wallis followed by Dunn test, with a significance level of 5% (R-project software, version 3.2.0, 2016).

Results

The results obtained of SGs were regarded the analysis of peri-implant microstrains for the CMN and MC groups (Table 2).

The strain peaks were 1,506 and 1,390 $\mu\epsilon$ for the CMN and MP groups, respectively. The Mann-Whitney test demonstrated that “Group” were not statistical difference for microstrains values ($W = 7282$; $P = 0.879$) between CMN ($645.3 \pm 309.2 \mu\epsilon$) and MP ($639.3 \pm 278.8 \mu\epsilon$) groups. Kruskal-Wallis followed by Dunn test ($\alpha = 5\%$) demonstrated that the load application points were not statistical significant ($df = 2$; $\chi^2 = 3.22$; $P = 0,199$) for microstrains values in the points A, B, and C: 611.3 ± 281.9 ; 661.6 ± 234.7 and $654.0 \pm 353.6 \mu\epsilon$, respectively.

Peri-implant microstrain was adopted as an analysis criteria for the correlation between the experimental model (SG) and the theoretical model (FEA), allowing its validation. The microdeformation means were calculated, plotted on graphs and overlapped to show the compatibility in the results of the theoretical and experimental models from CMN and MP groups. To CMN group, the microstrains means for the used methodologies (FEA: $605.1 \mu\epsilon$; SGs: $645.3 \mu\epsilon$) presented a difference of 6.33%, and to the MC groups (FEA: $598.8 \mu\epsilon$; SGs: $639.3 \mu\epsilon$) the difference was 6.4% (Figure 3).

Regarding the FEA, quantitative and qualitative results were obtained, since this analysis showed that CMN and MC group showed much approximation in their strain peaks, 1,189 $\mu\epsilon$ and 1,192 $\mu\epsilon$, respectively. Corroborating with the results obtained in the experimental models (SG), the strain values observed in the theoretical models (FEA) were also presented within the physiological limits. According to Mann-Whitney test, it was not possible to observe statistical difference ($W =$

0.88; $P = 0.932$) between CMN ($605.1 \pm 358.6 \mu\epsilon$) and MC ($598.7 \pm 357.9 \mu\epsilon$) groups. Regarding the “load application point” factor, the following microstrains ($\mu\epsilon$) means were observed for points A, B, and C: 553.2 ± 421.5 ; 670.3 ± 56.8 and $582.2 \pm 462.5 \mu\epsilon$, respectively. The Kruskal-Wallis followed by Dunn's multiple comparison test ($\alpha = 5\%$) demonstrated there was no statistical difference for this factor ($df = 2$; $\chi^2 = 0.08$; $P = 0.960$).

Evaluating the stress peaks in the structures of each group, it was possible to observe that the highest stresses were concentrated in the abutments, with a value of 98.5 MPa for the MC group and 91.6 for the CMN group. Then, the stresses peaks showed lower values in the implants (MC: 57.8 MPa; CMN: 56.5 MPa) and even lower in the prostheses (MC: 12.1 MPa; CMN: 13.4 MPa) and prosthetic screws (MC: 13.2 MPa; CMN: 13.4 MPa). Regarding the figures 6 - 8 it was possible to observe the biomechanical behavior of each group as a function of the different load application points, adopting the maximum principal stress as a failure criteria for ductile materials and the microstrains for polyurethane (Figures 4, 5 and 6).

Discussion

The widely use of computational methodologies (FEA) to evaluate the biomechanical behavior of implants is due to their high efficiency and low investment for their implementation, since clinical or laboratory methodologies have their limited use by non-destructive means²⁰. To evaluate the accuracy of this method or to validate these theoretical models, the compatibility of its results with laboratory experiments is mandatory⁶. The use of SGs to validate computational models is based on the technology used in its small diameter devices that present a high precision to measure the strain of surfaces^{19,13}. In this context, the present study used SGs to validate the FEA models, allowing the analysis of the biomechanical behavior of all structures of the rehabilitation systems, that is, investigations that are difficult to access by laboratory methodologies.

Some authors used the findings of their laboratory tests using polyurethane and correlated with their three-dimensional models using cortical and cancellous bone in their simulations, which

led to a discrepancy in the obtained data by the two methodologies²¹. Thus, corroborating with other studies^{22,23}, the present study used polyurethane for bone analysis in laboratory and theoretical models, since it is an isotropic material validated in the literature for these simulations, as it presents a Young's modulus between the cortical and cancellous bone. The use of polyurethane facilitates the standardization of experiments and ensures greater compatibility between the results of SGs and FEA.

