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

JÚLIO FERRAZ CAMPOS

EFEITO DA CONEXÃO PROTÉTICA, DA ALTURA ÓSSEA E DO MATERIAL RESTAURADOR DA COROA, NA DISTRIBUIÇÃO DAS MICRODEFORMAÇÕES EM IMPLANTES UNITÁRIOS

2022

JÚLIO FERRAZ CAMPOS

EFEITO DA CONEXÃO PROTÉTICA, DA ALTURA ÓSSEA E DO MATERIAL RESTAURADOR DA COROA, NA DISTRIBUIÇÃO DAS MICRODEFORMAÇÕES EM IMPLANTES UNITÁRIOS

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

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de materiais restauradores e protéticos.

Orientador: Prof. Tit. Renato Sussumu Nishioka

São José dos Campos

2022

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2023]. 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).

Ferraz Campos, Júlio
Efeito da conexão protética, da altura óssea e do material restaurador da coroa, na distribuição das microdeformações em implantes unitários. / Júlio Ferraz Campos. - São José dos Campos : [s.n.], 2022.
112 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2022.
Orientador: Renato Sussumu Nishioka.

1. Extensometria. 2. Implantodontia. 3. Microdeformação. 4. Perda Óssea. 5. Hexágono externo. I. Sussumu Nishioka, Renato, 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.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Achille Bassi e Seção Técnica de Informática, ICMC/USP
com adaptações - STATI, STRAUD e DTI do ICT/UNESP.
Renata Aparecida Couto Martins CRB-8/8376

SUMÁRIO

RESUMO **9**
ABSTRACT **10**
INTRODUÇÃO **11**
2 REVISÃO DE LITERATURA **14**
2.1 Perda ossea marginal **14**
2.2 Extensometria para avaliação biomecânica de implantes dentários **19**
3 PROPOSIÇÃO **25**
4 MATERIAIS E MÉTODOS **26**
4.1 Metodologia e ilustração **26**
4.2 Analise por extensometria: **30**
4.2.1 Obtenção do bloco de poliuretano **30**
4.2.2 Instalação dos implantes e conexão dos pilares protéticos **33**
4.2.3 Confecção das Coroas **34**
4.2.4 Objetivo da analise por extensometria **38**
4.2.5 Colagem dos extensômetros **39**
4.2.6 Instalação dos intermediarios protéticos **40**
4.2.7 Aplicação das Cargas **41**
4.2.8 Delineamento experimental **46**
5 RESULTADOS **47**
5.1 Analise por extensometria linear **47**
6 DISCUSSÃO **88**
7 CONCLUSÃO **97**

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Renato Sussumu Nishioka

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Osvaldo Daniel Andreatta Filho

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Francisley Ávila Souza

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Faculdade de Odontologia

Campus de Araçatuba

São José dos Campos, 05 de Setembro de 2022.

D E D I C A T Ó R I A

Aos meus pais, Lylian Goulart Ferraz por ser minha base e minha maior referência como profissional e principalmente como ser humano, meu amor e admiração por você é imensurável, sempre foi e sempre será por você. Ao meu pai Juarez Andrade Campos De Oliveira (in memorian) por sempre nos protejer.

Aos meus avós Decio Junqueira Ferraz (in memorian) e Mirtes Goulart Ferraz (in memorian) por toda educação, orientação e e por dedicar suas vidas aos seus descendentes e familiares.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, grande mestre e amigo Prof. Tit. Renato Sussumu Nishioka, pela oportunidade de trabalhar ao seu lado e compartilhar tanto conhecimento e experiencia ao longo desses dez anos.

Grande parte da minha evolução e conquistas estão relacionadas aos seus ensinamentos, cobranças e orientação, que vão muito além do papel de um professor. Eternamente grato ao senhor.

Ao Prof. Heitor Cosenza, pela inspiração profissional e por compartilhar seus conhecimentos e filosofia de trabalho nesses quatro anos como seu aluno.

Pela oportunidade de iniciar no caminho da docência através de seu apoio, orientação e material didático.

Seus ensinamentos vão muito além da parte técnica da profissão, e colaboram para o desenvolvimento de aptidões tão necessárias para alcançar meus objetivos e propósito.

Ao Instituto de Ciências e Tecnologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, e todos os docentes, discentes, funcionários e amigos que fizeram parte desta jornada.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Especialidade Prótese Dentária e em especial aos professores Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges e Prof. Titular Marco Antonio Bottino por não medir esforços para o desenvolvimento do programa e dos alunos.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pelos conhecimentos transmitidos.

Ao Prof. Dr. Osvaldo Daniel Andreatta Filho e Prof. Dr. Julio Nogueira Luz por toda ajuda e conhecimento compartilhado.

Aos meus amigos de profissão e de pós-graduação, em especial Ana Carolina Marques, Laura Nadal, André Wood, Moacir Teotonio, Marcos Paulo Silveira, Victoria Carvalho, Mateus F. Barra Grande, Amir Dimashkieh.

Aos professores que passaram por minha jornada fizeram diferença significativa em minha formação, em especial aos professores, Prof. Tit. Sergio Eduardo de Paiva Gonçalves, Prof. Dr. Vinícius Anéas Rodrigues, Prof. Assoc. Guilherme Saavedra, Prof. Dr. Eduardo Uemura, Prof. Dr. Dimas Renó de Lima, Prof. Dr Luiz Gustavo Oliveira de Vasconcelos, Prof. Dr. Rubens Tango, Prof. Dr Mauro Santa Maria, Prof. Dr Antonio Braulino de Melo, Prof. Tit. Paulo Perri de Carvalho, Prof. Dr Alex Sandro de Souza, Prof. Dr.Fernando Lupino, Prof. Dr.Fabio Matuda, Profª. Drª Mariellen Longo, Prof. Daniel Reis, Prof. Dr Sergio Maia, Prof. Matheus Basegio e Prof.Dr Marcelo Zampertlini.

Aos professores membros da banca de avaliação, por disponibilizar seu tempo e atenção para leitura, avaliação e considerações para o enriquecimento do trabalho.

À empresa Intraoss pelo apoio através da disponibilização de grande parte dos materiais necessários para sua conclusão deste trabalho.

Ao Ismael Rodrigues por toda ajuda frente melhor compreensão dos resultados obtidos e estatísticas.

E a Deus por guiar meus caminhos, por sempre me colocar no lugar certo na hora certa, e pela oportunidade de ajudar o próximo através dessa profissão que me encontrei, que é a odontologia.

Campos JF. Efeito da conexão protética, da altura óssea e do material restaurador da coroa, na distribuição da microdeformação em implantes unitários. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, 2021.

RESUMO

Objetivo: O presente estudo avaliou, por meio da extensometria, as microdeformações geradas ao redor de implantes, em duas conexões protéticas: hexágono externo(HE) e cone morse(CM), em duas diferentes níveis ósseos: sem perda e com perda de 5 milímetros, em coroas unitárias implantossuportada, confeccionadas em diferentes materiais restauradores: resina acrílica, totalmente metálica, metalocerâmica e cerâmica pura. Material e Métodos: Sete blocos retangulares de: 95 x 45 x 30 mm foram utilizados para simular o tecido ósseo, possuindo um degrau de 5 mm, que simulou uma perda óssea. Foram utilizados 28 implantes (3,75 x 13 mm) de mesmo desenho externo, mas diferentes plataformas protéticas, o pilar protético selecionado para o HE foi o UCLA e para o CM o CMN. O ensaio mecânico foi realizado por meio de um dispositivo de aplicação de carga (DAC) com carregamentos estáticos axiais sobre a superfície oclusal das coroas, com carga de 31,5 kgf por 10 segundos, sob três repetições. Os dados foram avaliados por teste ANOVA e Tukey com nível de significância 5% (P - 0,05). Resultados: Os resultados obtidos pela extensômetros demonstraram que: em relação ao nível ósseo e a conexão protética, houve diferença estatística entre os grupos de implantes à nível ósseo (HE - 308,6793 με e CM - 457,0536 με), contudo com a simulação de perda óssea de 5mm não registraram diferença estatística (HE - 563,0707 με e CM - 522,8788). Em relação ao material da coroa, não houve diferença estatística independente da conexão protética e do nível ósseo (Co-cr: 528,99με, metalo-cerâmica:420,57με, resina: 435,33με e cerâmica pura: 462,92με). Conclusão: O estudo concluiu que os implantes à nível ósseo com a conexão protética HE registrou valores de microdeformações estatisticamente menores que o CM, mas com 5 mm de perda o comportamento foi semelhante. Os diferentes materiais das coroas avaliados, não foram capazes de reduzir os valores de microdeformação, independente do nível ósseo do implante.

Palavras-chave: Extensometria. Implantodontia. Microdeformação. Perda Óssea. Hexágono externo. Cone morse.

Campos JF. Effect of prosthetic connection, bone height, and restorative material in the distribution of stress in posterior unitary implant. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Science and Technology Institute, 2021.

ABSTRACT

Objective: The present study evaluated, by means of extensometry, the microdeformations generated around implants, in different systems: External Hexagon (EH) and Cone Morse (CM), in two different bone heights: No bone loss and 5mm bone loss, in unitary crown implant, of different restorative materials (acrylic resin, metallic, metal-ceramic or all-ceramic). Material and Methods: Seven rectangular block with dimensions of 95 x 45 x 30 mm was used to simulate bone tissue, containing a 5 mm step, which simulated bone loss. 28 implants (3.75 x 13 mm) with the same geometry and different prosthetic platforms were used, the abutment of choice for the EH was the UCLA and for the CM the CMN. The mechanical test was performed using a load application device (DAC) with axial static loads on the occlusal surface of the crowns, the load used was 31.5 kgf for 10 seconds, with three repetitions. Data were evaluated by ANOVA and Tukey tests with significance level 5% (P - 0.05). Results: The results obtained by the strain gauges showed that: in relation to the bone level and the prosthetic connection, there was a statistical difference between the groups of implants at the bone level (EH - 308.6793 με and CM - 457.0536 με), however, with the simulation of 5mm bone loss, there was no statistical difference (EH - 563.0707 με and CM - 522.8788). Regarding crown material, there was no statistical difference regardless of the prosthetic connection and bone level. (Co-Cr 528.99μ).Conclusion: The study concluded that bone-level implants with the HE prosthetic connection registered statistically lower microdeformation values than the CM, but with 5 mm of loss the behavior was similar. The different crown materials evaluated were not able to reduce the microdeformation values, regardless of the bone level of the implant.

Keywords: Extensometry. Implantology . Micro deformation. Bone Loss. External hexagon. Morse cone.

INTRODUÇÃO

O tratamento reabilitador por meio da instalação de implantes pode ser considerado bem sucedido na Odontologia de forma que aumenta a qualidade de vida dos pacientes, restabelece a função mastigatória, melhora a aparência e a auto-estima dos pacientes (Papaspyridakos et al., 2012; Menassa et al., 2016). Os critérios para definir o sucesso na implantodontia estão em constante debate, e os parâmetros mais utilizados e aceitos estão relacionados à saúde dos tecidos moles peri-implantares, estabilidade da prótese, estética e satisfação do paciente.

No entanto, a osseointegração e a taxa de perda óssea marginal ainda são os parâmetros predominantes para determinar o sucesso na implantodontia (Galindo et al., 2015). A peri-implantite e a sobrecarga oclusal , em conjunto com as características do hospedeiro, são consideradas os principais agentes etiológicos que causam falhas tardias nos implantes dentários (Esposito et al., 1998).

As tensões mecânicas, oriundas das cargas mastigatórias, podem causar consequências positivas ou negativas para o tecido ósseo ao alveolar. Um certo nível de carga mecânica é necessário para a remodelação óssea normal, mas quando essa força excede a capacidade de tolerância biológica óssea, podem causar danos aos tecidos, incluindo perda óssea marginal e até a falha da osseointegração (Chang et al., 2013). Diversos são os fatores que podem tornar uma força mastigatória traumática ao osso marginal, e podem estar relacionadas a sua magnitude, direção, duração e frequência, além da capacidade adaptativa do individuo (Carranza et al., 2015).

Desde a introdução dos primeiros implantes por Branemark, em 1965, uma serie de inovações vem sendo realizadas afim de se obter melhores resultados com esse tipo de tratamento, e no intuito de minimizar as taxas de perda óssea marginal, modificações no design dos implantes e componentes são

constantemente sugeridas, buscando seu melhor desempenho biomecânico para que remodelações ósseas indesejadas possam ser minimizadas ou evitadas.

No contexto biomecânico, o sucesso ou o fracasso do implante dentário depende principalmente de uma característica fundamental, a maneira como as tensões serão transferidas do implante dentário para o osso alveolar adjacente (Glantz 1998; Akpinar et al., 2000). Fatores como macrogeometria, plataforma, tamanho, diâmetro, distribuição dos implantes, adaptação de próteses e pilares, proporção coroa implante, ou até mesmo a densidade óssea que o implante esta ancorado, podem estar relacionadas com a magnitude das tensões ocasionadas ao osso. Uma avaliação clínica direta (imediata ou longitudinal) seria o método mais seguro para analisar a resposta biomecânica do tratamento com implantes, no entanto, devido a complexidade das estruturas envolvidas, dificuldade da metodologia, questões éticas, e o longo período de tempo necessário torna quase impossível a avaliação clínica direta do comportamento biomecânico das estruturas intra ósseas (Kan et al., 1999; Goiato et al., 2009).

Assim, as ferramentas de bioengenharia, como a análise por elementos finitos e a extensometria, passaram a ser utilizadas para uma maior compreensão da biomecânica dos implantes, trazendo respostas para diversas situações e simulações clinicas que até então não poderiam ser avaliadas ou mensuradas, e seu impacto positivo, ou negativo, no tratamento reabilitador.

A análise por elementos finitos é um método teórico numérico, auxiliado por computador, que permite simular carregamentos de cargas, e fornece informações sobre a distribuição de tensão e microdeformação na superfície da prótese, pilar, implante e osso adjacente (Lisiak et al., 2020). Já a extensometria é um técnica que permite a análise das microdeformações por meio resistências elétricas (strain gauges), baseando-se no princípio que certos materiais sofrem mudanças em sua resistividade quando submetidos a uma força, nas quais podem ser mensuradas no local onde o extensômetros esta posicionado (Nishioka et al., 2015).

Neste estudo foi avaliado em modelos de poliuretano, por meio da análise por extensometria, as microdeformações geradas ao redor da plataforma de implantes sob cargas axiais, analisando diferentes: níveis de inserção, conexões protéticas e materiais da prótese.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Perda ossea marginal

Apesar das altas taxas de sucesso, do tratamento com implantes dentários, um processo de reabsorção óssea marginal ocorre, e essa destruição pode representar uma ameaça a longevidade do tratamento reabilitador. A compreensão da cicatrização óssea e especificamente do processo de perda óssea marginal estão diretamente relacionadas aos conceitos da biologia e imunologia óssea.

Imediatamente à instalação de um implante dentário, e durante vários meses, uma série de eventos celulares e moleculares são desencadeados a fim de integrar biologicamente o dispositivo ao hospedeiro, por meio de uma neoformação óssea, também conhecida por ósseointegração. Descoberto por por Branemark na década de 60 (Branemark et al., 1969), esse fenômeno significou um enorme avanço para o tratamento clínico com implantes dentários, e em 1977 os primeiros resultados clínicos confiáveis de longo prazo foram relatados (Branemark et al., 1977).

A homeostase óssea se da basicamente por células presentes neste tecido, uma vez que os osteoclasto executam a função de reabsorção óssea, e os osteoblasto, subsequente, irão executar a função de formação óssea. Ja os osteócitos são células derivadas dos osteoblasto que ficam presos em sua própria matriz e sobrevivem ali, mutuamente conectados por uma rede de canalículos. Estudos sugererem que esta conexão existente entre os osteócitos pode ter uma função proeminente na transdução de sinais mecânicos recebidos pela estrutura óssea (Mullender et al., 1995; Noble et al., 1997).

Além dessas células o metabolismo ósseo conta com complexas vias de sinalização e mecanismos de controle, que incluem a ação de diversos hormônios, citocinas e fatores de crescimento. Assim, o sistema é sensível a estímulos mecânicos e biológicos, e osteoblasto, osteoclasto e osteócito não são apenas células ósseas, mas também representam uma parte funcional do sistema imunológico (Takanayagi et al., 2007).

O processo de remodelação óssea faz parte da fisiologia e dinamismo ósseo, e em condições normais cavidades serão realizadas pelos osteoclasto e o subsequente preenchidas por osteoblasto. Esse processo está envolvido no crescimento, cicatrização e remodelação contínua do esqueleto adulto por toda vida. Estima-se que 5% do esqueleto de uma pessoa é comido por osteoclasto e substituído por osteoblasto, ao longo da vida a partir de seis semanas no útero, quando o osso se forma pela primeira vez, até morrermos. Essa remodelação constante do tecido ósseo fornece um mecanismo para cicatrização e regeneração sem cicatrizes do tecido ósseo danificado, e resulta na requintada microarquitetura lamelar do osso maduro cortical e trabecular (Brighton et al., 1984)

Quando um implante é colocado no osso alveolar uma remodelação óssea se iniciará, e especificamente na crista marginal, poderá ocorrer, níveis superiores de reabsorção em comparação aos níveis de formação óssea, provocando o fenômeno conhecido por perda óssea marginal inicial. A perda óssea durante os primeiros anos da instalação tem sido considerada como parte de uma fase de remodelação óssea, e para avaliar este evento durante o período de cicatrização, Åstrand e colaboradores et al. (2004) monitoraram radiograficamente o nível ósseo marginal desde o momento da instalação do implante. Neste estudo foi relatado que a perda óssea entre o período da instalação do implante e a instalação da prótese, é várias vezes maior em comparação a perda óssea do período da instalação da prótese e o acompanhamento de 5 anos.

A perda óssea de 2 mm redor do implante durante o primeiro ano de carga funcional há muito foi considerada normal pela comunidade dentária, e em algumas classificações e declarações de consenso considerada um resultado bem-sucedido (Albrektsson et al., 1986; Misch et al., 2008). Albrektsson (2016) acredita que a perda óssea marginal durante o primeiro ano de função do implante é geralmente isenta de diagnósticos patológicos, representando uma remodelação normal após a inevitável lesão óssea causada pela cirurgia de implante, e que a correta definição para peri-implantite estaria mais relaciona ao desenvolvimento da doença que poderá ocorrer após a perda óssea marginal inicial.

Após um ano de carga funcional a remodelação óssea poderá se estabilizar, e a manutenção da arquitetura óssea pode ter relação com uso mecânico, enquanto o cargas funcionais promovem a manutenção, renovação e o remodelamento ósseo, o desuso funcional , resulta na inatividade celular, promovendo uma atrofia ou diminuição do tecido ósseo. Por outro lado, cargas excessivas podem acarretar uma remodelação óssea indesejada, causando a reabsorção da estrutura óssea ou até tricas e fraturas.

Em seu mecanostato, Frost propôs, cinco comportamentos ósseos resultantes do carregamento mecânico, em que as tensões geradas por forças externas eram responsáveis por uma microdeformação óssea (Alongamento ou encurtamento), e essa microdeformação poderia ser mensuradas, e expressada pela letra grega ε . O osso pode sofrer atrofia por desuso (50 - 100 ε), manter sua massa óssea sobre cargas fisiológicas (100 - 1.500 ε), aumentar sua massa óssea por estímulos maiores que os fisiológicos 1.500 - 3.000 ε) ou sofrer reabsorção (> 3000ε) em casos de sobrecarga, ou fratura quando a microdeformação passa do limite tolerável pelo organismo (25000ε) (Frost et al., 1987).