The main methodologies to evaluate stress distribution in laboratory models are photoelasticity and Strain Gauges. Among them, SGs has been widely used because it allows measurements of the surface strain of a given material under static loading^{19,24}. This high precision to measure the surface behavior of solids, makes Strain Gauge a very effective methodology in the investigation of the biomechanical behavior of implant-supported rehabilitation, since in the case of two materials with different mechanical properties (implant x bone), when the implant is loaded, these stresses will be transmitted in the region of its first contact, that is, on the surface of the surround bone²⁵. Which means that when there is a discrepancy between the results presented by two methodologies, the lack of compatibility between them and the existence of a theoretical model that is not validated or inaccurate is evident⁶. Considering that these models are validated when the results of both methodologies are similar, the present study considered microstrain as a failure criteria to validate the theoretical model and, with a difference of 6.3% in the CMN and 6.4% in the MC group among adopted methodologies, the theoretical models were validated.

The null hypotheses of the study were not rejected, since the use of CMN abutments to support a 3-unit fixed partial denture did not show any difference in the biomechanical behavior in comparison with the use of MC abutments. The increase height of 3.5 mm and the presence of an anti-rotational geometry of the CMN abutment could suggest a higher concentration of stress (> 10%) and even a greater bone strains, once that these components in a multiple prosthesis could promote pre-load stress caused by the misfit or by the disrupted of prosthesis passivity²⁶. This same abutment had already been investigated, using the finite element method, supporting multiple

prostheses with two and three implants, however, the authors evaluated only the stress distribution in the ductile materials of the rehabilitation systems⁵, without contemplate the prosthetic screw behavior, that is considered to be the most fragile component of implant-supported rehabilitation^{1,27}. Therefore, the present study extrapolated the presented results above and evaluated the influence of these abutments on bone strains with different methodologies, in addition evaluated the biomechanical behavior of all structures using validated FEA models. All analyzes of the CMN abutment were still related to miniconical abutments (control), that is exclusive components of multiple prostheses, since their geometry only allows the stability of the prosthesis when it is joined to other implants²⁸. According to others²¹, greater relevance can be considered in the presented data, since the association of two or more methodologies allows a greater understanding of clinical behavior.

More important than assessing loading is to investigate its influence on bone tissues²⁹, therefore it is essential to investigate and understand the biomechanical behavior of the components and their influence on bone strains, as these deformations may be beyond the physiological limit ($> 3,000 \mu\epsilon$), without any damage to the components of the implant system^{8,30}. In this context, an axial loading of 300 N was applied to the center of the three retention screws, as it is the average found in the posterior region³¹ and and it was possible to observe that besides presenting great similarity in the biomechanical behavior, the evaluated groups did not present pathological microstrains for any loading points. Some factors may have contributed to this low strain observed, for example, the parallelism between the implants, the “off set” configuration, axial loading and even the presence of a platform switching connection³².

It was also possible to observe that axial loads on the central implant (point B) presented lower strains with a more homogeneous distribution. However, the bone strain exhibited a behavior pattern when the loading was applied in more peripheral regions (points A and C), the resultant of the originated stresses a fulcrum in the implant closest to where the load was applied and a rotation tendency of the prosthesis, which generated higher bone strains. This same behavior has already

been reported by other authors^{6,33} who also investigated the biomechanics of 3-unit fixed partial dentures on implants.

The performance of rehabilitation with implants can be determined by comparing the stress peaks in the investigated components³⁴ and, according to the biomechanical behavior of ductile materials, a higher stress concentration was observed (Maximum Principal Stress) in the abutments, regardless of the evaluated group. The titanium used in implantology has a mechanical strength of approximately 2000 MPa³⁵, therefore it is evident that the possibility of dental implant reaching a pathological bone strain, before the failure of any component of the rehabilitation system. Corroborating with others⁵, who evaluated the same geometry as the CMN abutments, it was possible to observe that the stresses were also concentrated in the region of first contact between the abutments/implants, which should be evaluated with caution, since a greater mechanical requirement occurs in the region of abutment constriction. Other authors also agree that the abutment design may be the most critical of all the ductile structures, however, as the retention screw is exposed to proportional stresses to the abutment, the damage probability is greater in the screw³⁴.

Under static axial loads, the stresses are homogeneous distribution over the structures of the implant-supported rehabilitation³⁶, since this load limits the horizontal displacements of the prosthesis in relation to its initial positioning with its retention screws³⁷. The present study evaluated abutments that require prosthetic screws with different diameters and, given the efforts required in the simulations, it was possible to observe a good performance for screws of 1.2 (MC abutment) and 1.8 mm (CMN abutment). Other authors have observed that non-axial or oblique loadings concentrate greater stresses on the prosthetic screw²⁷. Any restoration in the oral cavity will be under multiaxial and/or oblique loading and loosening or fracture of the screw is one of the main mechanical complications of implant restorations¹.