Frost criou seu modelo de mecanostato baseado na tíbia, um osso longo, que difere das propriedades do osso alveolar. Assim, os níveis exatos de tensão

e microdeformação da teoria do mecanostato não se aplicam ao osso alveolar; no entanto, o conceito pode ser aplicável, e evidências apóiam a aplicação do modelo de Frost para osso periimplantar (Isidor et al., 1996; Nishioka et al., 2009) mostrando que um certo nível de carga oclusal é necessário para evitar atrofia por desuso, que uma gama de carga oclusal leva a uma remodelação saudável, e que excedendo um certo limite, as forças oclusais poderia ocasionar danos ao tecido ósseo. Ao ultrapassar os limites fisiológicos (>3000με) esses estímulos causam microdeformações patológicas, sendo consideradas "sobrecarga oclusal", levando a uma perda óssea marginal, uma das principais razões de falhas no tratamento com implantes osseointegrados (Naert et al., 2012; Sheridan et al., 2016).

Hoshaw (1994) comparou dois grupos de implantes, no grupo teste aplicou carga axial cíclica excessiva em implantes colocados nas tíbias de 10 cães. A análise realizada 6 e 12 semanas após o carregamento revelou que a perda óssea marginal ocorreu no grupo teste, mas não nos implantes do grupo controle. Isidor publicou uma série de estudos experimentais usando quatro macacos para comparar a quebra do osso ao redor dos implantes orais após carga oclusal excessiva ou acúmulo de placa, e concluiu que a sobrecarga oclusal pode ser o principal fator que leve um implante já osseointegrado a perca da osseointegração (Isidor et al., 1996). Por outro lado alguns estudos, também com animais, não apresentaram falha da osseointegração de implantes, quando submetidos a cargas excessivas, mas sim revelaram o aumento da densidade óssea circundante, quando os implantes estavam sob a ação da sobrecarga oclusal (Heitz et al., 2004; Kozlovsky et al., 2007).

A sobrecarga oclusal não necessariamente ocorre devido a magnitude das forças aplicadas aos implantes, mas sim na magnitude da força que é transferida ao osso alveolar, e diversos são os fatores que poderão ocasionar a sobrecarga oclusal nas reabilitações implanto-suportadas. Fatores como diâmetro, distribuição, quantidade inadequada de implantes, cantilevers extensos,

plataforma oclusal, inclinação acentuada das cúspides, osso de baixa densidade, e proporção inadequada da prótese/implante são descritos na literatura como possíveis fatores de sobrecarga oclusal (Kim et al., 2005).

Uma avaliação clinica direta seria o método mais seguro para analisar a resposta biomecânica do tratamento com implantes, porém, assim como na oclusão de dentes naturais, não existem ensaios clínicos controlados ou estudos prospectivos de corte, que avaliem o efeito sobrecarga oclusal em implantes em humanos. Qualquer estudo prospectivo de discrepâncias oclusais não tratadas, em humanos, seria antiético e contrário aos acordos de Helsinque. Com isso, diversos estudos in vitro e em animais, buscam avaliar a relação da sobrecarga oclusal com a perda óssea ou falha de implantes dentários (Graves et al., 2016).

Devido a controvérsias, complexidade das estruturas envolvidas, quantidade de possíveis variáveis, dificuldade da metodologia, questões éticas e o longo período de tempo necessário para esse tipo de estudo, mesmo que em animais, torna-se quase impossível a avaliação comportamento biomecânico das estruturas intra-ósseas. Assim a aplicação de conhecimento de engenharia na odontologia tem auxiliado na compreensão dos aspectos biomecânicos relacionados aos implantes osseointegráveis, e a maioria das informações disponíveis na literatura baseia-se nos princípios da engenharia e da mecânica para compreensão da oclusão na implantodontia. (Sheridan et al., 2016).

Por meio dos estudos in vitro, como a analise por elementos finitos e extensometria, é possível mensurar a magnitude das forças, oriundas das cargas mastigatórias, e a forma como são dissipadas ao osso alveolar, podendo simular e comparar diversas situação clinicas. As técnicas podem ser realizadas separadamente, porém a combinação de dois ou mais métodos oferece explicações mais práticas e evita limitações de uma única metodologia (Tribst et al., 2016). Ensaios prévios por analise de elementos finitos podem ser realizados para uma simulação tridimensional de ensaios in vitro, como a extensometria, e

assim, avaliar se as respostas geradas pelo software apresenta semelhança aos resultados laboratoriais.

2.2 Extensometria para avaliação biomecânica de implantes dentários

A extensometria é o método de analise que tem como objetivo medir deformações ocasionadas na superfície de materiais, componentes, estruturas e equipamentos. A aplicação deste método baseia-se no uso de resistência elétrica, denominados extensômetros (Strain Gauges), e seus equipamentos associados fornecem valores das deformações geradas nas estruturas avaliadas.

Desenvolvidos por Simmons e Ruge em 1938, e produzidos em 1942, os strain gauges, passaram a ser amplamente utilizados em testes de tensão e deformação em vários campos da indústria aeroespacial, transporte, automotiva, engenharia civil e médica. Em 1967, introduzindo a utilização dos strain gauges na odontologia, Craig e colaboradores avaliaram a microdeformação ocorrida nas superfície de próteses dentária (Craig et al., 1967).

O tipo mais comum de extensômetro consiste em um suporte flexível que suporta um padrão de folha metálica, no qual é fixado na estrutura a ser avaliada. Devido a cargas estáticas ou dinâmicas a superfície a ser avaliada sofre uma deformação, e consequentemente o extensômetro colado nesta superfície também é deformado, fazendo com que sua resistência elétrica mude. Essa variação de corrente na casa de miliamperes é coletada e seus valores medidos são interpretados pela placa de aquisição de dados e ferramenta computacional, permitindo conhecer os valores de deformação do objeto estudado (Beer 1981), que partir da Lei de Hooke esses valores de deformação podem ser transformados em tensão mecânica e serem avaliados comparativamente com a análise estrutural que está sendo promovida.

A Lei de Hooke é uma lei da física que determina a deformação sofrida por um corpo elástico por meio de uma força. A força elástica é uma força restauradora, ou seja, age no sentido de restabelecer a condição que o corpo tinha antes de ser deformado, como os materiais tem a propriedade de se alongar quando tracionamos e de encolher quando comprimidos, irão sofrer uma deformação quando submetidos a uma aplicação de força, que por meio da avaliação extensometrica poderão ser mensuradas. Supondo que o material seja alongado, e a quantidade de alongamento seja dada por Δl enquanto seu tamanho original seja Lo, dada pela fórmula, $\varepsilon = \Delta L/Lo$. Em outras palavras o cálculo da deformação consiste na diferença do tamanho inicial e do tamanho final do objeto ou superfície avaliada, e é considerada positiva se um material for alongado (tração) e negativa se ele for comprimido (compressão).

Em 1983 são publicados os primeiros trabalhos a respeito da biomecânica dos implantes dentários, e Skalak (1983) enfatiza que o sucesso ou falha do tratamento com implantes dentários está diretamente relacionado com a forma que cargas são incididas e transferidas ao osso alveolar. Sugerindo que tanto o tecido ósseo como os implantes dentários, sejam submetidos somente a cargas que estão aptos a receber (Skalak et al., 1983).

Em 1984 é publicado o primeiro trabalho utilizando os strain gauges para compreensão da biomecânica dos implantes dentários. O estudo in vivo de Brunski utilizou cães, tratados e reabilitados com implantes dentários, e por meio da extensometria avaliou a biomecânica dos implantes e sua resposta ao osso alveolar (Brunski et al., 1984).

Pouco depois o estudo foi aplicado também em humanos para avaliação de tensões mastigatória (Setz et al., 1989; Falk et al., 1989). Após comprovar a eficiência in vivo esse método de análise passou também a ser utilizado em estudos laboratoriais envolvendo implantes dentários (Cibirka et al., 1992).

Em seus estudos, Glantz (1993) e colaboradores, compararam a mesma situação clínica in vivo e in vitro, e observaram resultados completamente diferentes. Por conseguir controlar a influência de possíveis variáveis, como a do ambiente e humidade bucal por exemplo, os ensaios laboratoriais passaram a ganhar maior notoriedade, garantindo que os strain gauges estejam realmente medindo altas tensões (Brunski et al., 1998).

Cehreli (2005) utilizando cadáveres humanos comparou a microdeformação ao redor de dentes naturais e implantes imediatos, com próteses unitárias e múltiplas. Neste estudo foram utilizados seis strain gages lineares colados entre os caninos superiores, bilaterais em dois cadáveres humanos frescos congelados. Os dentes naturais foram carregados em oclusão cêntrica por meio de uma placa oclusal, com carga de 100N. Realizadas as medições, os dentes foram extraídos e implantes de 4,1 e 4,8mm foram instalados nos alvéolos, uma resina acrílica autopolimerizável foi injetada nos alvéolos dos implantes para simulação da osseointegração, e ao aplicar a mesma carga medidas de microdeformação foram mensuradas. Foram realizadas medições em próteses unitárias, de três e seis elementos, e observou-se que nas 3 situações os níveis de microdeformação estão dentro dos limites fisiológicos. E apesar de não haver diferenças significativas a ferulização das coroas pode ser considerada uma medida segura para carga imediata em implantes imediatos.

Para comparar a resposta biomecânica de diferentes conexões protéticas de implantes, hexágono externo, hexágono interno e cone morse, Nishioka (2006) avaliou as microdeformações ao redor dos implantes na configuração linear e compensada durante o torque dos parafusos protéticos. Sobre os implantes foi confeccionada uma prótese ferulizada, simplificada, de CoCr, com a utilização de coifas plásticas e e pré fabricadas (n =5). Quatro extensometros tangenciaram a plataforma dos implantes. Os valores médios obtidos para o CM foram superiores as outras duas plataformas protéticas, independente do tipo de

coifa, e o hexágono externo apresentou menores valores médios de microdeformação independente do tipo de coifa.

Em 2008 Nishioka e Vasconcelos desenvolveram um dispositivo de aplicação de carga (DAC) com intuito de substituir a máquina de ensaio universal Emic (DL100), e em um estudo comparativo dos dois dispositivos, por meio da ánalise com strain gauges, a microdeformação resultante foi semelhantes entre eles, tornando o DAC uma opção viável em ensaios de extensometria. (Nishioka et al., 2015).

Huang HL e colaboradores (2010) cientes que o tipo de osso, espessura do osso cortical e a qualidade do osso trabecular, influenciam significativamente a probabilidade de sucesso do implante, realizaram um estudo utilizando substitutos ósseos com diferentes densidades de osso medular, revestidos por diferentes espessuras de osso cortical, com intuito de simular os diferentes tipos de osso alveolar e sua resposta biomecânica. Também foi avaliado a relação da estrutura óssea utilizada com a estabilidade primária atingida. E concluíram que a estabilidade inicial no momento da colocação do implante é influenciada tanto pela espessura do osso cortical quanto pelo módulo de elasticidade do osso trabecular. E que o osso cortical fino e/ou osso trabecular fraco pode induzir tensões ósseas extremas e pode aumentar o risco de falha do implante.

Buscando padronizar a estrutura, ou substituto ósseo, em ensaios laboratoriais, Miyashiro et al. (2011), validou a resina de poliuretano como material de simulação óssea, com a justificativa de que o modulo de elasticidade deste material apresenta valores entre os módulos de elasticidade do osso cortical e mandibular.

Campos (2014), utilizando resina de poliuretano como substituto ósseo, validada por Miyashiro, avaliou a resposta de cargas axiais e não axiais ao redor de implantes. No estudo foi utilizado três implantes hexágono interno instalados de forma linear em um bloco de resina de poliuretano. Entre a prótese ferulizada simplificada foi utilizado o mini pilar como intermediário protetico.

Foram pré determinados cinco pontos para aplicação de carga (A,B,C,D,E), e uma carga de 30kgf foi aplicada durante 10 segundos, utilizando um dispositivo de aplicação de carga (DAC). A aplicação de cargas nos pontos D e E (não axiais) resultaram em maiores valores de microdeformação ao redor dos implantes.

Aaron Yu e colaboradores (2020) em um estudo sobre biomecânica no tratamento All On four, avaliaram como a mudança da posição do implante e da angulação dos implantes anteriores influencia dissipação de cargas no osso alveolar ao redor dos implantes dentários. Do ponto de vista biomecânico, este estudo confirmou que variar a posição do implante e a angulação dos implantes anteriores não produz benefícios em termos de redução do estresse ou tensão no osso circundante no tratamento All-on-Four de implantes dentários. Dez simulações numéricas de modelos FEA e três amostras in vitro de tratamento All-on-Four de implantes dentários foram criadas. Uma única carga de 100 N foi aplicada na região de molar na presença ou ausência de cantlever da prótese. Em simulações de elementos finitos (FEA), as maiores tensões ósseas foram resultantes de carregamento com uma extensão cantilever do que ao carregar sem cantilever (33-49% no osso cortical). Nos experimentos in vitro, os valores mais altos de microdeformação estavam todos dentro dos limites fisiológicos, e essas tensões ósseas de pico foram 40-58% maiores ao carregar com cantiléver do que ao carregar sem um cantilever.

Buscando compreender a resposta biomecânica em situações que ja houve perda óssea marginal, Datte (2021) utilizou a analise por elementos finitos associada com a analise por extensometria para comparar diferentes níveis de inserção óssea e diferentes plataformas protéticas. Foi utilizado no estudo dois modelos de implantes (HE e CM) com o mesmo comprimento (13 x 3,75 mm), ambos os abutments receberam coroas metálicas aparafusadas em cromo-cobalto. O tecido peri-implantar foi simulado com resina de poliuretano em duas alturas diferentes (nível ósseo e perda óssea de 5 mm). Uma carga de

300 N foi aplicada na superfície oclusal. Amostras idênticas aos modelos numéricos foram feitas para a análise de Strain Gauge (SG); quatro SGs foram colados ao redor do implante para obter resultados de microtensão. Neste estudo verificaram que os resultados dos modelos teóricos corroboram em termos de resposta biomecânica semelhantes com a analise extensometrica. Em conclusão, ambas as conexões de implantes avaliadas apresentam comportamento biomecânico semelhante, independentemente da altura óssea. No entanto, a perda óssea aumentou a tensão e a magnitude da microdeformação para ambas as conexões protéticas.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar por meio da extensometria as microdeformações (με) geradas ao redor dos implantes, submetidas a cargas axiais em coroas unitárias implanto suportadas confeccionadas em diferentes materiais restauradores (resina acrílica, metálica, metalocerâmica ou cerâmica pura), com dois diferentes sistemas (HE e CM) e diferentes alturas ósseas (Sem perda óssea e 5mm de perda óssea)

- Primeira Hipótese nula: entre as duas plataformas de implante à nível ósseo

- Segunda Hipótese entre as duas plataformas de implante com perda óssea

- Terceira Hipótese nula: entre os materiais avaliados

- Quarta Hipótese nula: entre os níveis ósseos

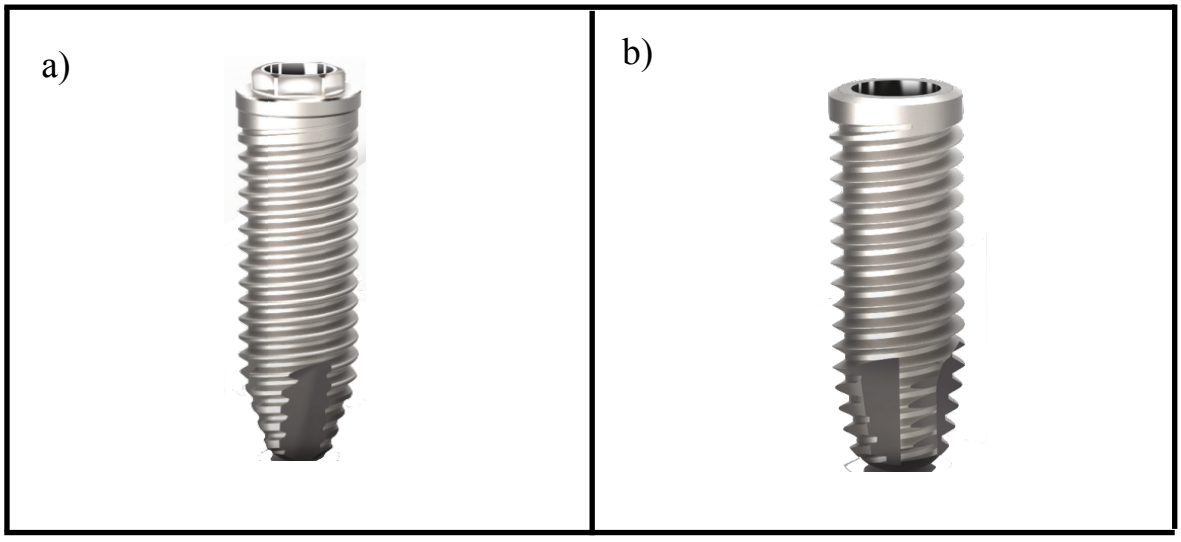
- Verificar qual menor média de valores e qual maior média de valores registras.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Metodologia e ilustração

Nesta analise foram utilizados dois modelos de implantes, um com conexão de hexágono externo (HE Titaoss® TM cortical Intraoss®, SP, Brasil) e outro do tipo cone morse (CM Titaoss® Max Cone Morse, Intraoss®, SP, Brasil) ambos apresentando o mesmo comprimento e diâmetro (3,75 x 13 mm) (Figura 1).

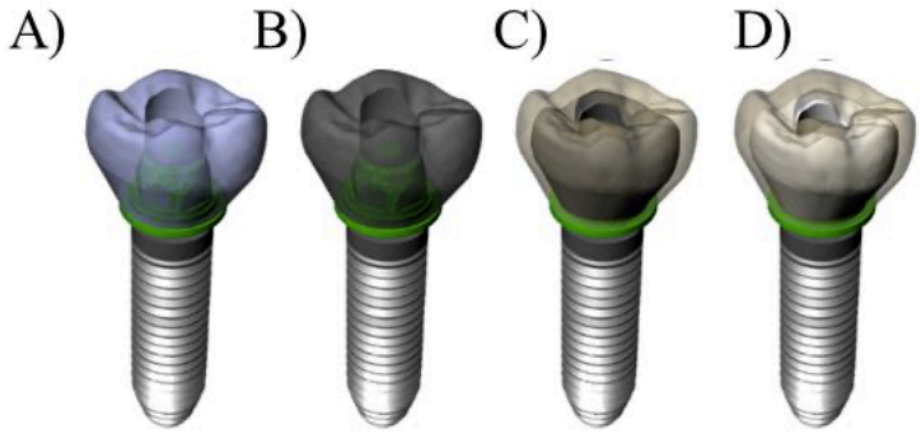
Figura 1 - Modelos de implantes . a) Hexágono Externo b)Cone Morse



Fonte: Intraoss 2022.

A coroa sobre o implante utilizada nesta reabilitação foi um primeiro molar, anatômico, em diferentes materiais restauradores. Quatro materiais foram utilizados, resina acrílica, cobalto-cromo, metalo-cerâmica, coroa total cerâmica (Figura 2).

Figura 2 - Coroa sobre implante de acordo com os diferentes materiais da coroa

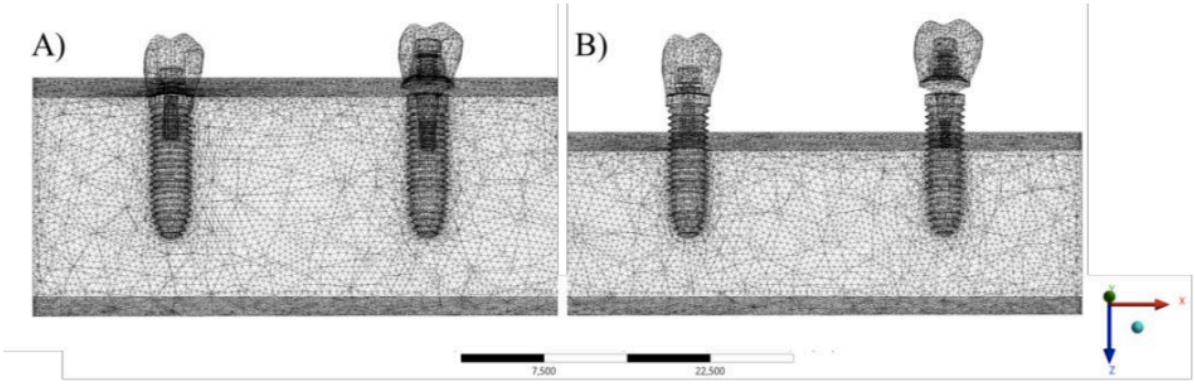


Legenda: A) Resina acrílica b)Cobalto-Cromo c) Metalo-Cerâmica d) Coroa Total Cerâmica.

Fonte: Datte et al., 2020.

Um bloco retangular com as dimensões de 95 x 45 x 30 mm foi utilizado para simular o tecido ósseo, contendo um degrau de 5 mm, que simulou uma perda óssea (Figura 3).

Figura 3 - Bloco retangular acordo com o nível ósseo e seus respectivos implantes e abutment

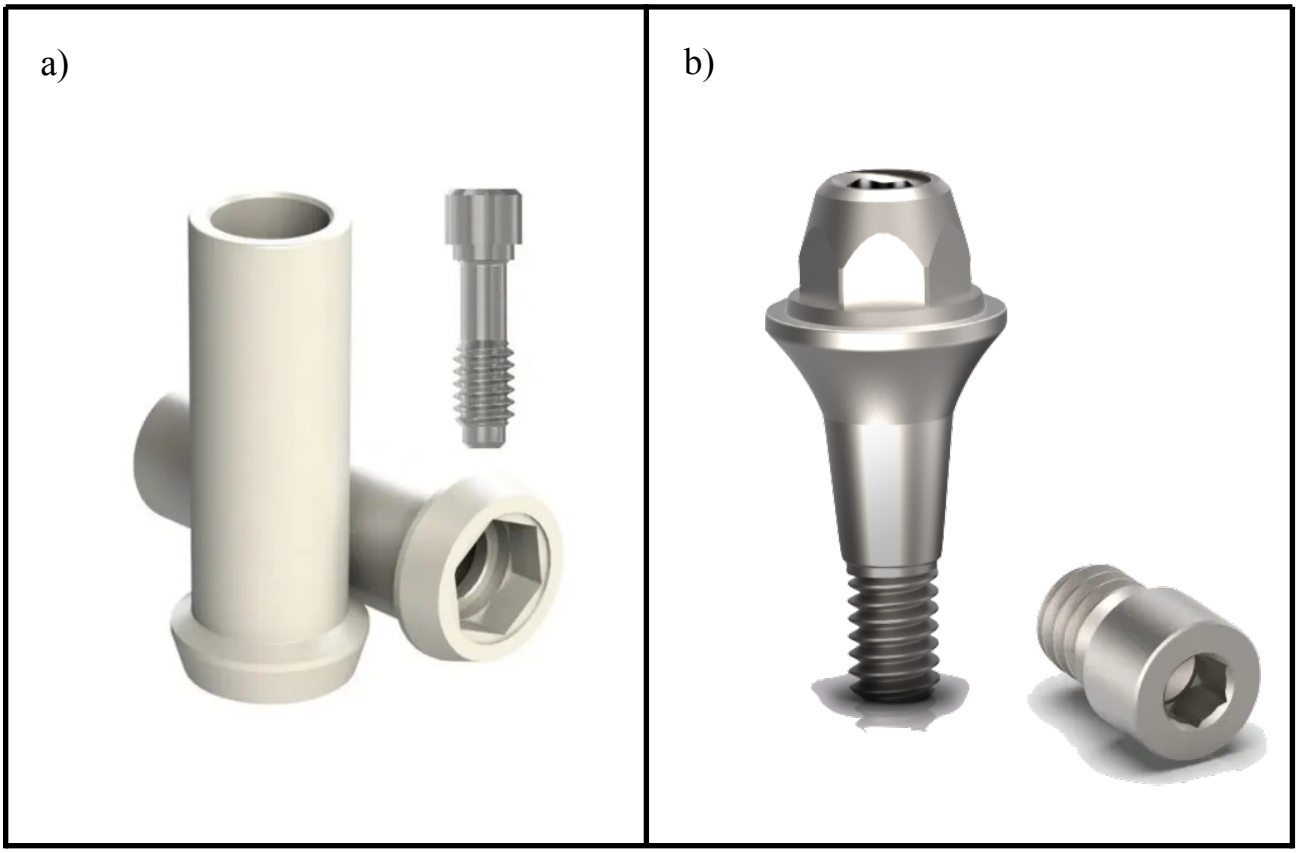


Legenda: A) Sem perda óssea e B) 5 mm de perda óssea para ambos os sistemas de implantes.

Fonte: Datte et al., 2020.

Para o implante HE o abutment de escolha foi o UCLA com sistema anti- rotacional, no sistema CM foi utilizado um intermediário protetico do tipo CMN com transmucoso de 0,8 mm. Ambos os abutments, indicados para prótese aparafusada. O pilar CMN apresenta uma plataforma de 4,8mm de diâmetro, e altura de 3,5mm, sendo seu parafuso de retenção com 1,8mm de espessura. O pilar UCLA apresenta a plataforma de 4.1mm e parafuso de retenção de de 1.8mm de diâmetro por 7.8mm de altura (Figura 4).

Figura 4 - Abutment utilizados e seus respectivos parafuso de fixação



Legenda: a) Pilar UCLA HE e seu parafuso de retenção b) Abutment CMN e seu parafuso de retenção.

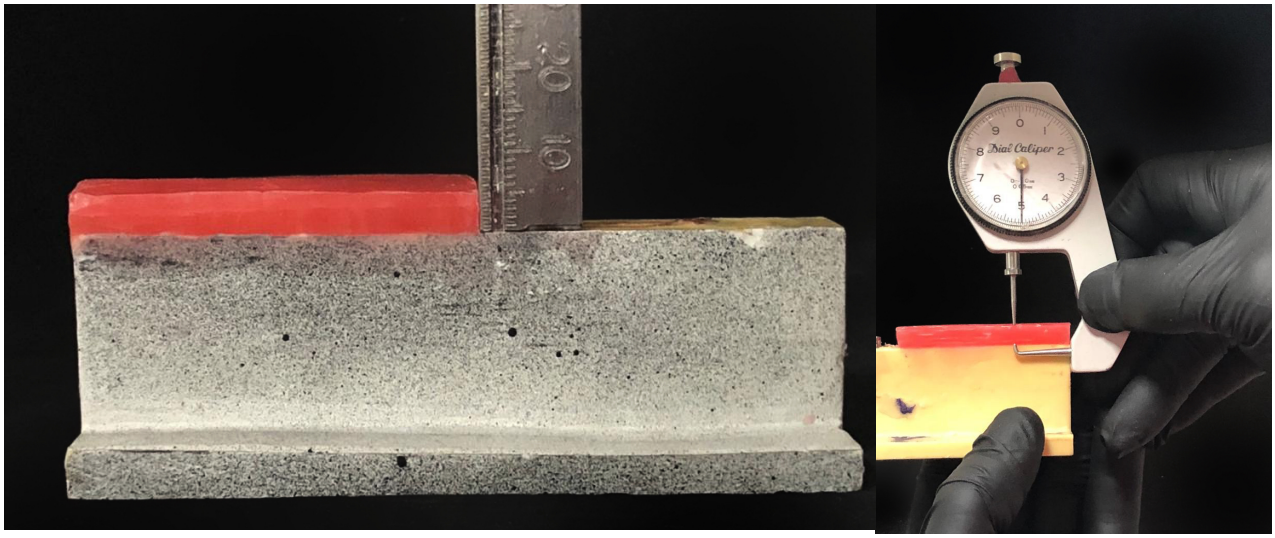
Fonte: Intraoss 2022.

4.2 Analise por extensometria:

4.2.1 Obtenção do bloco de poliuretano

Um bloco ja existente nas dimensões 95 x 45 x 30 mm foi personalizado, com cera 7, com intuito de aumentar em 5mm a metade do comprimento de sua plataforma. Um especímetro de precisão foi utilizado para conferir o aumento vertical de toda plataforma (Figura 5).

Figura 5 -Personalização da altura de um bloco pre-existente e conferencia com especímetro de precisão



Fonte: Datte et al., 2021.

A partir da personalização deste bloco foi obtido uma matriz de silicone (Figura 6) industrial, para confecção de 7 blocos de resina de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – França) com módulo elástico uniformes (poliuretano: 3,6 GPa) (Wiskott, Belser, 1999).

Figura 6 - Matriz de Silicone

Fonte: Datte et al., 2020.

A resina de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – France) é constituída por uma base e um catalisador, os quais foram proporcionados com medidas idênticas e misturados com o auxílio de uma espátula no interior de um gral de borracha até uma homogeneização total dos componentes. A resina foi vertida na matriz de silicone, preenchendo-a completamente, levado a uma

pressurizadora à vácuo (Protecni, Araraquara, São Paulo, Brazil) para evitar a incorporação de bolhas.

Após a polimerização final do poliuretano, os blocos foram removidos e suas superfícies regularizadas por lixas de granulações progressivas (220 a 600) (3M ESPE, St. Paul - EUA). até obter uma superfície com o menor número possível de irregularidades. Após este processo, os blocos apresentaram as dimensões de: 95 mm de comprimento por 45 mm de largura e 30 mm de altura (Figura 7).

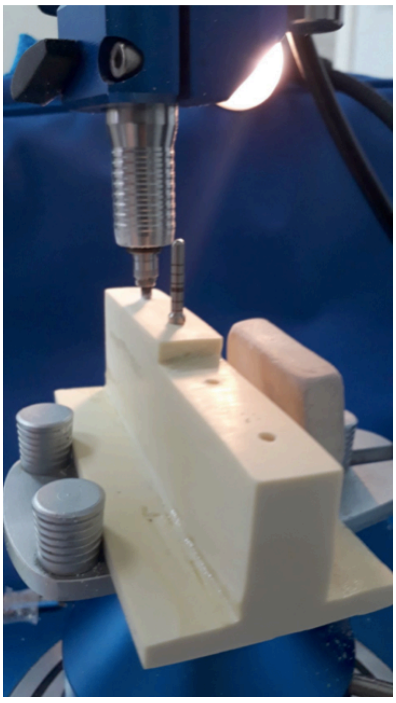
Figura 7 - Bloco Finalizado

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.2 Instalação dos implantes e conexão dos pilares protéticos

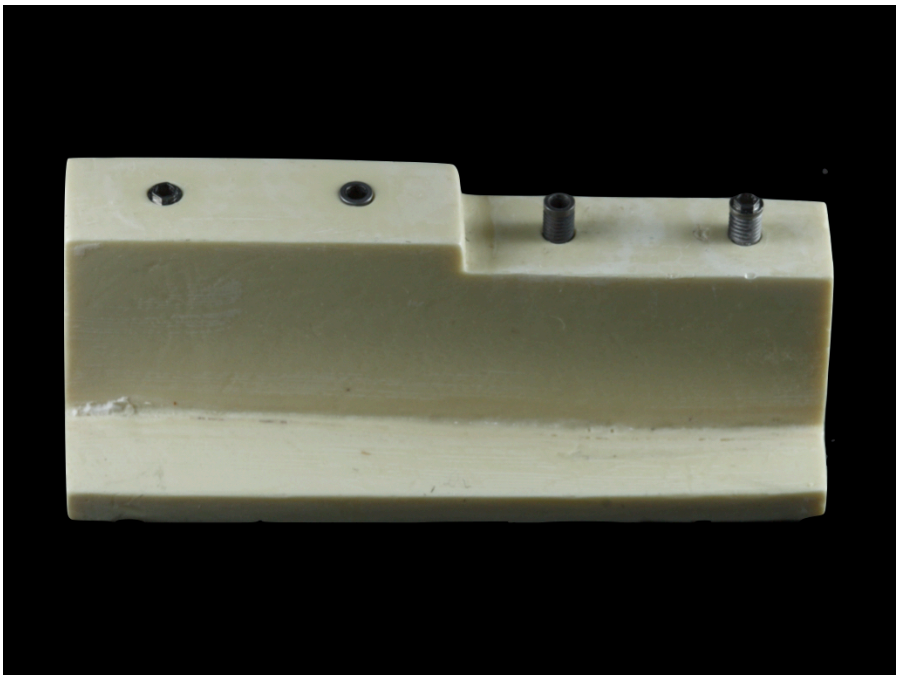
Os implantes utilizados neste estudo foram Titaoss Max Cone Morse 3,75 X 13 mm e Titaoss TM 3,75 X 13 mm (Intraoss- SP - Brasil). As perfurações foram realizadas com velocidade média de 1800 rotações por minuto, estes conjuntos foram fixados de maneira que os dois primeiros grupos de implantes ficassem em um ângulo de 90º em relação à base e a plataforma do implante fiquem na face superior do bloco de poliuretano (Figura 8). E os outros dois implantes foram posicionados 5mm acima da superfície de poliuretano (Figura 9). Após este procedimento, os componentes foram instalados aos implantes (Intraoss-SP-Brasil) torqueados com o auxílio de um torquímetro manual e a conexão para toque seguindo orientação do fabricante nos implantes.

Figura 8 - Perfuração do Bloco



Fonte: Datte et al., 2021.

Figura 9 - Bloco após instalação dos implantes.

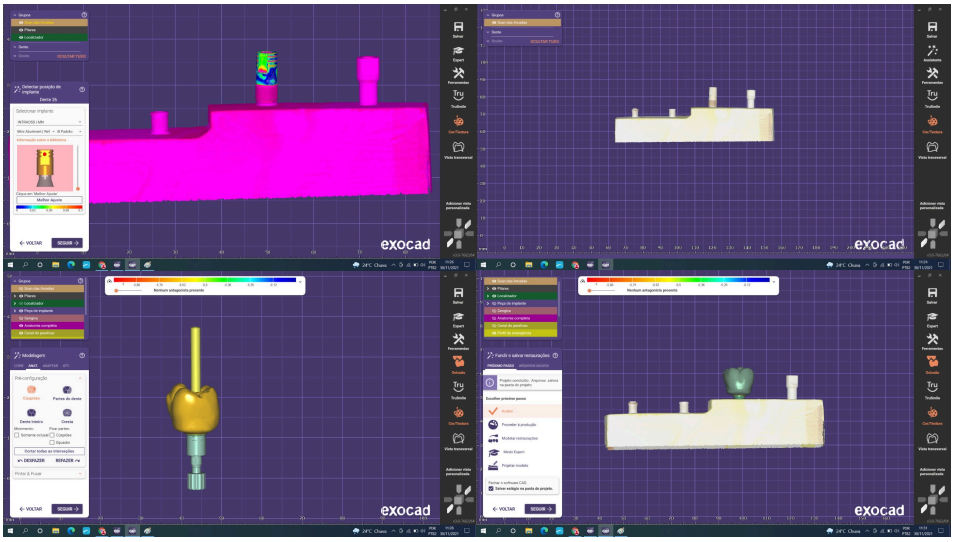


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.3 Confecção das Coroas

Por meio de um enceramento padronizado seis coroas, em diferentes materiais, foram confeccionadas, pela tecnologia CAD/CAN (Figura 10). Para confecção das coroas totalmente metálicas foi utilizado, previamente, uma impressora 3D para impressão da anatomia coroa em material calcínavel, nas quais foram posteriormente fundida em liga cobalto-cromo (Figura 11).

Figura 10 - Planejamento



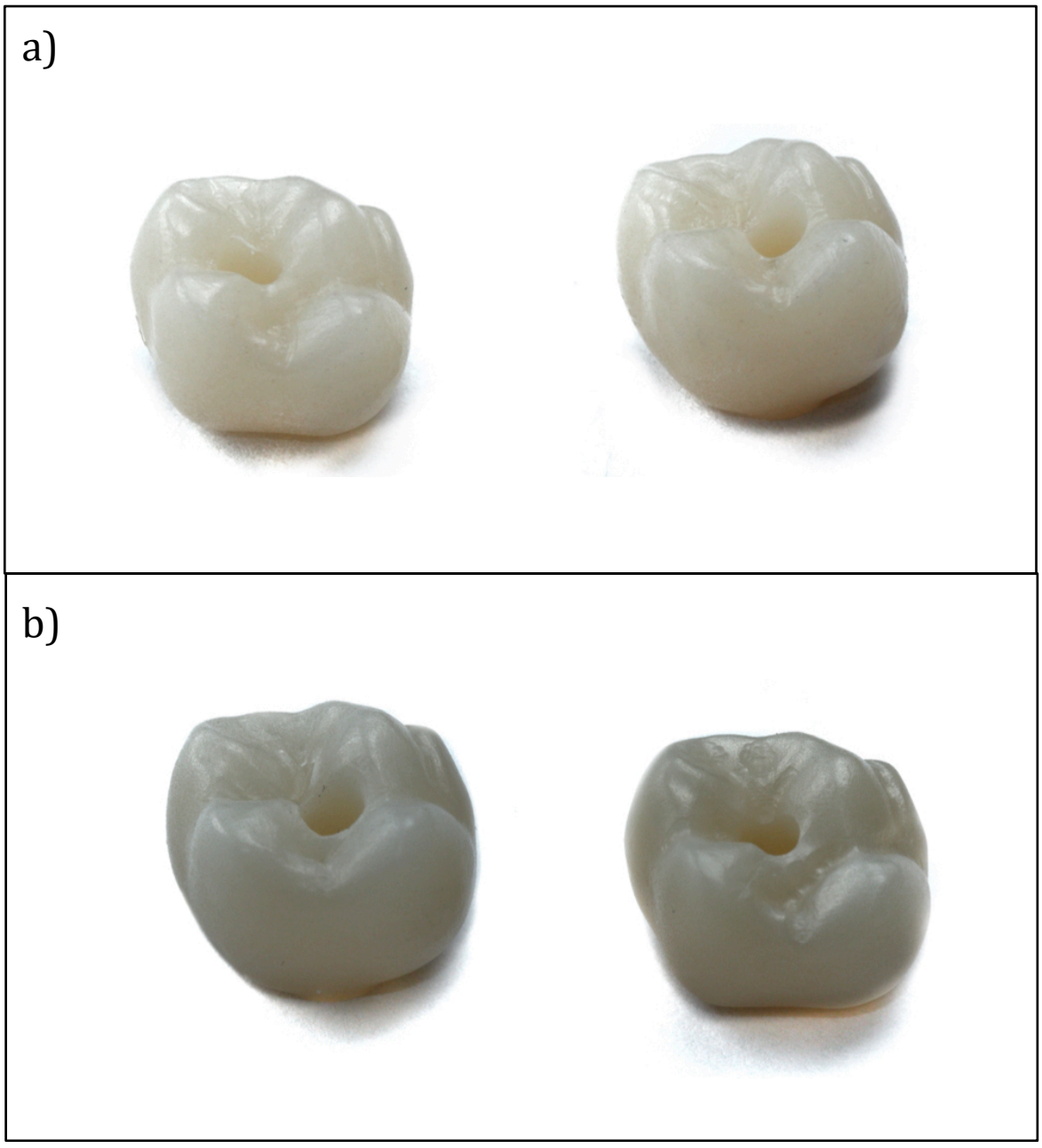
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 11 - Coroas de Cobalto-Cromo finalizadas

Fonte: Elaborado pelo autor.