Regarding the implant behavior, the two groups evaluated in the present study presented similar data. Other authors who evaluated implants with morse taper conical connections also

observed that these stresses tend to be located on the external part of the implant, close to the first threads^{5,6}. Considering that several implant systems offer reduced implant diameters for the same abutment, there will invariably be a thin thickness in areas with high mechanical demands, which can lead to fracture of the implants in the cervical region and to peri-implant bone loss due to pathological microstrains³⁸.

The 3-unit fixed partial prosthesis were simplified and made in Ni-Cr for the two groups evaluated. Such material is not applicable in clinical practice for the manufacture of prostheses on implants. However, in previous studies, authors have observed that the Young's modulus and the biomechanical behavior of the prostheses can be proportional, since the same geometry is maintained^{39,40}. Therefore, the simplification of the prostheses does not seem to influence the biomechanical behavior of the models, allowing an effective analysis of the abutment of interest. The stresses were located predominantly in the region where the prosthesis was seated and in the regions of the connectors closest to where the load was applied, corroborating with data from other authors⁵.

Within the limitations of this computational simulations and experimental study, which did not assume many factors inherent to the complexity existing in the oral cavity, among them, the variation of humidity, temperature and pH. It can also mention the use of homogeneous structures in 3D models, which do not allow internal defects in their geometries. However, these limitations do not invalidate the results exposed in the present study but suggest caution in their interpretation and the need to associate the data exposed with others available in the literature. Thus, the need for further studies using non-axial loads, simulations with implants outside the ideal position, as well as long-term clinical studies for a better understanding of the behavior of these CMN abutments supporting multiple prostheses is evident.

Conclusion

Therefore, after the model validation it can be concluded from this study that:

- The prosthetic rehabilitation with CMN abutments showed a similar biomechanical behavior with the MC abutments, without leading a deleterious bone strains;
- Regardless the abutment type, the highest stress concentration occurred in the contact region between abutment and implant;

Abbreviations

3D	= Three-dimensional
α	= Level of significance
Cm	= Centimeter
df	= Degree of freedom
FEA	= Finite element analysis
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
STL	= Stereolithography
$\mu\epsilon$	= Microstrain
%	= Per cent

References

1. Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2018;18:160-83.
2. Lindhe J, Meyle J, Group D of the European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: consensus report of the sixth European workshop on periodontology. *Journal of clinical periodontology.* 2008;35:282-285.
3. Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF. Influence of crown–implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. *Clinical Oral Implants Research.* 2014;25(2):240-251.
4. Urban IA, Barootchi S, Tavelli L, Wang HL. Inter-Implant Papilla Reconstruction via a Bone and Soft Tissue Augmentation: A Case Report with a Long-Term Follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2021;41(2):169-175.
5. Toniollo MB, Vieira LJP, Dos Santos Sá M, Macedo AP, Melo JP Jr, Terada ASSD. Stress distribution of three-unit fixed partial prostheses (conventional and pontic) supported by three or two implants: 3D finite element analysis of ductile materials. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019;22(7):706-712.
6. 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;10(1):e81-e87.
7. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clinical oral implants research.* 2012;23(2):95-107.
8. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist.* 1994;64(3):175-188.

9. Kayumi S, Takayama Y, Yokoyama A, Ueda N. Effect of bite force in occlusal adjustment of dental implants on the distribution of occlusal pressure: comparison among three bite forces in occlusal adjustment. *International journal of implant dentistry*. 2015;1(1):14.
10. Duarte AR, Neto JP, Souza JC, Bonachela WC. Detorque evaluation of dental abutment screws after immersion in a fluoridated artificial saliva solution. *J Prosthodont*. 2013;22:275–81.
11. Duyck J, Vandamme K. The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. *In Bone Response to Dental Implant Materials*. 2017:139-161.
12. 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.
13. Datte CE, Rodrigues VA, Datte BD, Lopes, GRS, Borges AL, Nishioka RS. The effect of different bone level and prosthetic connection on the biomechanical response of unitary implants: Strain gauge and finite element analyses. *International Journal of Advanced Engineering Research*. 2021;8(2):218-24.
14. Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant dentistry*. 2011;20(2):e24-e32.
15. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):217-28.
16. Alkan, I, Sertgöz, A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004;91:319-325.
17. Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Abreu CW. A comparative study of machined copings and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment-joint, strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(3):225-30.