As coroas de Zircônia e Resina foram confeccionadas por meio da utilização de uma fresadora utilizando blocos CAD/CAN dos respectivos materiais (Figura 10).

Figura 12 - Coroas livre de metal



Legenda: a) Coroas de Zircônia - b) Coroas de resina Resina.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Devido a impossibilidade das coroas metalo-cerâmicas serem confeccionadas pela mesma tecnologia CAD/CAN, utilizada na confecção das demais coroas, foram realizados gabaritos em silicone de condensação buscando copiar as dimensões e formato das coroas já confeccionadas. Por meio de um gabarito confeccionado, foram realizados o enceramento das infraestruturas metálicas, com espaço suficiente para e a aplicação da cerâmica feldispática, mantendo dimensões próximas as outras coroas ja confeccionadas (Figura 13).

Figura 13 - Coroas Melato-Cerâmica

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.4 Objetivo da analise por extensometria

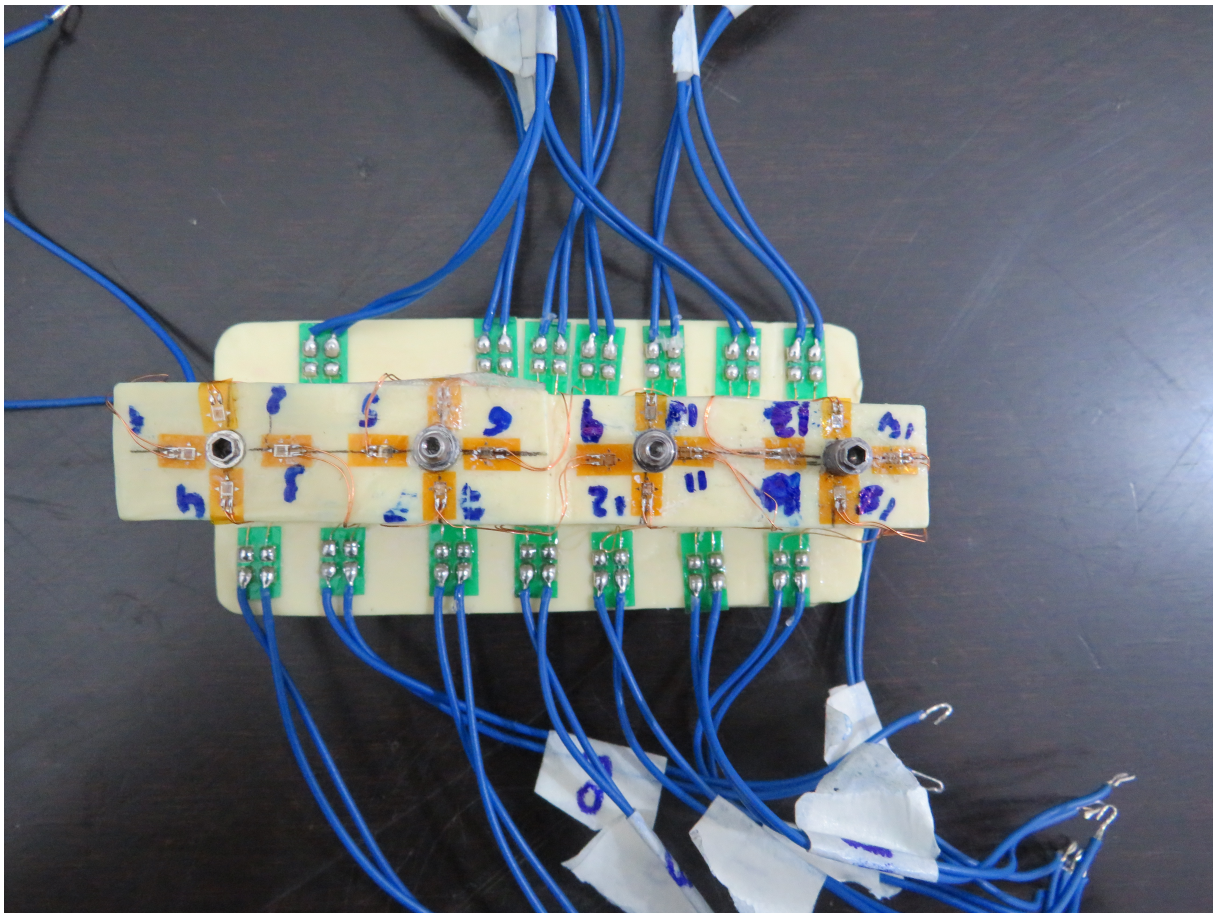
O ensaio de extensometria visa à obtenção dos valores de deformações estruturais que ocorrem nas estruturas, ao redor dos implantes dos corpos de prova confeccionados em blocos de resina de poliuretano, durante realização dos ensaios variando o tipo de restauração implanto suportada, em dois diferentes tipos de plataforma protética, e em diferentes níveis ósseos, sob a aplicação de carga axial.

Para que seja possível a medição das deformações, o corpo de prova de poliuretano é instrumentado (Figura 14). A instrumentação da estrutura consiste na fixação de sensores diretamente na superfície do corpo de prova, os sensores são ligados por meio de cabos a um coletor de sinais (Sistema de aquisição de dados ADS 2000-Lynx). Nesse coletor o sinal analógico é coletado e digitalizado por meio de um conversor Analógico-Digital (A/D), além de ser amplificado para aumentar a resolução do sinal e ser filtrado para eliminar possíveis ruídos. Esse sinal é transferido à um computador (Notebook Core Duo de 4GB de memória RAM, marca DELL) que por meio de softwares (AqDados versão 7.05, utilizado na aquisição dos sinais; AqDAnalysis 7.5, utilizado no tratamento e análise dos sinais) são fornecidos gráficos de microdeformação [μS] x tempo [s] dos sinais aquisitados pelos sensores que ilustram o comportamento da estrutura analisada quanto à microdeformação sofrida em função das condições do ensaio**.**

4.2.5 Colagem dos extensômetros

Os extensômetros (Excel Sensores Ind. Com. Exp. LTDA , Taboão da Serra, São Paulo, Brasil) modelo PA-06-060BA- 120L com dimensões da grade: 1,5 x 1,3 mm foram colados com o adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil), tangenciando cada um dos implantes (Figura 14). Foram posicionados quatro extensômetros ao redor dos implantes no terço cervical.

Figura 14 - Bloco com os extensômetros colados ao redor dos implantes

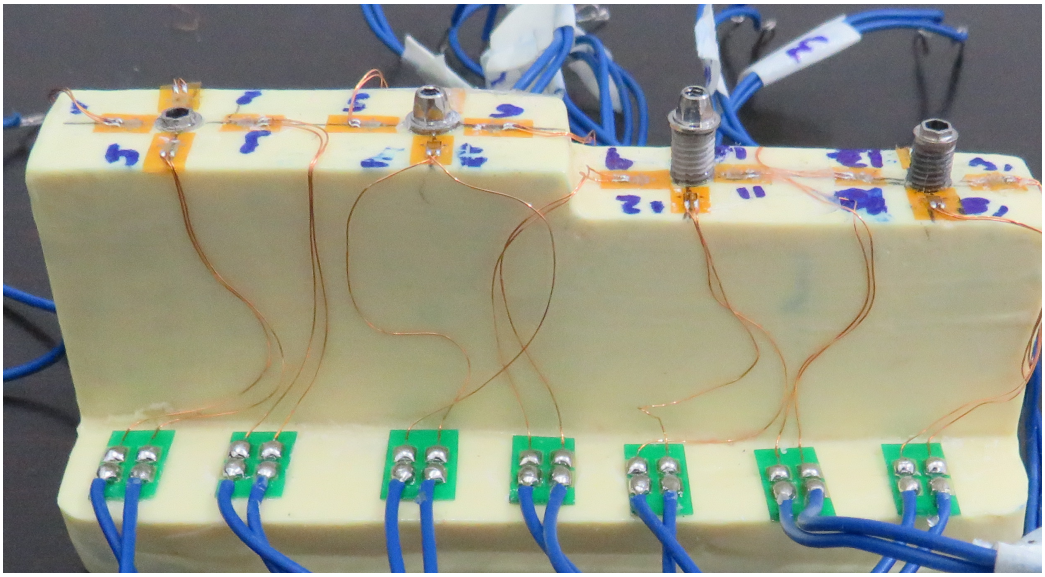


Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.6 Instalação dos intermediarios protéticos

Os intermediários protéticos abutments CMN (Intraoss® sistema de implantes, Itaquaquecetuba, SP, Brasil) foram instalados sobre os implantes com plataforma protética do tipo cone morse, com auxílio de um torquímetro manual, com torque de 32N conforme recomendações do fabricante (Figura 15).

Figura 15 - Pilar CMN instalado sobre os implantes cone morse

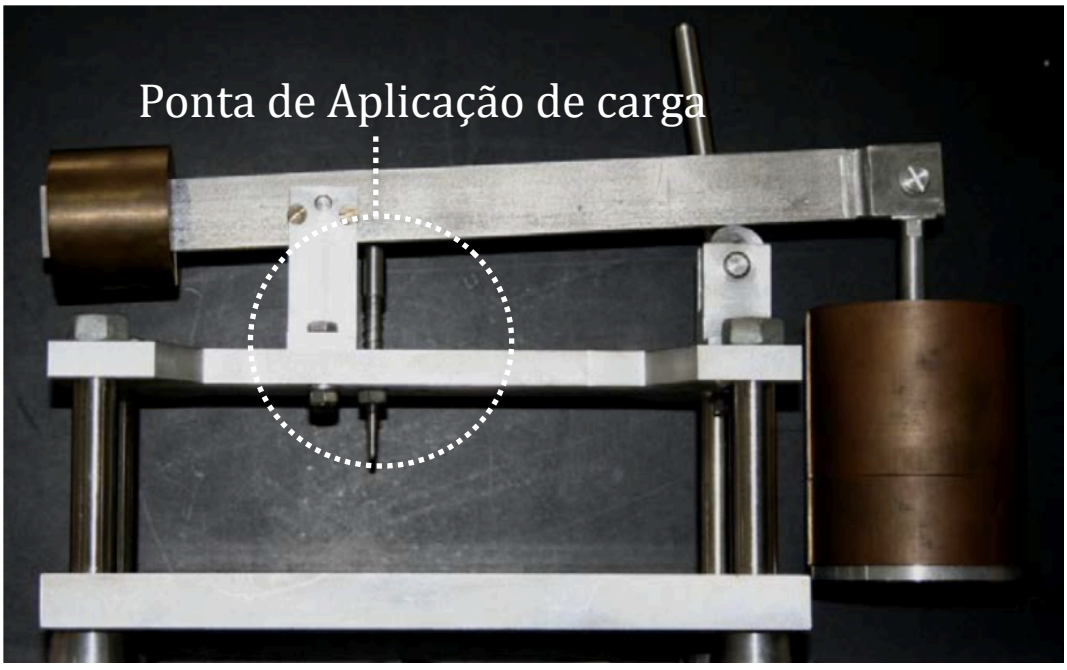


Fonte: Elaborada pelo autor.

4.2.7 Aplicação das Cargas

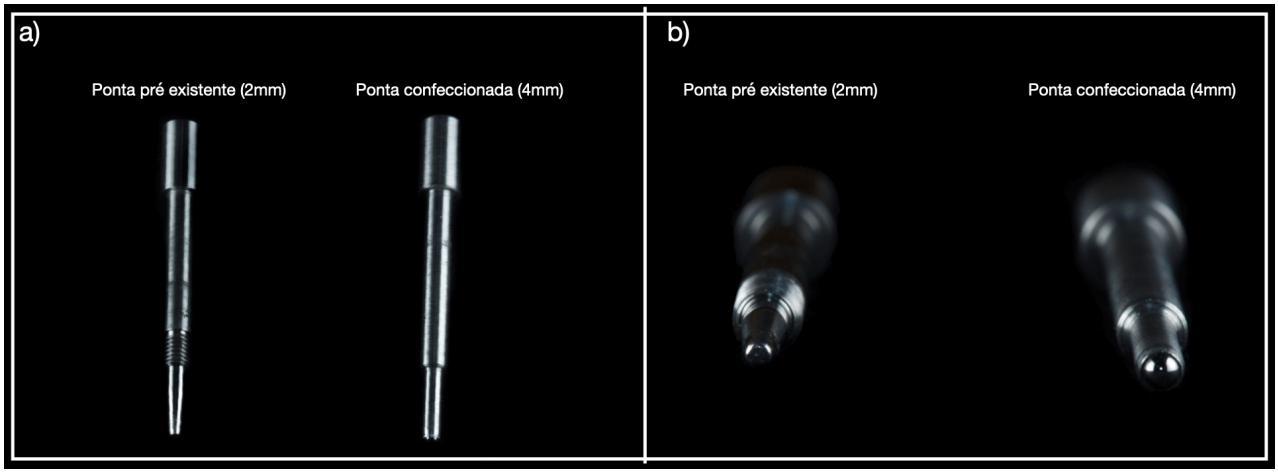
Para aplicação de carga, foi utilizado o dispositivo de aplicação de carga-DAC (Nishioka - Proc. 08/53071-4), no qual esta presente uma haste com uma ponta arredondada de 2mm de diâmetro para aplicação de carga(Figura 16). Uma copia desta ponta aplicadora pré existente foi realizada, alterando o diâmetro da ponta arredondada para diâmetro de 4mm de diâmetro (Figura 17), para que aplicação de carga seja puramente axial, no centro do orifício do parafuso passante, de forma que não ocorra contato o parafuso de retenção e que os diferentes materiais restauradores possam ser avaliados.

Figura 16 - Dispositivo de Aplicação de Carga - DAC evidenciando a ponta de aplicação



Fonte: Nishioka 2015.

Figura 17: Comparação das pontas de aplicação de carga em diferentes vistas



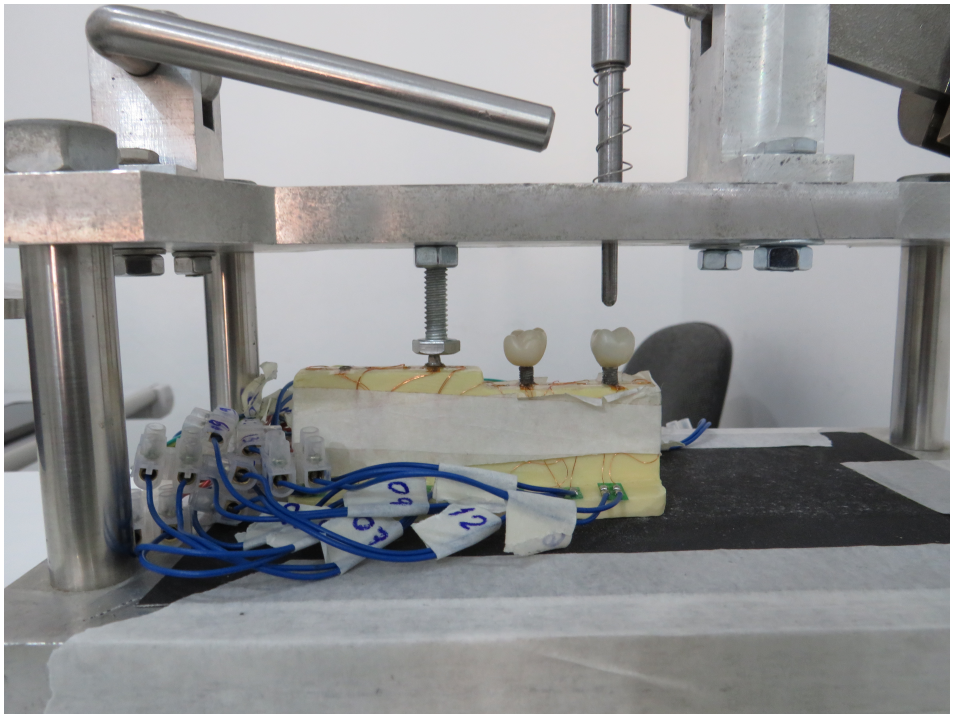
Legenda: a) Vista lateral b) Vista fontal

Fonte: Elaborado pelo autor.

Utilizando o DAC, com a nova haste confeccionada, foram realizados carregamentos estáticos axiais sobre a superfície oclusal das coroas (Figuras 19 - 20 -21- 22). A ponta esférica de 4mm foi posicionada no orificio do parafuso passante com carga axial de 31,5 kgf, aplicadas por um período de 10 segundos (Figuras 19 - 20 -21- 22).

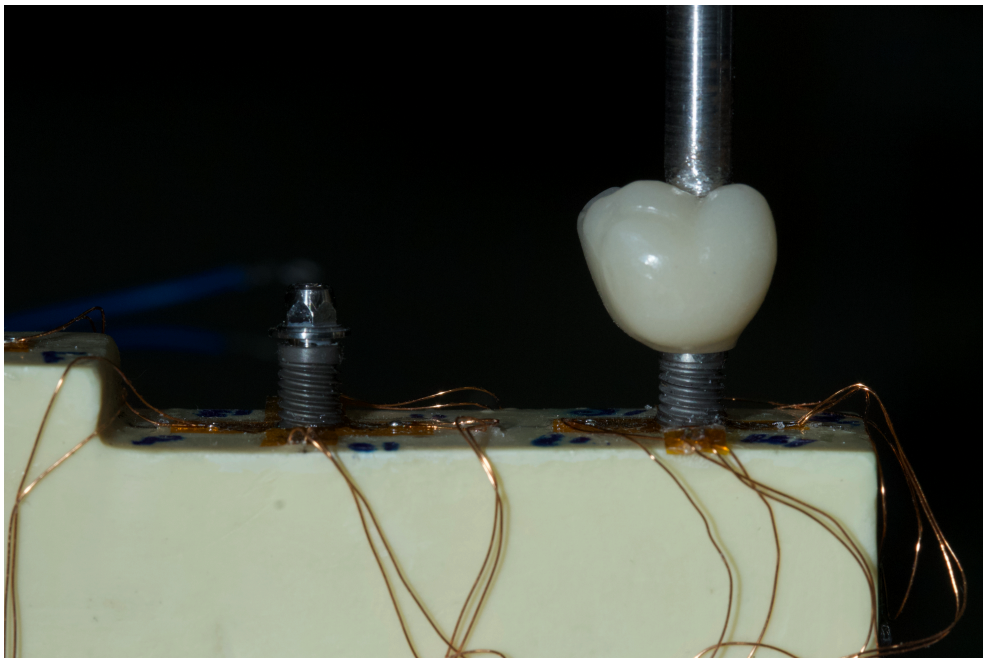
Foram realizadas repetições de três aplicações de carga, para cada coroa, de cada material restaurador em cada um dos implantes, dos 7 blocos utilizados, totalizando 1.344 aplicações de carga (Figura 18).

Figura 18 - Ensaios realizados com DAC



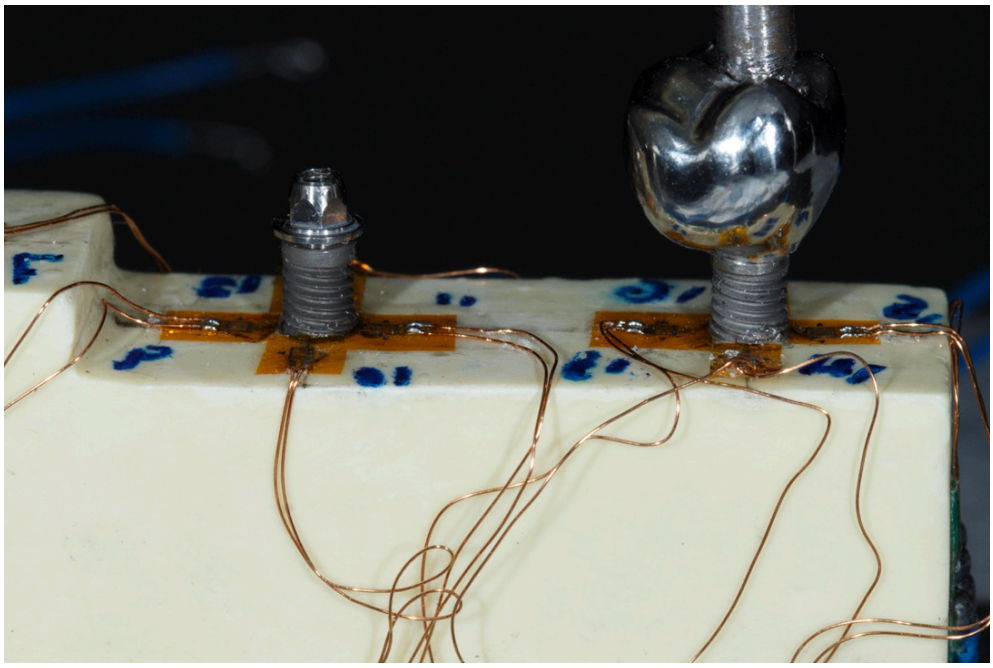
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 19 - Carregamento estatico, puramente axial (Coroa Resina)



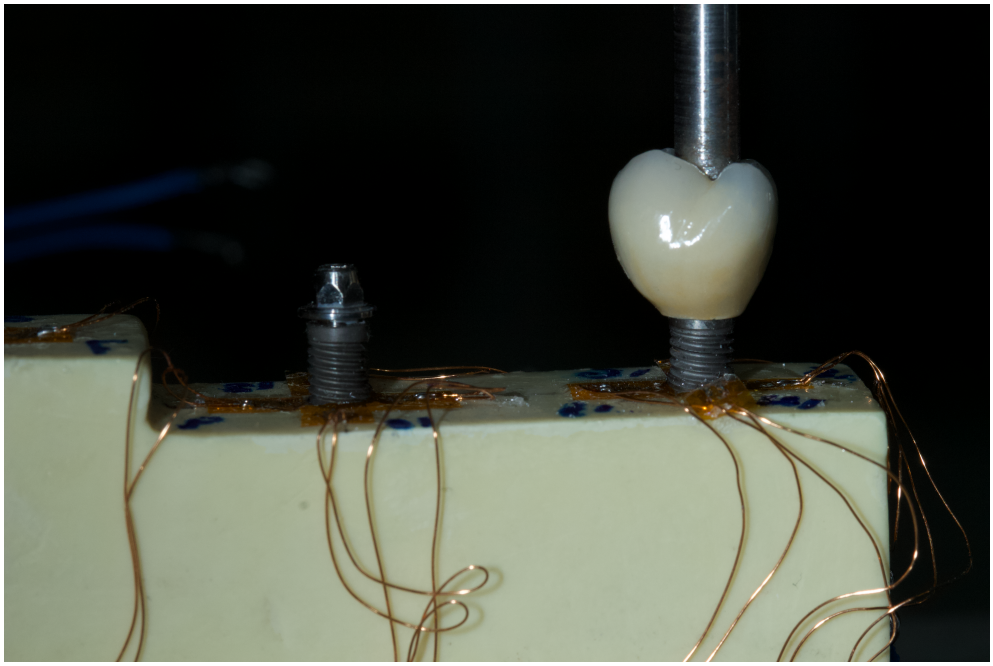
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 20 - Carregamento estatico, puramente axial (Coroa Cobalto-Cromo)



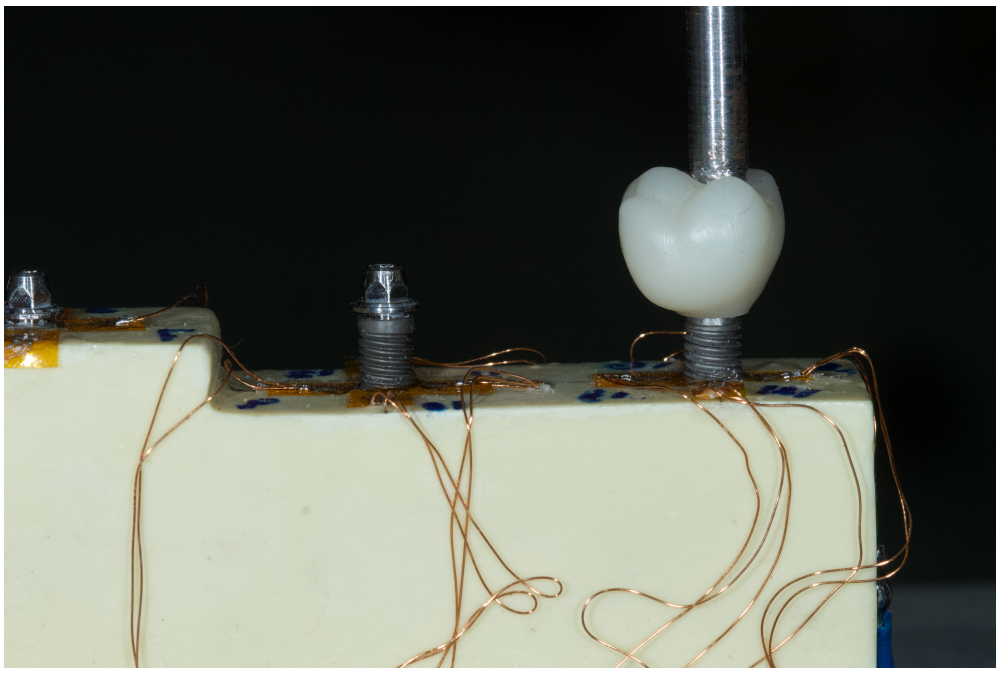
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 21 - Carregamento estático, puramente axial (Coroa Metalo-Cerâmica)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 22 - Carregamento estático, puramente axial (Coroa Zircônia)



Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.8 Delineamento experimental

Neste experimento será realizado este tipo de delineamento.

7x2x2x4x3 - 7 Blocos (copos de prova); 2 níveis ósseos (Sem perda óssea com perda óssea); 2 Plataformas de implante (Hexágono externo e Cone Morse); 4 Diferentes materiais restauradores (Resina Acrílica, Metalo-Ceramica, Cobalto-Cromo e Zirconia); 3 repetições.

5 RESULTADOS

5.1 Analise por extensometria linear

Resultados da análise estatística

Os dados obtidos pelos quatro extensômetros ao redor dos implantes, de diferentes plataformas, com níveis diferentes de inserção óssea e reabilitados em quatro diferentes materiais restauradores, sob três repetições, foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais (GraphPad Prism, GraphPad Software, version 4.00, 2003 e Excell pacote Microsoft Office 365). A estatística descritiva consiste no cálculo de médias e desvios padrões. Adicionalmente, os gráficos apresentam as médias de variação entre os pontos de aplicação para cada implante e material de coroa. Por fim, para cada tipo de coroa foram aplicados dois testes t-Student, comparando as médias dos quatro pontos de aplicação nos 7 corpos de prova avaliados, para os implantes Hexágono Externo sem perda óssea x Cone Morse sem perda óssea e Hexágono Externo com perda óssea x Cone Morse com perda óssea.

5.2.1 Análise descritiva

5.2.1.1 - Coroa cobalto cromo

A Tabela 1 apresenta a análise descritiva das médias dos valores de microdeformação obtidos em cada um dos corpos de prova, nos implantes Hexágono Externo – sem perda óssea, Cone Morse – sem perda óssea, Cone Morse – com perda óssea e Hexágono Externo – com perda óssea, em cada ponto de aplicação (sensor), cujo material da coroa é Cobalto Cromo. A maior média de microdeformação (818,5080) pode ser observada no cone morse com perda óssea, no ponto de aplicação 9. A menor média de microdeformação (337,1511) pode ser observada no hexágono externo com perda óssea, no ponto de aplicação 13. O menor desvio padrão (171,1276) pode ser observado no hexágono externo com perda óssea, no ponto de aplicação 16.

Tabela 1 - Valores de microdeformação obtidos em cada ponto de leitura (extensômetro) nos implantes com coroa de material cobalto-cromo

Continua

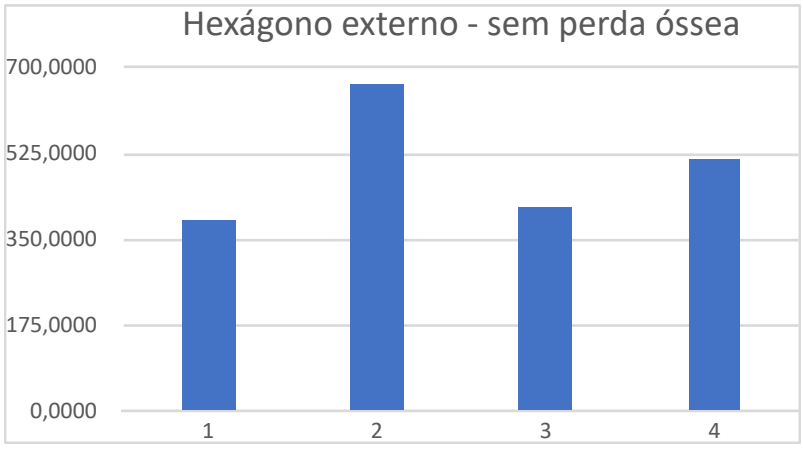
IMPLANTE	SENSOR	QTDE CORPOS DE PROVA	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO
HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA ÓSSEA	1	7	389,8558	460,0957	118,02
	2	7	667,6620	533,3843	79,89
	3	7	417,5726	548,4591	131,34
	4	7	516,8201	175,0120	33,86
CONE MORSE SEM PERDA ÓSSEA	5	7	593,3231	400,4311	67,49
	6	7	356,1132	358,6553	100,71
	7	7	525,5985	447,9814	85,23

	8	7	663,4939	399,6970	60,24
CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA	**9**	7	818,5080	562,7364	68,75
	10	7	728,7988	566,1482	77,68
	11	7	524,6365	582,9852	111,12
	12	7	623,5591	561,1129	89,99
HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	**13**	7	337,1511	261,5160	77,57
	14	7	364,2340	491,2552	134,87
	15	7	410,1793	208,9535	50,94
	16	7	526,3325	171,1276	32,51

Fonte: Elaborado pelo autor.

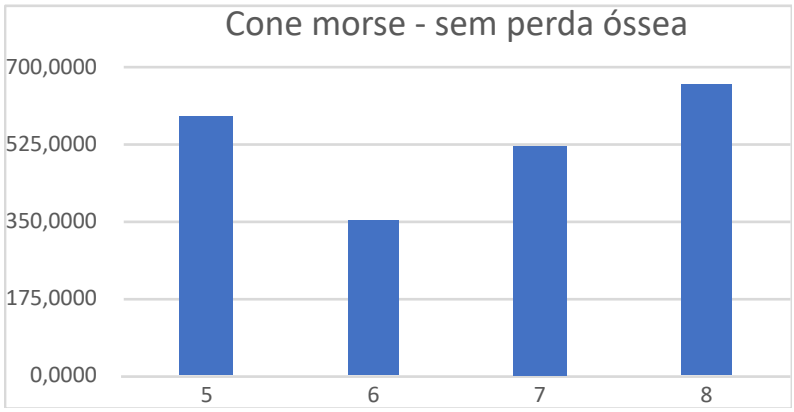
Os gráficos a seguir apresentam as comparações das variações médias entre os quatro pontos de leitura (extensômetro) para cada implante, utilizando a coroa de material cobalto cromo.

Gráfico 1 – comparação das variações médias entre os extensômetros 1 à 4 no implante Hexágono Externo sem perda óssea



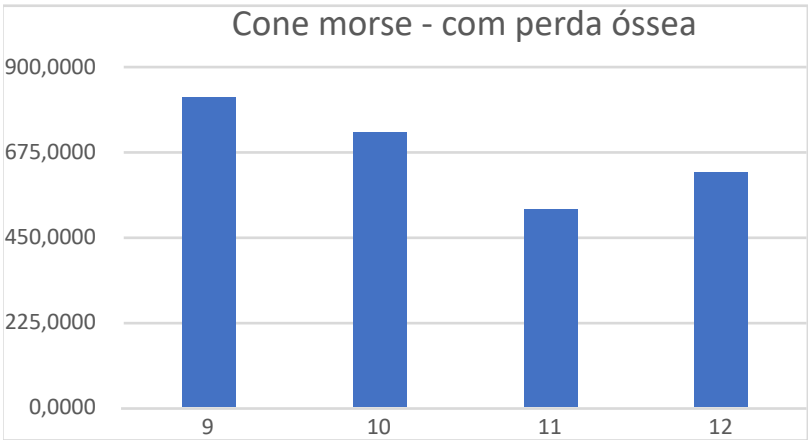
Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 2 – comparação das variações médias entre os extensômetros 5 a 8 no implante Cone Morse sem perda óssea



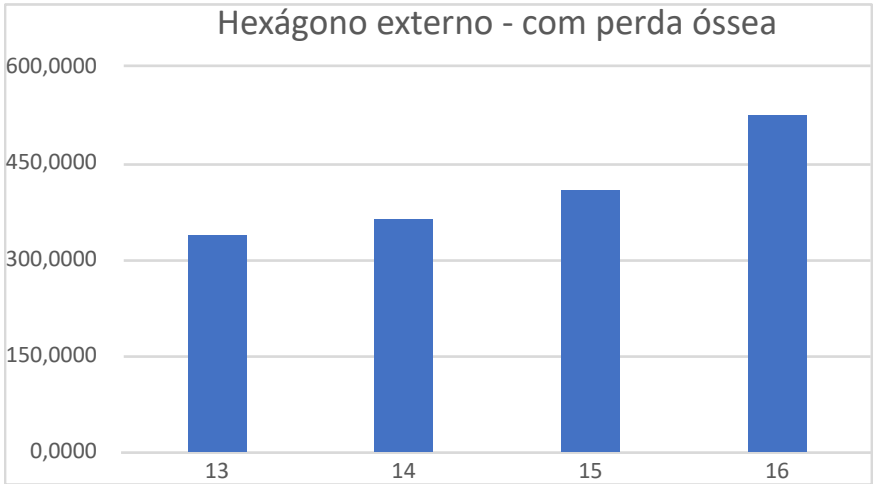
Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 3 – comparação das variações médias entre os extensômetros 9 a 12 no implante Cone Morse com perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 4 – comparação das variações médias entre os extensômetros 13 a 16 no implante Hexágono externo com perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 2 a seguir apresenta os resultados do teste t-Student realizado, comparando as médias entre os valores obtidos pelos quatros extensômetros, para 7 corpos de prova, ao redor dos implantes Hexágono Externo sem perda óssea X Cone Morse sem perda óssea. Para esse estudo, considerou-se o nível de significância 5%. O teste F apresentou valor de 0,2487, maior do que o nível de significância, demonstrando que as variâncias entre os dois implantes são supostamente iguais. Portanto, para as variâncias supostamente iguais, realizou o teste T do tipo variação igual entre duas amostras, que apresentou o valor 0,4157, maior do que o nível de significância, determinando-se que, devido à não rejeição de hipótese nula, não existe diferença significativa entre as médias de microdeformação dos dois implantes.

Tabela 2 – Valores comparativos para as médias de microdeformação nos implantes Hexágono Externo sem perda óssea X Cone Morse sem perda óssea

	HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA ÓSSEA	CONE MORSE SEM PERDA ÓSSEA
Bloco 01	1299,4339	582,9832
Bloco 02	446,8671	760,5536
Bloco 03	309,0507	382,8479
Bloco 04	189,7776	272,2704
Bloco 05	602,5821	825,0620
Bloco 06	422,9829	659,0137
Bloco 07	215,1492	259,6944
Média	**497,9776**	**534,6322**

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados obtidos dos valores em média de deformação foram submetidos a análise estatística inferencial, pela análise de variância de medidas repetidas de fator único. Escolheu-se o nível de significância convencional de 5%. As análises inferenciais estão representadas nas tabelas 3 e 4, apresentando os efeitos dos fatores primários (hexágono externo sem perda óssea e cone morse sem perda óssea) e de sua interação.

Tabela 3 - Análise de variância de medidas repetidas fator único para as médias de deformação em relação aos valores obtidos pelos quatro extensômetros

Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA ÓSSEA	7	3485,843484	497,9776406	145363,88
CONE MORSE SEM PERDA ÓSSEA	7	3742,425203	534,6321718	53443,59252

Fonte: Elaborado pelo autor.

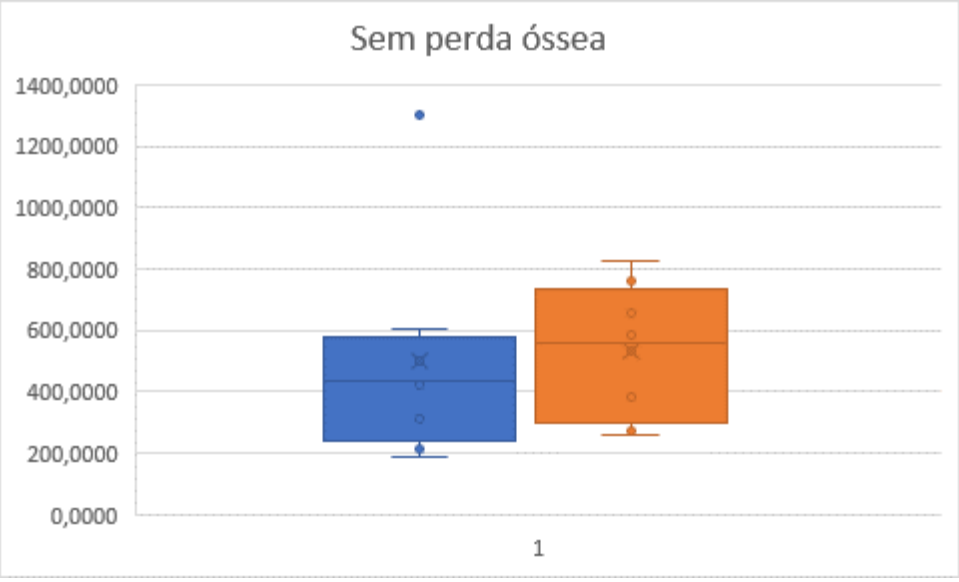
Tabela 4 – Valores comparativos para as médias de deformação nos implantes hexágono Externo sem perda óssea X Cone Morse sem perda óssea – ANOVA fator único

Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	4702,441314	1	4702,441314	0,047306485	0,83147262	4,747225 3
Dentro dos grupos	1192844,835	12	99403,73624			
Total	1197547,276	13				

Legenda: SQ: soma quadrática; GL: grau de liberdade; MQ: média quadrática; F: fator F.Diferenças estatisticamente insignificantes (p>0,05)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 5 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação em relação aos implantes Hexágono Externo sem perda óssea e Cone Morse sem perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados obtidos dos valores em média de deformação foram submetidos a análise estatística inferencial, pela análise de variância de medidas repetidas de fator único. Escolheu-se o nível de significância convencional de 5%. As análises inferenciais estão representadas nas tabelas 5 e 6, apresentando os efeitos dos fatores primários (hexágono externo com perda óssea e cone morse com perda óssea) e de sua interação.