18. Tribst JP, Dal Piva AM, Riquieri H, Nishioka RS, Bottino MA, Rodrigues VA. Monolithic zirconia crown does not increase the peri-implant strain under axial load. *J Int Oral Health*. 2019;11:50-3.
19. Nishioka RS, de Vasconcellos LG, Jóias RP, Rode Sde M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J*. 2015;26(3):258-62.
20. Marsico VS, Lehmann RB, Assis Claro CA, Amaral M, Vitti RP, Neves ACC, Silva Concilio LR. Three-dimensional finite element analysis of occlusal splint and implant connection on stress distribution in implant-supported fixed dental prosthesis and peri-implantal bone. *Materials Science and Engineering: C*. 2017;80:141-148.
21. Akça K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*. 2002;15:115-21.
22. Tribst JPM, Dal Piva AMO, Shibli JA, Borges ALS, Tango RN. Influence of implantoplasty on stress distribution of exposed implants at different bone insertion levels. *Braz Oral Res*. 2017;31:e96.
23. Wu AY, Hsu JT, Chee, Lin YT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Formos Med Assoc*. 2016;115:794-800.
24. 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;25:135-9.
25. 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. *Clinical Oral Implants Research*. 2004;15:401-412.

26. 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.
27. Lemos, CAA, Verri FR, Noritomi PY, Kemmoku DT, Batista VES, Cruz RS, Pellizzer EP. Effect of bone quality and bone loss level around internal and external connection implants: A finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021;125(1):137-e1.
28. Bedrossian E. Laboratory and prosthetic considerations in computer-guided surgery and immediate loading. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007;65(suppl):47–52.
29. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Oct;17(2):8-18.
30. Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 2005;32:925-932.
31. Rodrigues VA, Tribst JPM, Santis LR, Lima DR, Nishioka RS. Influence of angulation and vertical misfit in the evaluation of micro-deformations around implants. *Brazilian Dental Science*. 2017;20(1):32-39.
32. Strietzel FP, Neumann K, Hertel M. Impact of platform switching on marginal peri-implant bone-level changes. A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implant Res*. 2015;26:342e58.
33. Silveira MPM, Campaner LM, Bottino MA, Nishioka RS, Borges ALS, Tribst JPM. Influence of the dental implant number and load direction on stress distribution in a 3-unit implant-supported fixed dental prosthesis. *Dent Med Probl*. 2021;58(1):69-74.
34. 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:S0022-3913(20)30736-8.
35. Toniollo MB, Macedo AP, Rodrigues RSC, Ribeiro RF, Mattos MGC. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on different bony ridges with different lengths of Morse taper implants and prosthesis dimensions. *J Craniofac Surg*. 2012;23(6):1888–1892.

36. Moreira W, Hermann C, Pereira JT, Balbinoti JA, Tiozzi R. A three - dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. *Eur J Dent.* 2013;7:484-91.
37. Yu HY, Cai CZ, Zhou ZR, Zhu MH. Fretting behavior of cortical bone against titanium and its alloy. *Wear.* 2005;259:910–918.
38. Montemezzi P, Ferrini F, Pantaleo G, Gherlone E, Cappare` P. Dental Implants with Different Neck Design: A Prospective Clinical Comparative Study with 2-Year Follow-Up. *Materials.* 2020;13(5):1029-1039.
39. Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, Monteiro FMM, Borges AL. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent.* 2018;10(5):e439-e444.
40. Datte CE, Datte FB, Rodrigues VA, Borges ALS, Campos JF, Nishioka RS. Biomechanics effect of two implant system with different bone height under axial and non–axial loading conditions. *Journal of Research and Knowlegde Spreading.* 2021;2(1), 11913.b.

Tables

Table 1 – Properties of the material used in the study

Material	Young Modulus (GPa)	Poisson ratio	Reference
Titanium	110	0.32	Benzing et al., 1995
Nickel Chromium	206	0.30	Stegarioiu et al., 1998
Poluurethane	3.6	0.30	Miyashiro et al., 2011

Table 2 - Microstrains ($\mu\epsilon/\mu\epsilon$) and standard deviation (dp) according to the load application point

		SG1 (dp)	SG2 (dp)	SG3 (dp)	SG4 (dp)
CMN	Point A	847.9 (251.9)	808.3 (183.1)	433.6 (106.3)	394.7 (92.3)
	Point B	840.1 (147.4)	571.0 (154.0)	454.1 (246.9)	797.9 (259.9)
	Point C	436.3 (208.1)	632.9 (486.5)	505.2 (290.5)	1022.5 (265.5)
MC	Point A	565.4 (310.7)	905.6 (312.5)	516.6 (196.1)	407.3 (106.1)
	Point B	601.4 (198.3)	684 (142.8)	676.3 (222.3)	706.5 (252.2)
	Point C	1073.6 (233.7)	473.2 (151.0)	445.1 (212.7)	664.7 (227.1)

Figure captions

Figure 1: Final geometries according to the groups: a) CMN; b) MC.