Tabela 5 - Análise de variância de medidas repetidas fator único para as médias de deformação em relação aos quatro extensômetros

Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	7	2866,32	409,4742146	25351,14715
CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA	7	4717,129	673,8755876	155542,9958

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 6 – Valores comparativos para as médias de deformação nos implantes hexágono Externo com perda óssea X Cone Morse com perda óssea – ANOVA fator único

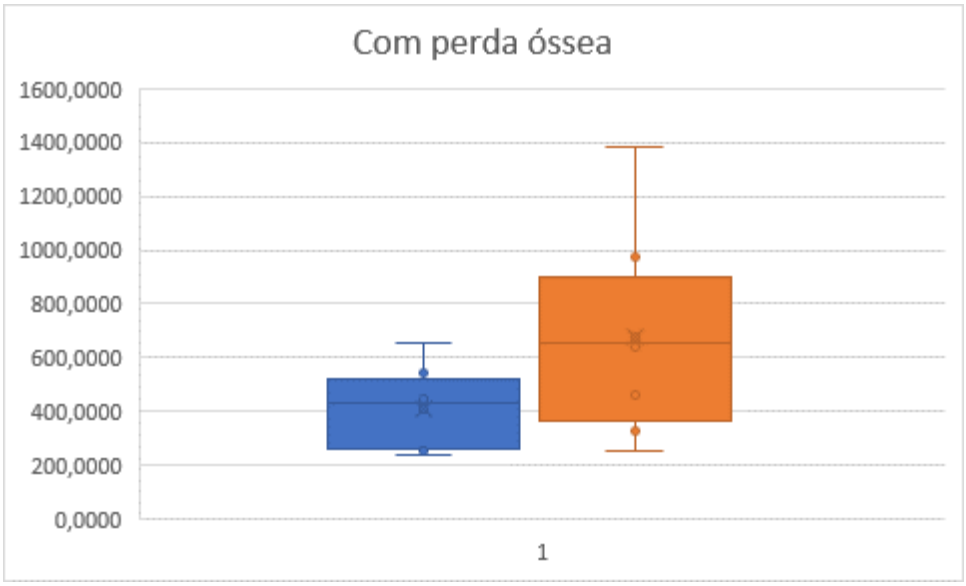
Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	244678,3012	1	244678,3012	2,705209767	0,125943203	4,747225 3
Dentro dos grupos	1085364,858	12	90447,0715			
Total	1330043,159	13				

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

Diferenças estatisticamente insignificantes (p>0,05)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 6 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação em relação aos implantes Hexágono Externo sem perda óssea e Cone Morse sem perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 8 a seguir apresenta os resultados do teste t-Student realizado, comparando as médias entre os 4 pontos de aplicação para 7 corpos de prova, para os implantes Hexágono Externo com perda óssea X Cone Morse com perda óssea. Para esse estudo, considerou-se o nível de significância 5%. O teste F apresentou valor de 0,0441, menor do que o nível de significância, demonstrando que as variâncias entre os dois implantes são supostamente diferentes. Portanto, para as variâncias supostamente diferentes, realizou o teste T do tipo variação diferente entre duas amostras, que apresentou o valor 0,0695, maior do que o nível de significância, determinando-se que, devido à não rejeição de hipótese nula, não existe diferença significativa entre as médias de deformação dos dois implantes.

Tabela 8 – Valores comparativos para as médias de microdeformação nos implantes Hexágono Externo com perda óssea X Cone Morse com perda óssea

	HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA
Bloco 01	446,1905	635,4976
Bloco 02	278,2843	255,2341
Bloco 03	236,5522	975,7837
Bloco 04	459,1788	328,7653
Bloco 05	251,7690	683,0838
Bloco 06	543,1198	1380,7081
Bloco 07	651,2248	458,0567
Média	**409,4742**	**673,8756**

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2.1.2 - Coroa metalo-cerâmica

A Tabela 9 apresenta a análise descritiva das médias dos valores de microdeformação obtidos em cada um dos corpos de prova, nos implantes Hexágono Externo – sem perda óssea, Cone Morse – sem perda óssea, Cone Morse – com perda óssea e Hexágono Externo – com perda óssea, em cada extensômetros (sensor), cujo material da coroa é Metalo-Cerâmica. A maior média de microdeformação (884,9336) pode ser observada no cone morse com perda óssea, no extensômetros 9. A menor média de microdeformação

(157,0326) pode ser observada no hexágono externo com perda óssea, no extensômetro 13. O menor desvio padrão (167,9594) pode ser observado no hexágono externo com perda óssea , no extensômetro 15.

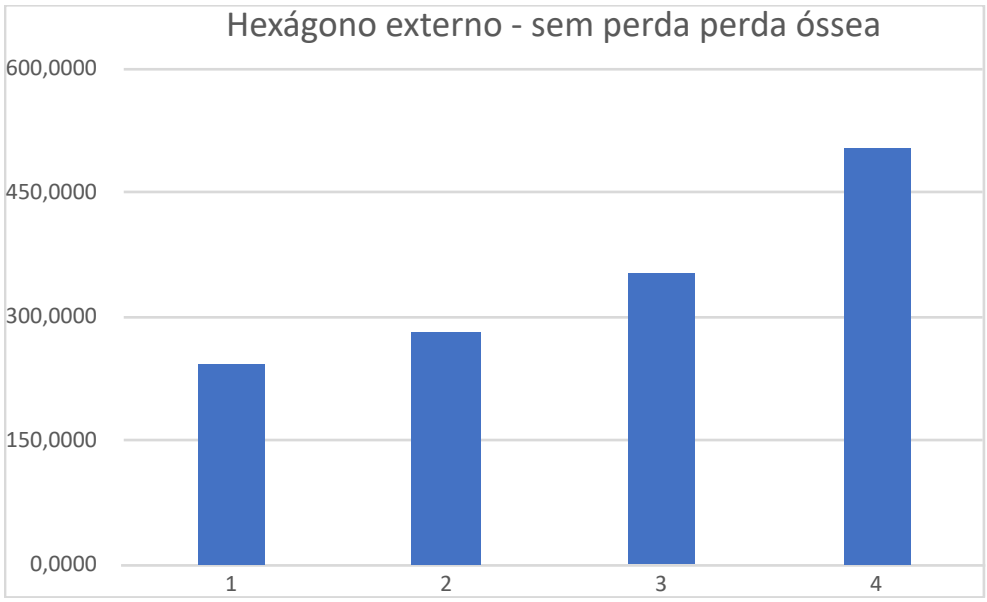
Tabela 9 - Valores de microdeformação obtidos em cada ponto de leitura (extensômetro) nos implantes com coroa de material metalo-cerâmica

IMPLANTE	SENSOR	QTDE CORPOS DE PROVA	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO
HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA ÓSSEA	1	7	243,7437	173,7597	71,29
	2	7	280,9538	258,8929	92,15
	3	7	353,3485	304,6968	86,23
	4	7	504,5458	319,0522	63,24
CONE MORSE SEM PERDA ÓSSEA	5	7	564,8623	511,5104	90,55
	6	7	485,1530	264,1682	54,45
	7	7	432,7590	442,0510	102,15
	8	7	525,7398	262,2143	49,88
CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA	9	7	884,9336	444,5151	50,23
	10	7	369,0007	344,9333	93,48
	11	7	382,2108	301,9200	78,99
	12	7	293,4264	320,9480	109,38
HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	13	7	157,0326	168,8993	107,56
	14	7	484,6238	393,5433	81,21
	15	7	266,1758	167,9594	63,10
	16	7	500,6039	363,5297	72,62

Fonte: Elaborado pelo autor.

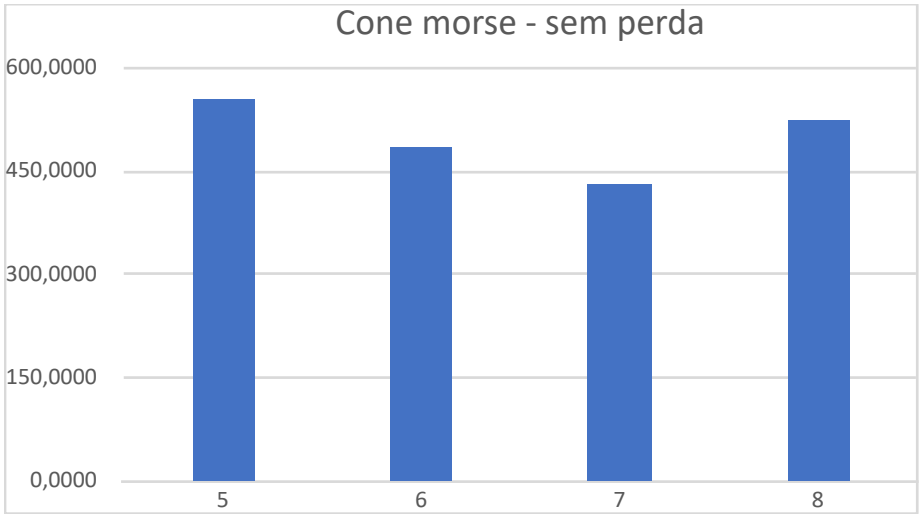
Os gráficos a seguir apresentam as comparações das variações médias entre os quatro pontos de leitura (extensômetro) para cada implante, utilizando a coroa de material metalo-cerâmica.

Gráfico 7 – comparação das variações médias entre os extensômetros 1 à 4 no implante Hexágono Externo sem perda óssea



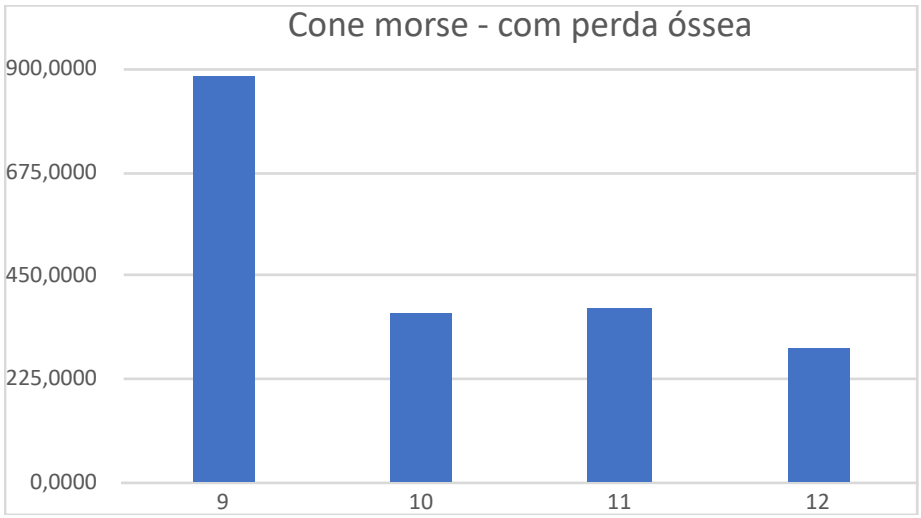
Fonte: Elaborado pelo autor

Gráfico 8 – comparação das variações médias entre os extensômetros 5 à 8 no implante Cone Morse sem perda óssea.



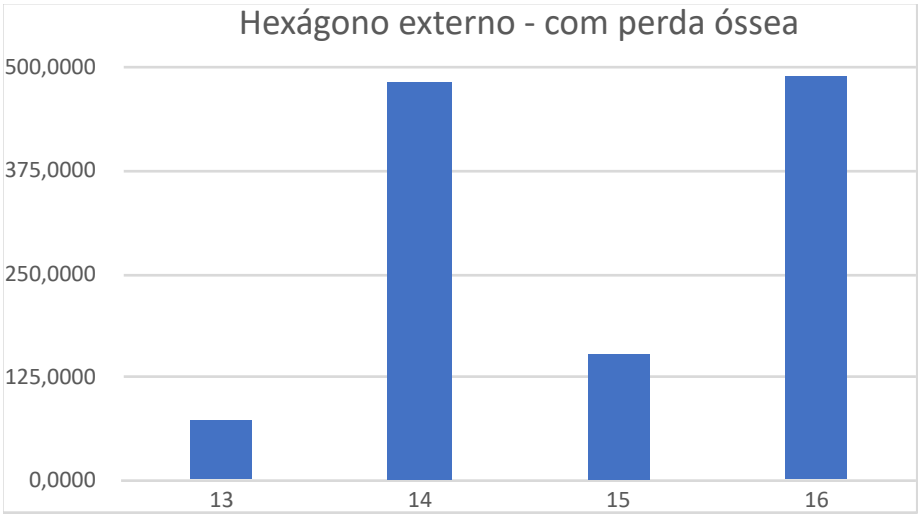
Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 9 – comparação das variações médias entre os extensômetros 9 à 12 no implante Cone Morse com perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 10 – comparação das variações médias entre os extensômetros 13 à 16 no implante Hexágono externo com perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 10 a seguir apresenta os resultados do teste t-Student realizado, comparando as médias entre os 4 pontos de aplicação para 7 corpos de prova, para os implantes Hexágono Externo sem perda óssea X Cone Morse sem perda óssea. Para esse estudo, considerou-se o nível de significância 5%. O teste F apresentou valor de 0,1189, maior do que o nível de significância, demonstrando que as variâncias entre os dois implantes são supostamente iguais. Portanto, para as variâncias supostamente iguais, realizou o teste T do tipo variação igual entre duas amostras, que apresentou o valor 0,0714, maior do que o nível de significância, determinando-se que, devido à não rejeição de hipótese nula, não existe diferença significativa entre as médias de microdeformação dos dois implantes.

Tabela 10 – Valores comparativos para as médias de microdeformação nos implantes Hexágono Externo sem perda óssea X Cone Morse sem perda óssea

	HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA ÓSSEA	CONE MORSE SEM PERDA ÓSSEA
Bloco 01	565,8314	593,1279
Bloco 02	336,0620	302,3168
Bloco 03	302,6516	781,7624
Bloco 04	181,2219	265,2299
Bloco 05	412,6223	716,6665
Bloco 06	304,1621	645,0394
Bloco 07	316,9843	210,7568
Média	**345,6479**	**502,1285**

Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados obtidos dos valores em média de deformação foram submetidos a análise estatística inferencial, pela análise de variância de medidas repetidas de fator único. Escolheu-se o nível de significância convencional de 5%. As análises inferenciais estão representadas nas tabelas 10 e 11, apresentando os efeitos dos fatores primários (hexágono externo sem perda óssea e cone morse sem perda óssea) e de sua interação.

Tabela 11 - Análise de variância de medidas repetidas fator único para as médias de deformação em relação aos quatro pontos de aplicação

Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA	7	2419,536	345,6479462	14080,92206
CONE MORSE SEM PERDA	7	3514,98	502,1285168	55644,86798

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 12 – Valores comparativos para as médias de deformação nos implantes hexágono Externo sem perda óssea X Cone Morse sem perda óssea – ANOVA fator único

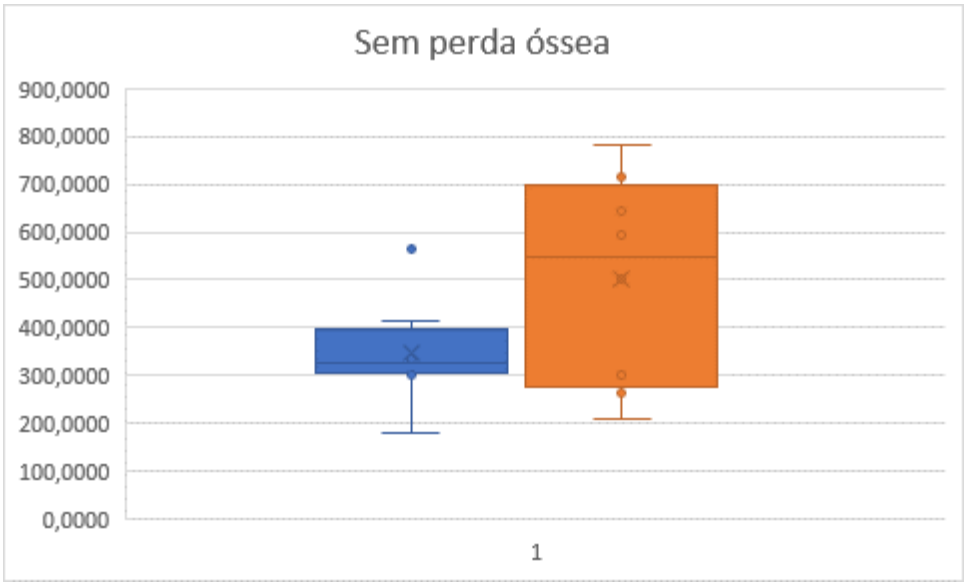
Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	85701,591433	1	85701,591433	2,45824655	0,142888035	4,747225 3
Dentro dos grupos	418354,7403	12	34862,89502			
Total	504056,3317	13				

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

Diferenças estatisticamente insignificantes (p>0,05)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 11 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação em relação aos implantes Hexágono Externo sem perda óssea e Cone Morse sem perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados obtidos dos valores em média de deformação foram submetidos a análise estatística inferencial, pela análise de variância de medidas repetidas de fator único. Escolheu-se o nível de significância convencional de 5%. As análises inferenciais estão representadas nas tabelas 13 e 14, apresentando os efeitos dos fatores primários (hexágono externo com perda óssea e cone morse com perda óssea) e de sua interação.

Tabela 13 - Análise de variância de medidas repetidas fator único para as médias de deformação em relação aos quatro pontos de leitura (extensômetro)

Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	7	2464,763	352,109046	25975,87364
CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA	7	3376,75	482,3929032	27168,20997

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 14 – Valores comparativos para as médias de deformação nos implantes hexágono Externo com perda óssea X Cone Morse com perda óssea – ANOVA fator único

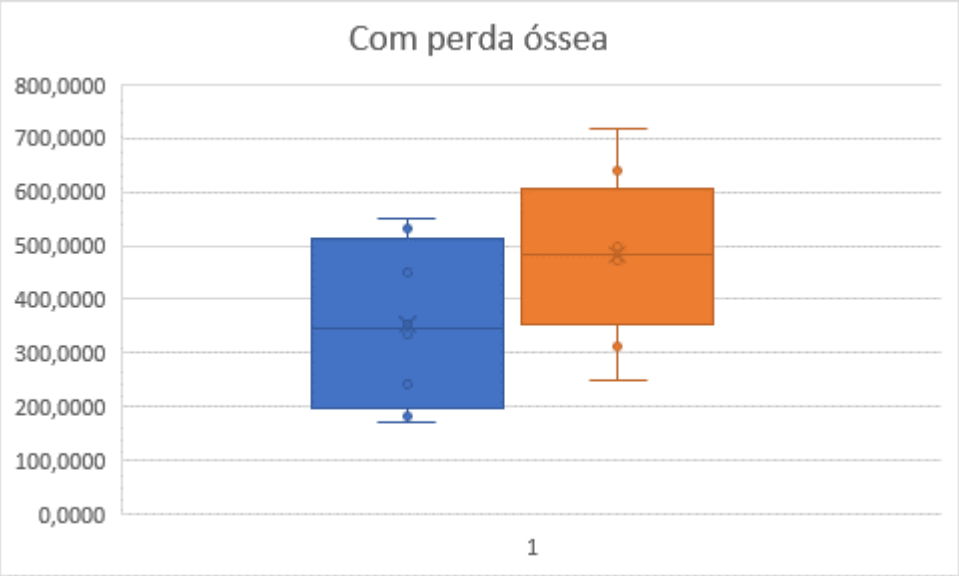
Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	59408,59204	1	59408,59204	2,235755629	0,160677639	4,7472253
Dentro dos grupos	318864,5016	12	26572,0418			
Total	378273,0937	13				

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

Diferenças estatisticamente insignificantes (p>0,05)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 12 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação em relação aos implantes Hexágono Externo com perda óssea e Cone Morse com perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 15 a seguir apresenta os resultados do teste t-Student realizado, comparando as médias entre os 4 pontos de aplicação para 7 corpos de prova, para os implantes Hexágono Externo com perda óssea X Cone Morse com perda óssea. Para esse estudo, considerou-se o nível de significância 5%. O teste F apresentou valor de 0,9579, maior do que o nível de significância, demonstrando que as variâncias entre os dois implantes são supostamente iguais. Portanto, para as variâncias supostamente iguais, realizou o teste T do tipo variação igual entre duas amostras, que apresentou o valor 0,0803, maior do que o nível de significância, determinando-se que, devido à não rejeição de hipótese nula, não existe diferença significativa entre as médias de microdeformação dos dois implantes.

Tabela 15 – Valores comparativos para as médias de microdeformação nos implantes Hexágono Externo com redução óssea X Cone Morse com perda óssea

	HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA
Bloco 01	550,1916	473,0918
Bloco 02	336,0034	641,1185
Bloco 03	242,0168	484,6779
Bloco 04	451,2591	249,8873
Bloco 05	180,2074	716,6665
Bloco 06	532,6225	497,8578
Bloco 07	172,4626	313,4504
Média	**352,1090**	**482,3929**

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2.1.3 - Coroa resina

A Tabela 16 apresenta a análise descritiva das médias dos valores de microdeformação obtidos em cada um dos corpos de prova, nos implantes Hexágono Externo – sem perda óssea, Cone Morse – sem perda óssea, Cone Morse – com perda óssea e Hexágono Externo – com perda óssea, em cada ponto de leitura (extensômetro), cujo material da coroa é Resina. A maior média de microdeformação (807,9537) pode ser observada no hexágono externo com perda, no extensômetros 16. A menor média de microdeformação (215,6685) pode ser observada no cone morse sem perda, no ponto de aplicação 6. O menor desvio padrão (193,1576) pode ser observado no hexágono externo sem perda, no extensômetros 3.

Tabela 16 - Valores de microdeformação obtidos em cada extensômetros nos implantes com coroa de material resina

Continua

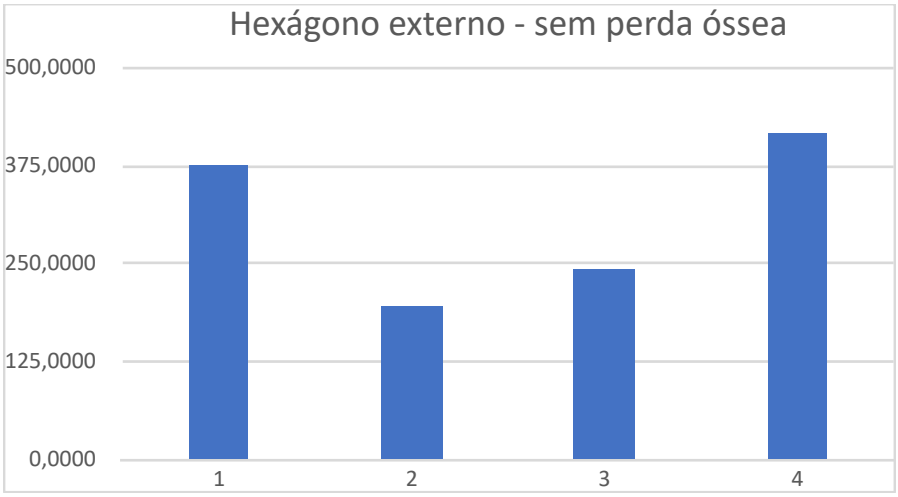
IMPLANTE	SENSOR	QTDE CORPOS DE PROVA	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO
HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA ÓSSEA	1	7	374,2498	404,0869	107,97
	2	7	335,9540	319,8767	95,21
	3	7	243,0872	193,1576	79,46
	4	7	415,7028	385,6748	92,78
CONE MORSE SEM PERDA ÓSSEA	5	7	596,5096	561,3205	94,10
	6	7	215,6685	289,8689	134,40
	7	7	470,8000	385,0104	81,78
	8	7	448,4294	276,3128	61,62
	9	7	653,7504	448,0069	68,53

CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA	**10**	7	247,1128	241,8112	97,85
	11	7	462,1773	404,7628	87,58
	12	7	358,0334	271,9910	75,97
HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	**13**	7	479,4845	215,6696	44,98
	14	7	607,7644	591,8637	97,38
	15	7	248,5958	225,0815	90,54
	16	7	807,9537	539,5948	66,79

Fonte: Elaborado pelo autor.

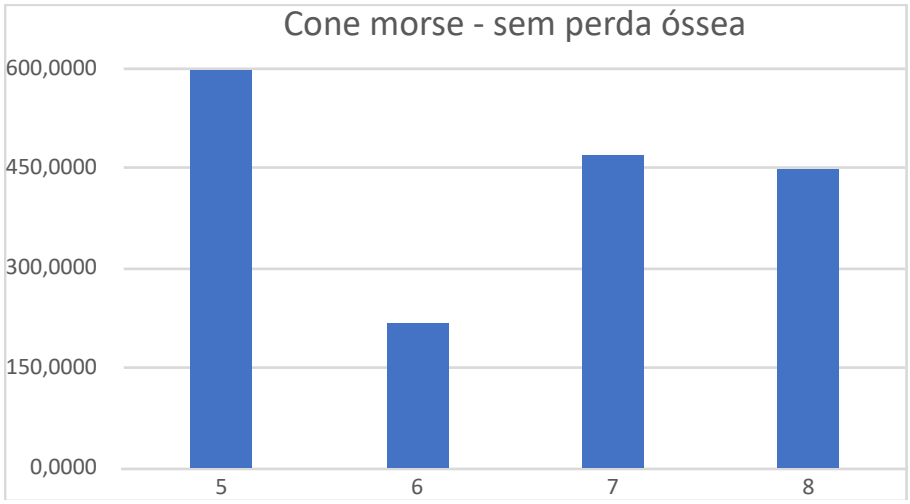
Os gráficos a seguir apresentam as comparações das variações médias entre os quatro pontos de leitura (extensômetros) para cada implante, utilizando a coroa de material resina.

Gráfico 13 – comparação das variações médias entre os extensômetros 1 à 4 no implante Hexágono Externo sem perda óssea



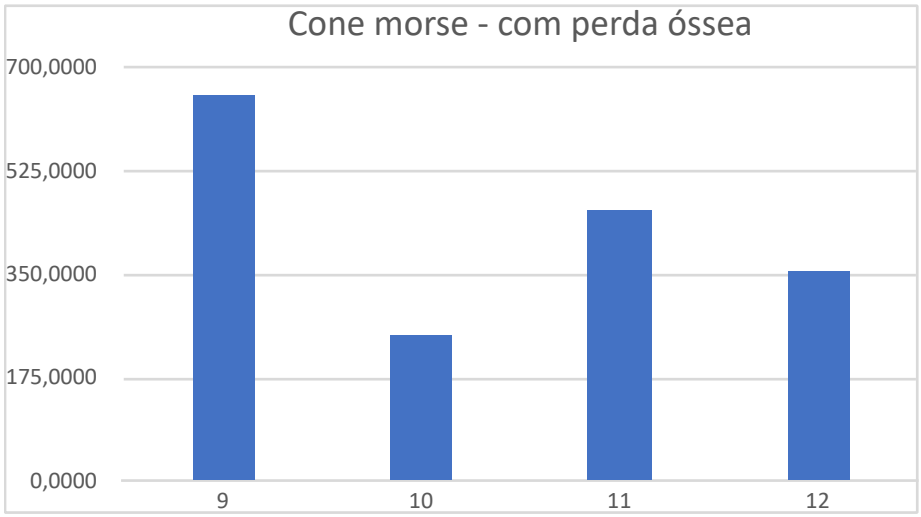
Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 14 – comparação das variações médias entre os extensômetros 5 à 8 no implante Cone Morse sem perda óssea



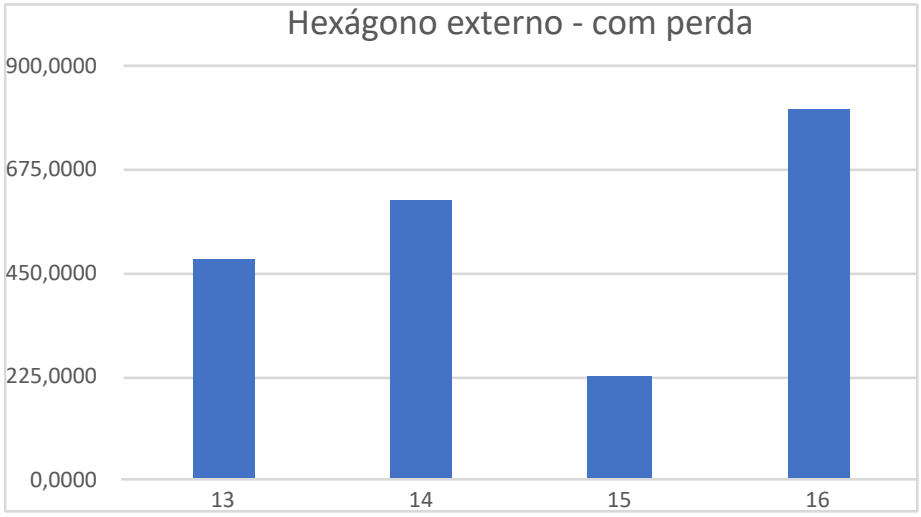
Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 15 – comparação das variações médias entre os extensômetros 9 à 12 no implante Cone Morse com perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 16 – comparação das variações médias entre os extensômetros 13 à 16 no implante Hexágono externo com perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados obtidos dos valores em média de deformação foram submetidos a análise estatística inferencial, pela análise de variância de medidas repetidas de fator único. Escolheu-se o nível de significância convencional de 5%. As análises inferenciais estão representadas nas tabelas 17 e 19, apresentando os efeitos dos fatores primários (hexágono externo sem perda óssea e cone morse sem perda óssea) e de sua interação.

Tabela 17 - Análise de variância de medidas repetidas fator único para as médias de deformação em relação aos quatro extensômetros

Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA ÓSSEA	7	2395,739	342,2484545	50681,38332
CONE MORSE SEM REDUÇÃO PERDA ÓSSEA	7	3029,963	432,8518817	38479,38464

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 18 – Valores comparativos para as médias de deformação nos implantes hexágono Externo sem perda óssea X Cone Morse sem perda óssea – ANOVA fator único

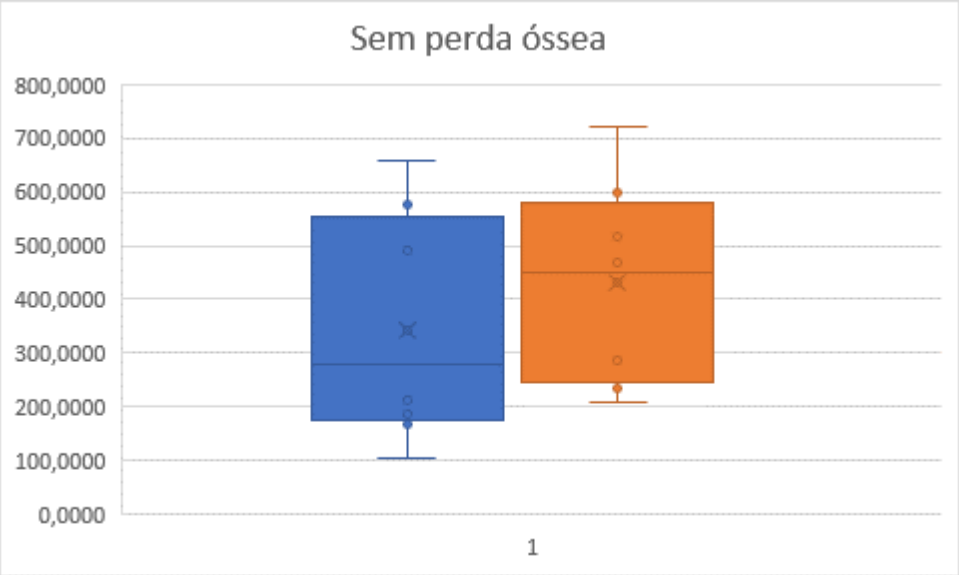
Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	28731,433358	1	28731,433358	0,644486005	0,437702738	4,7472253
Dentro dos grupos	534964,6078	12	44580,38398			
Total	563696,0413	13				

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

Diferenças estatisticamente insignificantes (p>0,05)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 17 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação em relação aos implantes Hexágono Externo sem perda óssea e Cone Morse sem perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados obtidos dos valores em média de deformação foram submetidos a análise estatística inferencial, pela análise de variância de medidas repetidas de fator único. Escolheu-se o nível de significância convencional de 5%. As análises inferenciais estão representadas nas tabelas 19 e 20, apresentando os efeitos dos fatores primários (hexágono externo com perda óssea e cone morse com perda óssea) e de sua interação.

Tabela 19 - Análise de variância de medidas repetidas fator único para as médias de deformação em relação aos quatro extensômetros

Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	7	3751,647	535,9496032	114153,5268
CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA	7	3011,879	430,2684639	36951,23676

Fonte: Elaborado pelo autor.

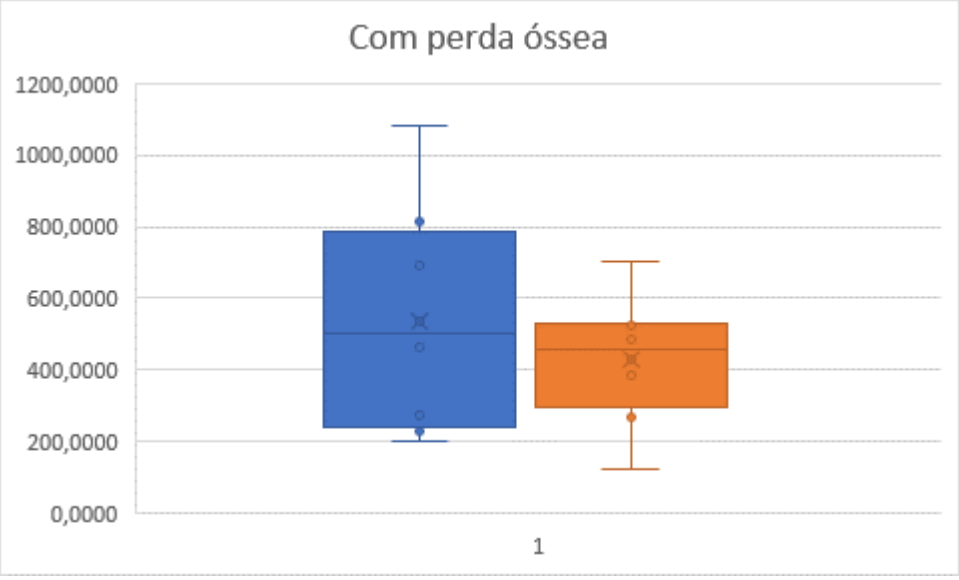
Tabela 20 – Valores comparativos para as médias de deformação nos implantes hexágono Externo com perda óssea X Cone Morse com perda óssea – ANOVA fator único

Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	39089,76123	1	39089,76123	0,51738622	0,485731405	4,7472253
Dentro dos grupos	906628,5812	12	75552,38177			
Total	945718,3424	13				

Legenda: SQ: soma quadrática; GL: grau de liberdade; MQ: média quadrática; F: fator F.Diferenças estatisticamente insignificantes (p>0,05).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 18 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação em relação aos implantes Hexágono Externo com perda óssea e Cone Morse com perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 21 a seguir apresenta os resultados do teste t-Student realizado, comparando as médias entre os extensômetros, para 7 corpos de prova, para os implantes Hexágono Externo sem redução óssea X Cone Morse sem perda óssea. Para esse estudo, considerou-se o nível de significância 5%. O teste F apresentou valor de 0,7466, maior do que o nível de significância, demonstrando que as variâncias entre os dois implantes são supostamente iguais. Portanto, para as variâncias supostamente iguais, realizou o teste T do tipo variação igual entre duas amostras, que apresentou o valor 0,2189, maior do que o nível de significância, determinando-se que, devido à não rejeição de hipótese nula, não existe diferença significativa entre as médias de microdeformação dos dois implantes.

Tabela 21 – Valores comparativos para as médias de microdeformação nos implantes Hexágono Externo sem perda óssea X Cone Morse sem perda óssea

	HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA	CONE MORSE SEM PERDA
Bloco 01	575,5180	516,1912
Bloco 02	491,6530	285,7684
Bloco 03	213,4546	232,3326
Bloco 04	184,2675	466,9263
Bloco 05	168,7936	720,3754
Bloco 06	657,3522	599,9076
Bloco 07	104,7003	208,4618
Média	**342,2485**	**432,8519**

Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 22 a seguir apresenta os resultados do teste t-Student realizado, comparando as médias entre os 4 extensômetros, para 7 corpos de prova, para os implantes Hexágono Externo com redução óssea X Cone Morse com perda óssea. Para esse estudo, considerou-se o nível de significância 5%. O teste F apresentou valor de 0,1957, maior do que o nível de significância, demonstrando que as variâncias entre os dois implantes são supostamente iguais. Portanto, para as variâncias supostamente iguais, realizou o teste T do tipo variação igual entre duas amostras, que apresentou o valor 0,2429, maior do que o nível de significância, determinando-se que, devido à não rejeição de hipótese nula, não

existe diferença significativa entre as médias de microdeformação dos dois implantes.

Tabela 22 – Valores comparativos para as médias de microdeformação nos implantes Hexágono Externo com perda óssea X Cone Morse com perda óssea

	HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	**CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA**
Bloco 01	229,2478	531,9066
Bloco 02	270,6263	265,0903
Bloco 03	690,1130	484,5543
Bloco 04	464,6999	119,7959
Bloco 05	198,0738	702,5702
Bloco 06	816,2105	522,8299
Bloco 07	1082,6759	385,1321
Média	**535,9496**	**430,2685**

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2.1.3 - Coroa zircônia

A Tabela 23 apresenta a análise descritiva das médias dos valores de microdeformação obtidos em cada um dos corpos de prova, nos implantes Hexágono Externo – sem perda óssea, Cone Morse – sem perda óssea, Cone Morse – com perda óssea e Hexágono Externo – com perda óssea, em cada ponto de aplicação (sensor), cujo material da coroa é Zircônia. A maior média de microdeformação (840,9295) pode ser observada no hexágono externo com perda óssea, no extensômetros 13. A menor média de microdeformação (234,3218) pode ser observada no hexágono externo sem redução, no extensômetro 2. O menor desvio padrão (204,5778) pode ser observado no hexágono externo sem perda óssea, no extensômetro 2.