Figure 2: Strain Gauges arranged between the implants and the application load points.

Figure 3: Microstrains means of the CMN and MC groups for the methodologies adopted.

Figure 4: Maximum Principal Stress (MPa) and microstrains ($\mu\epsilon$) for the load application at the point A (CMN and MC groups).

Figure 5: Maximum Principal Stress (MPa) and microstrains ($\mu\epsilon$) for the load application at the point B (CMN and MC groups).

Figure 6: Maximum Principal Stress (MPa) and microstrains ($\mu\epsilon$) for the load application at the point C (CMN and MC groups).

Figure 1

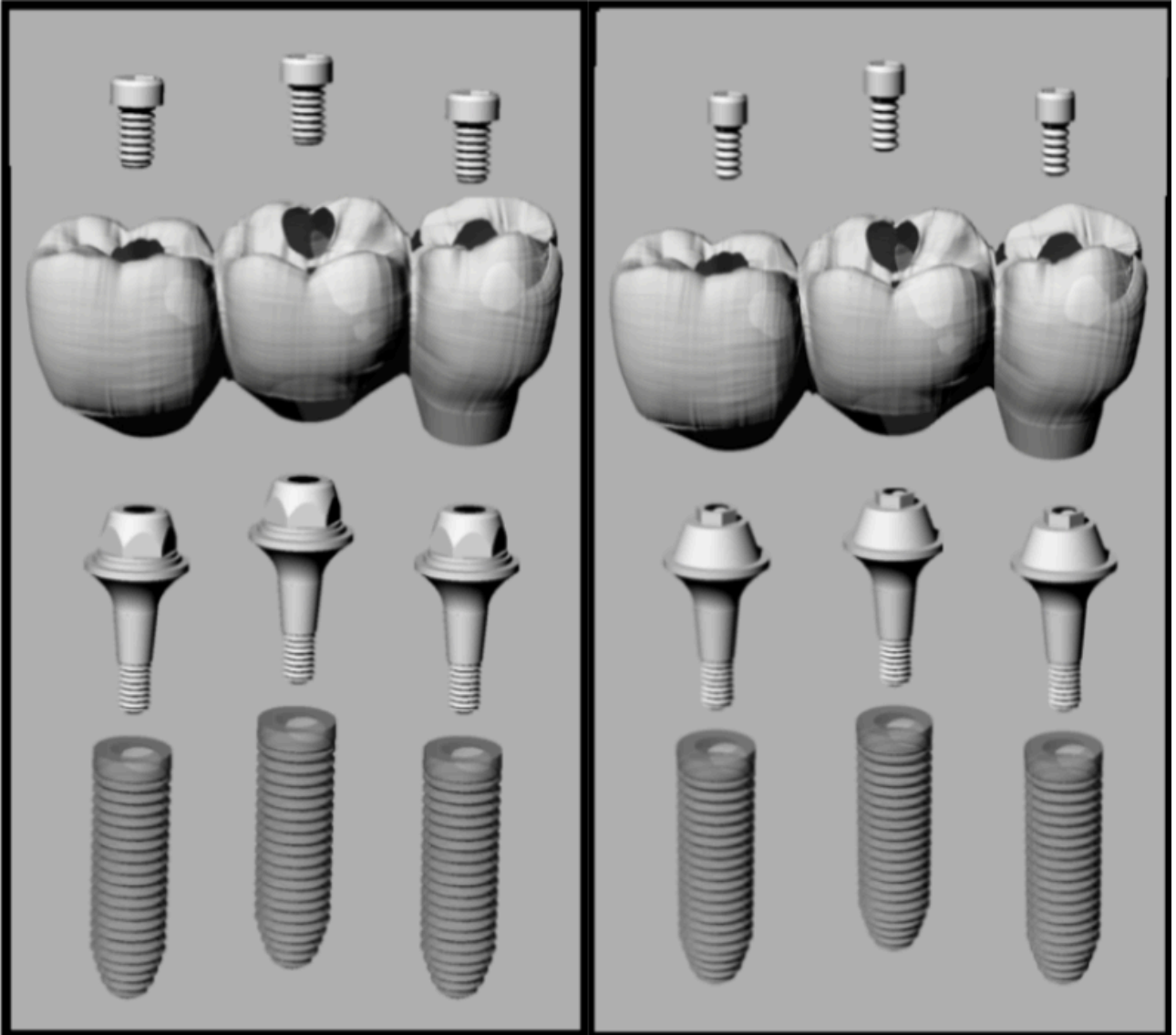


Figure 2

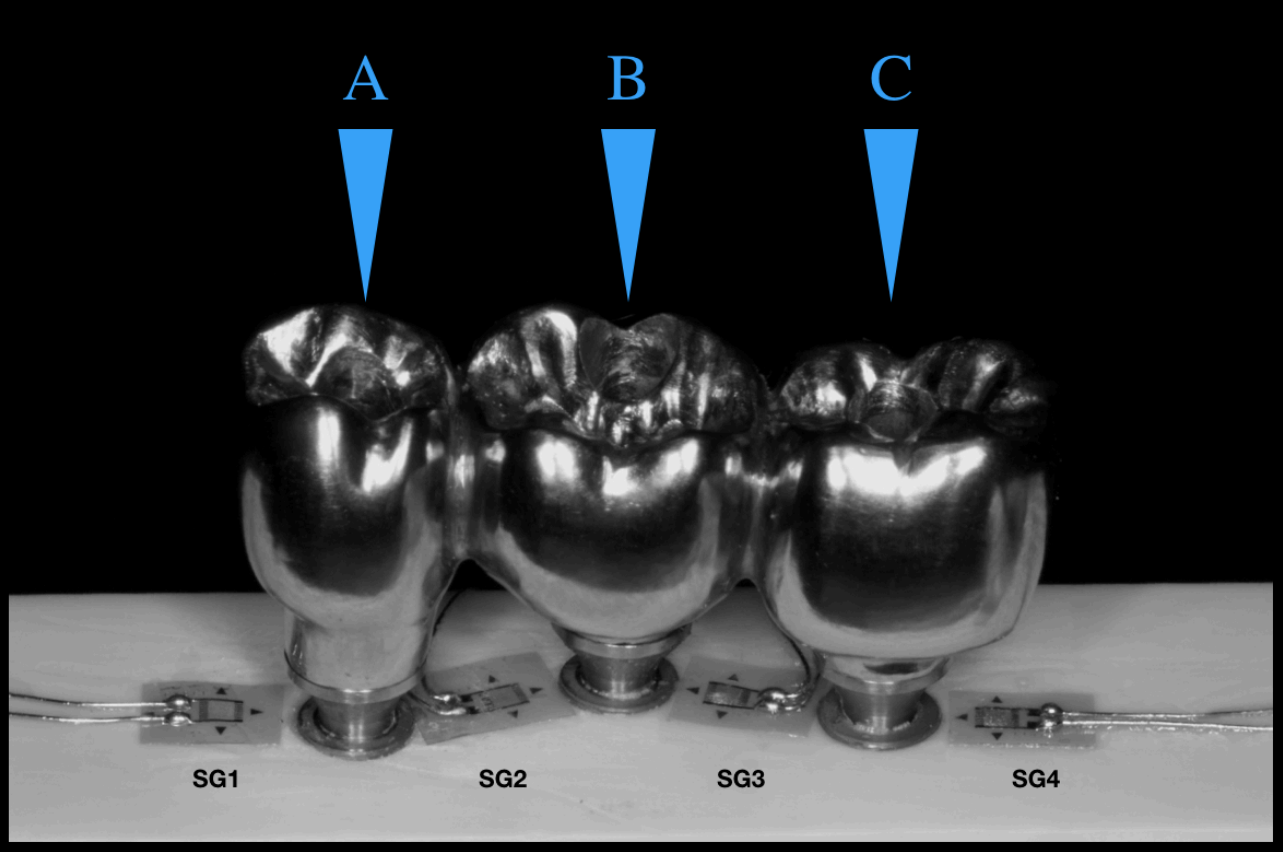


Figure 3

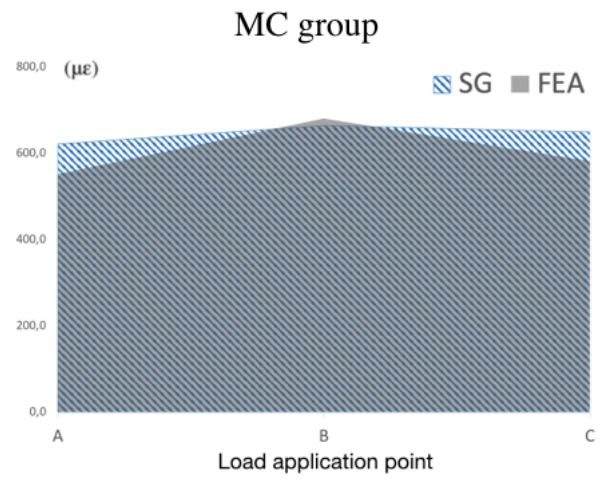
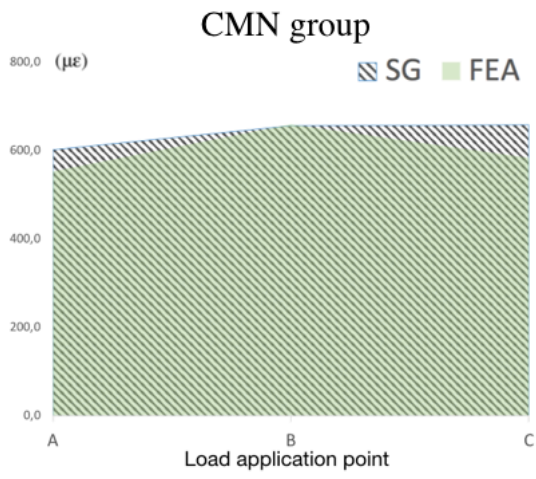


Figure 4

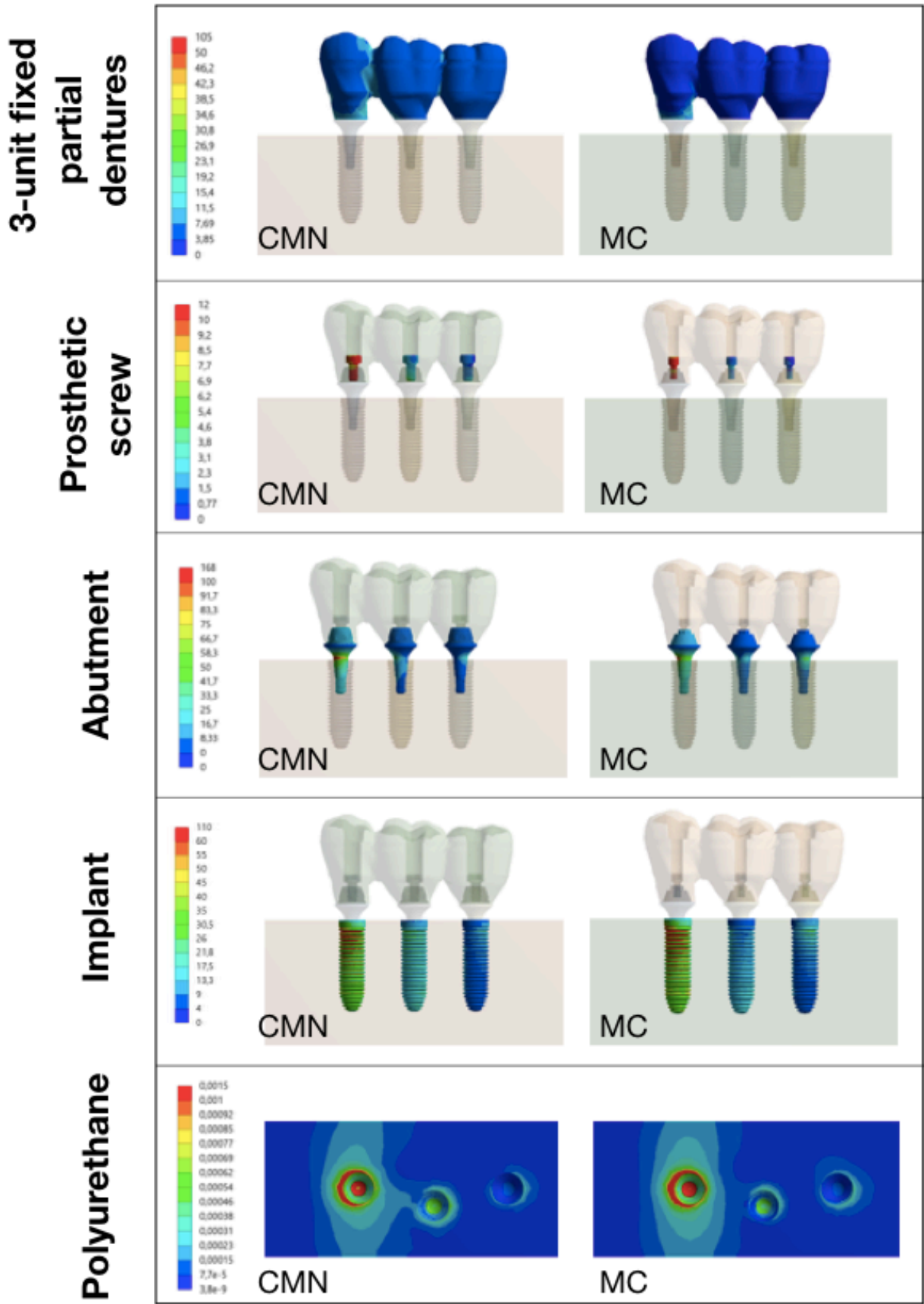


Figure 5

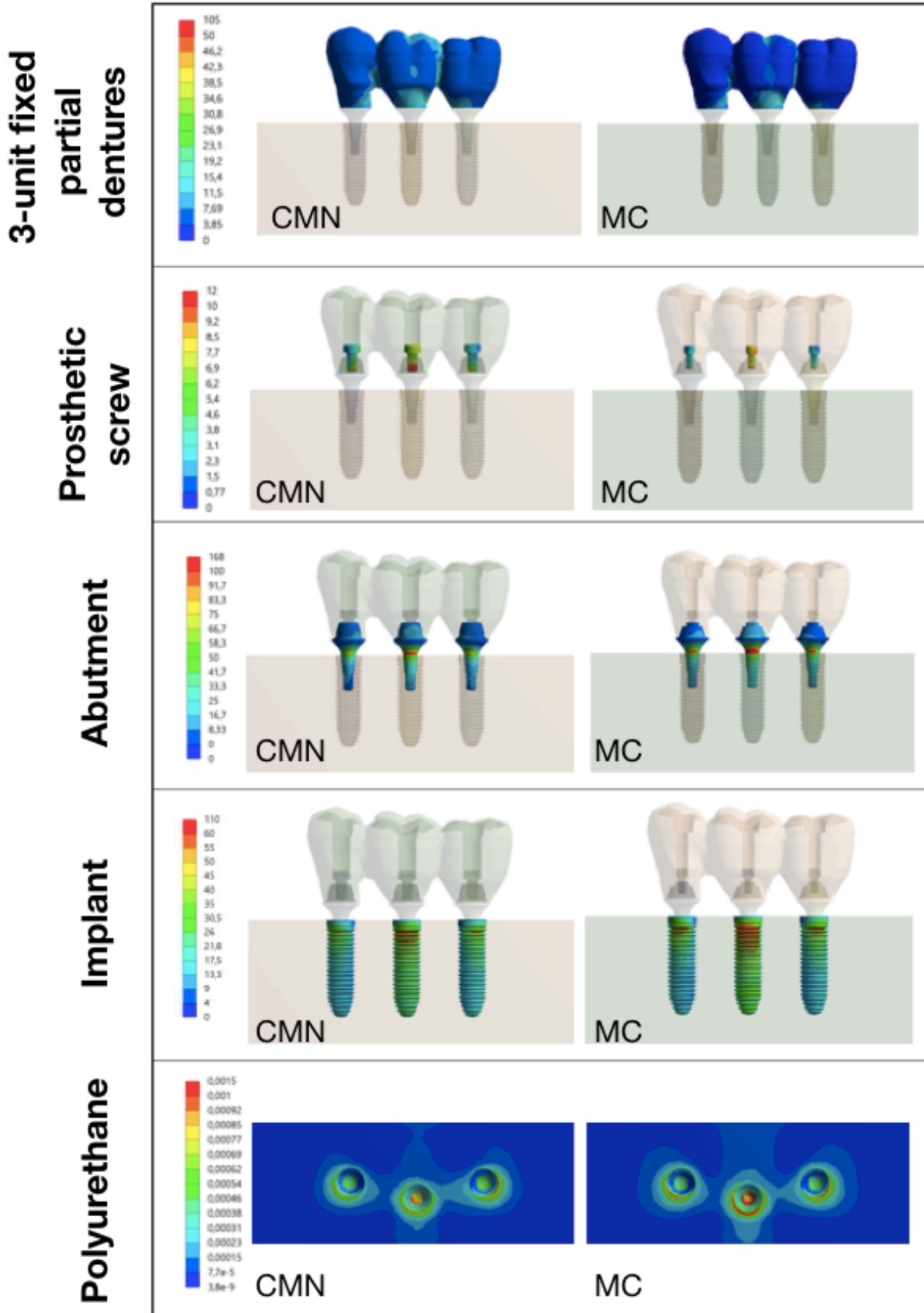


Figure 6