Tabela 23- Valores de microdeformação obtidos em cada extensômetro nos implantes com coroa de material zircônia

Continua

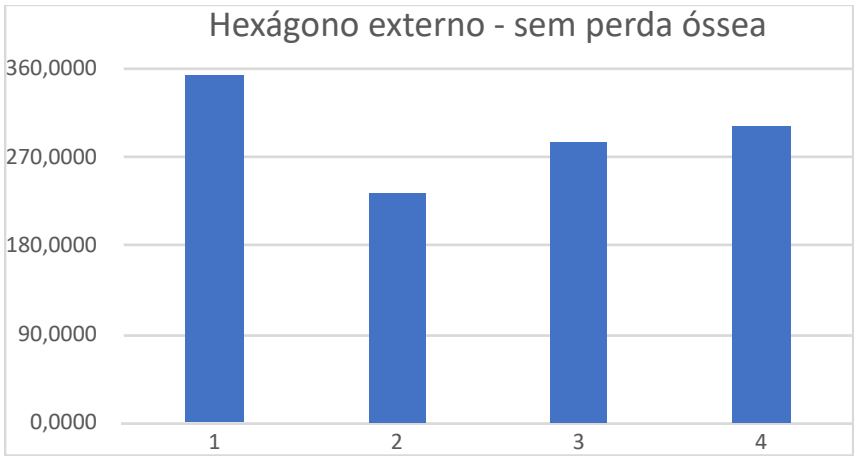
IMPLANTE	SENSOR	QTDE CORPOS DE PROVA	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO
HEXÁGONO EXTERNO SEM RPERDA ÓSSEA	1	7	352,8625	281,9882	79,91
	2	7	234,3218	204,5778	87,31
	3	7	346,3872	252,8602	73,00
	4	7	301,1454	365,2746	121,30
CONE MORSE SEM PERDA ÓSSEA	5	7	433,2035	467,5488	107,93
	6	7	358,8152	241,0576	67,18
	7	7	427,3120	376,2462	88,05
	8	7	608,8837	321,6372	52,82

CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA	**9**	7	575,5387	588,2692	102,21
	10	7	682,0217	439,9304	64,50
	11	7	492,0090	312,0407	63,42
	12	7	341,9459	295,2952	86,36
HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	**13**	7	840,9295	442,5787	52,63
	14	7	284,5844	247,4782	86,96
	15	7	431,5506	483,8180	112,11
	16	7	695,2182	425,5276	61,21

Fonte: Elaborado pelo autor.

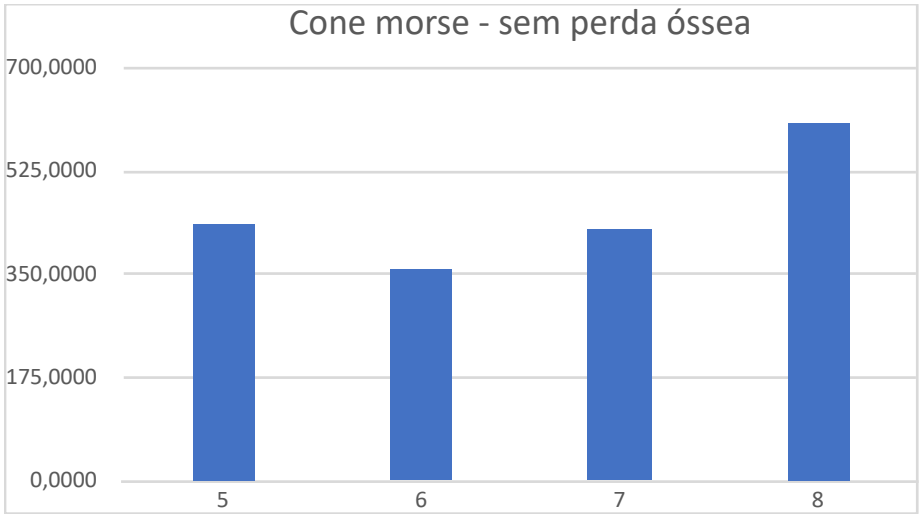
Os gráficos a seguir apresentam as comparações das variações médias entre os quatro pontos de leitura (extensômetros) para cada implante, utilizando a coroa de material zircônia.

Gráfico 19 – Comparação das variações médias entre os pontos de aplicação 1 a 4 no implante Hexágono Externo sem perda óssea



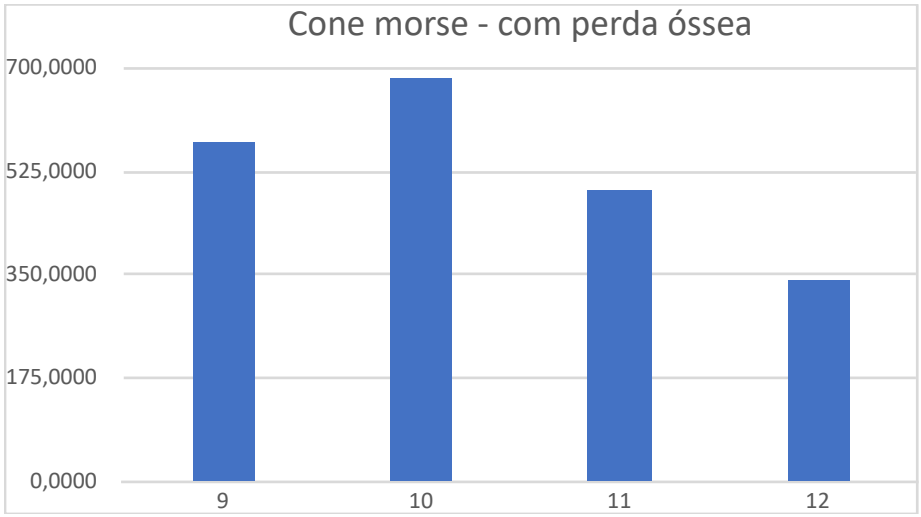
Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 20 – Comparação das variações médias entre os extensômetros 5 à 8 no implante Cone Morse sem perda óssea



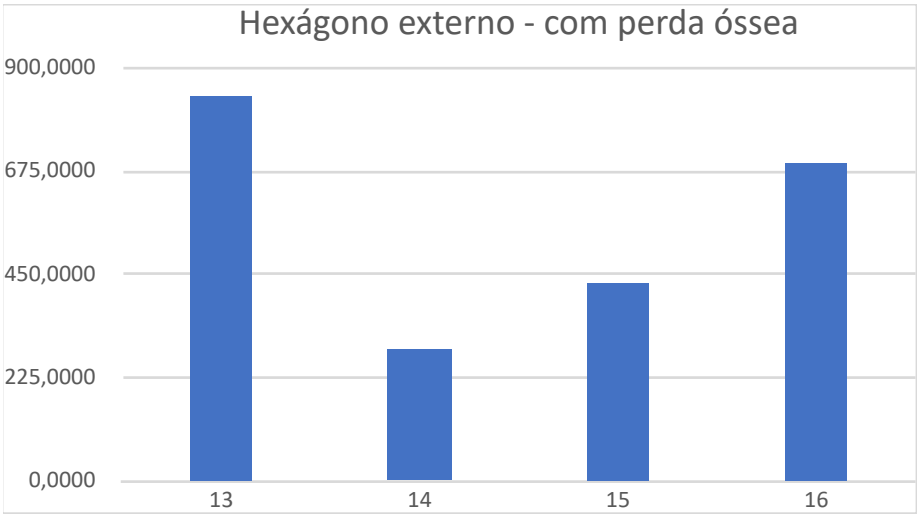
Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 21 – Comparação das variações médias entre os extensômetros 9 à 12 no implante Cone Morse com perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 22 – comparação das variações médias entre os extensômetros 13 à 16 no implante Hexágono externo com perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 24 - Análise de variância de medidas repetidas fator único para as médias de deformação em relação aos quatro pontos de leitura (extensômetros)

Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA ÓSSEA	7	2160,755	308,6792606	15001,38812
CONE MORSE SEM PERDA ÓSSEA	7	3199,375	457,0536038	30043,41494

Fonte: Elaborado pelo autor.

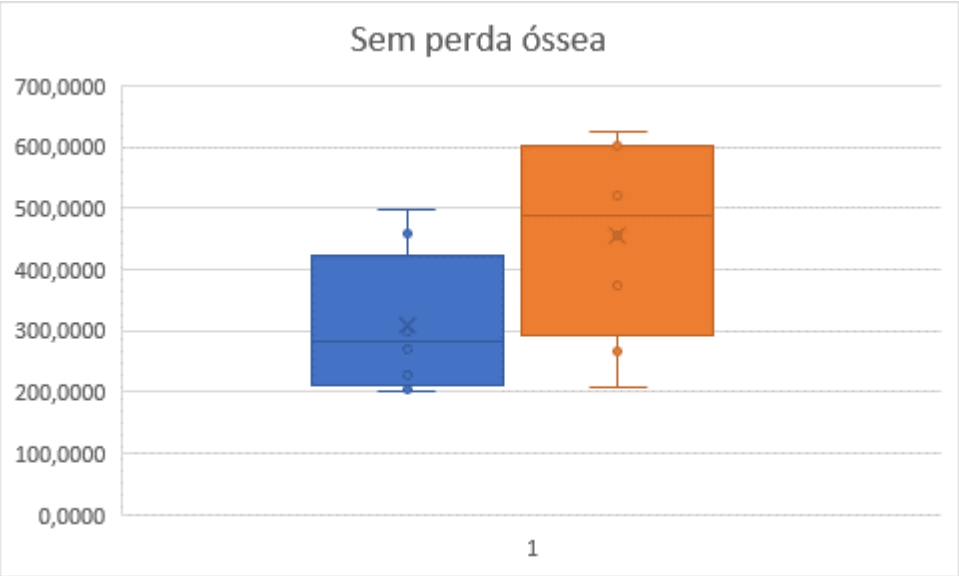
Tabela 25 – Valores comparativos para as médias de deformação nos implantes hexágono Externo sem perda óssea X Cone Morse sem perda óssea – ANOVA fator único

Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	77052,31002	1	77052,31002	3,421140943	0,089136482	4,747225 3
Dentro dos grupos	270268,8184	12	22522,40153			
Total	347321,1284	13				

Legenda: SQ: soma quadrática; GL: grau de liberdade; MQ: média quadrática; F: fator F. Diferenças estatisticamente insignificantes (p>0,05).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 22 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação em relação aos implantes Hexágono Externo sem perda óssea e Cone Morse sem perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

Os dados obtidos dos valores em média de deformação foram submetidos a análise estatística inferencial, pela análise de variância de medidas repetidas de fator único. Escolheu-se o nível de significância convencional de 5%. As análises inferenciais estão representadas nas tabelas 26 e 27, apresentando os efeitos dos fatores primários (hexágono externo com perda óssea e cone morse com perda óssea) e de sua interação.

Tabela 26 - Análise de variância de medidas repetidas fator único para as médias de deformação em relação aos quatro extensômetros

Grupo	*Contagem*	*Soma*	*Média*	*Variância*
HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	7	3941,495	563,0706724	50600,46486
CONE MORSE HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	7	3660,152	522,8787979	44036,34246

Fonte: Elaborado pelo autor.

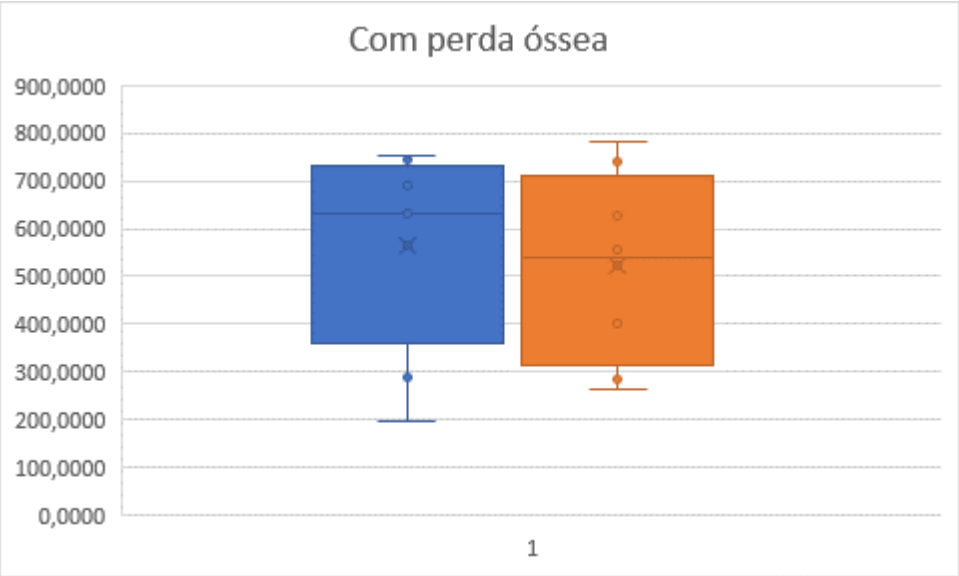
Tabela 27 – Valores comparativos para as médias de deformação nos implantes hexágono Externo com perda óssea X Cone Morse com perda óssea – ANOVA fator único

Fonte da variação	*SQ*	*gl*	*MQ*	*F*	*valor-P*	*F crítico*
Entre grupos	5653,853734	1	5653,853734	0,119485302	0,735577608	4,747225 3
Dentro dos grupos	567820,8439	12	47318,40366			
Total	573474,6977	13				

Legenda: SQ: soma quadrática; GL: grau de liberdade; MQ: média quadrática; F: fator F.Diferenças estatisticamente insignificantes (p>0,05).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Gráfico 23 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de deformação em relação aos implantes Hexágono Externo com perda óssea e Cone Morse com perda óssea



Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 28 a seguir apresenta os resultados do teste t-Student realizado, comparando as médias entre os 4 pontos de leitura (extensômetro) para 7 corpos de prova, para os implantes Hexágono Externo sem perda óssea X Cone Morse sem perda óssea. Para esse estudo, considerou-se o nível de significância 5%. O teste F apresentou valor de 0,4189, maior do que o nível de significância, demonstrando que as variâncias entre os dois implantes são supostamente iguais. Portanto, para as variâncias supostamente iguais, realizou o teste T do tipo variação igual entre duas amostras, que apresentou o valor 0,0446, menor do que o nível de significância, determinando-se que, devido à rejeição de hipótese nula, existe diferença significativa entre as médias de microdeformação dos dois implantes.

Tabela 28 – Valores comparativos para as médias de deformação nos implantes Hexágono Externo sem perda óssea X Cone Morse sem perda óssea

	HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA ÓSSEA	**CONE MORSE SEM PERDA ÓSSEA**
Bloco 01	298,5986	625,2644
Bloco 02	499,3291	206,7856
Bloco 03	227,2939	521,4488
Bloco 04	203,8595	266,3888
Bloco 05	460,2191	601,7967
Bloco 06	201,5200	602,5550
Bloco 07	269,9346	375,1360
Média	**308,6793**	**457,0536**

Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 29 a seguir apresenta os resultados do teste t-Student realizado, comparando as médias entre os 4 pontos de leitura (extensômetro) para 7 corpos de prova, para os implantes Hexágono Externo com perda óssea X Cone Morse com perda óssea. Para esse estudo, considerou-se o nível de significância 5%. O teste F apresentou valor de 0,8704, maior do que o nível de significância, demonstrando que as variâncias entre os dois implantes são supostamente iguais. Portanto, para as variâncias supostamente iguais, realizou o teste T do tipo variação igual entre duas amostras, que apresentou o valor 0,3678, maior do que o nível de significância, determinando-se que, devido à não rejeição de hipótese nula, não existe diferença significativa entre as médias de microdeformação dos dois implantes.

Tabela 29 – Valores comparativos para as médias de microdeformação nos implantes Hexágono Externo com perda óssea X Cone Morse com perda óssea

	HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	**CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA**
Bloco 01	752,5507	402,6916
Bloco 02	746,4707	264,8199
Bloco 03	632,2744	781,9616
Bloco 04	689,6959	284,9894
Bloco 05	197,9124	740,1366
Bloco 06	289,2714	628,0694
Bloco 07	633,3192	557,4830
Média	**563,0707**	**522,8788**

Fonte: Elaborado pelo autor.

A Tabela 30 apresenta as médias gerais entre os quatro pontos de medição em cada implante e em diferentes materiais de coroa e seus desvios padrões médios. A maior média de variação (673,8756) pode ser observada no implante Cone Morse com perda óssea com coroa de material Cobalto Cromo. A menor média de variação (263,7950) pode ser observada no implante Hexágono Externo sem perda óssea com coroa de material Resina. O menor desvio padrão obtido nas medições (118,7364) pode ser observado no implante Hexágono Externo sem perda óssea com coroa de material Metalo-Cerâmica

Tabela 30 - Valores médios de variação e desvio padrão entre implantes com coroas de materiais diferentes

IMPLANTE	COBALTO CROMO		METALO-CERÂMICA		RESINA		ZIRCÔNIA	
	MÉDIA	D PADRÃO	MÉDIA	D PADRÃO	MÉDIA	D PADRÃO	MÉDIA	D PADRÃO
HEXÁGONO EXTERNO SEM PERDA ÓSSEA	497,9776	381,2662	345,6479	118,6631	342,2485	225,1253	308,6793	281,9882
CONE MORSE SEM PERDA ÓSSEA	534,6322	231,1787	502,1285	235,8916	432,8519	196,1616	457,0536	173,3304
CONE MORSE COM PERDA ÓSSEA	673,8756	394,3894	482,3929	164,8278	430,2685	192,2270	522,8788	209,8484
HEXÁGONO EXTERNO COM PERDA ÓSSEA	409,4742	159,2204	352,1090	161,1703	535,9496	337,8661	563,0707	224,9455

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

Comprovadamente, o tratamento com implantes dentários, é uma opção altamente previsível à longo e apresenta taxas de insucesso reduzido, embora é importante perceber que nem todos os implantes que sobrevivem são necessariamente bem-sucedidos. (Clark et al., 2016). Diversos critérios são propostos para a avaliação do sucesso do implante dentário, e esses critérios são aplicados tando em uma avaliação da eficácia inicial do tratamento quanto à longo prazo. A perda óssea marginal é um dos fatores que pode levar a falha do tratamento, e apesar da verdadeira razão de sua causa permanecer altamente controversa, a peri-implantite e a sobrecarga oclusal são apontados na literatura como os principais responsáveis por essa patologia, podendo atuar associadas ou de forma independente (Lindhe et al., 2008; Malchiodi et al., 2014). É um consenso geral entre a comunidade dentária a importância de manter níveis ósseos estáveis ao redor dos implantes para que o tratamento possa ser considerado como sucesso (Qian et al., 2012), e tão importante quanto minimizar as perdas ósseas inicias, é buscar meios de evitar a progressão desse processo.

A perda de 2 mm de osso ao redor da plataforma do implante durante o primeiro ano e até 0,2 mm nos anos seguintes há muito foi considerada normal pela comunidade dentária e até foi considerada um resultado bem-sucedido em algumas classificações e declarações de consenso (Albrektsson et al., 1986; Misch et al., 2008). Outros autores consideram a perda óssea marginal no primeiro ano de 1,5 mm (Papaspyridakos et al., 2012), 1,8 mm (RoosJansaker et al., 2006) ou 1,5 - 2 mm (Tarnow et al., 2000) como bom resultado. Para alguns autores, apesar da variabilidade nas distâncias entre as roscas dos diferentes sistemas de implantes, utilizam esse parâmetro como critério de classificação, e

consideram a perda óssea marginal até 3 espiras como critério de sucesso (Fransson et al., 2005; Qian et al., 2012).

Seguindo este contexto, este estudo in vitro simulou duas situações clínicas, a primeira em que o substituto ósseo se encontrava no nível da plataforma do implante, sem perda óssea marginal, simulando o primeiro ano de carga funcional, e a outra situação com 5 mm de perda óssea, simulando uma possível situação clínica por volta de 10 anos. Com intuito investigar possíveis soluções para minimizar a magnitude das cargas oclusais transferidas ao osso alveolar, principalmente quando a perda óssea ja ocorreu, evitando a progressão dessa patologia, também foi comparado duas plataforma de implantes (HE e CM) e 4 tipos de materiais restauradores, nas situações clinicas sem perda óssea e com perda óssea.

O estudo da biomecânica de implantes pode ser realizado por um conjunto de técnicas, ferramentas como extensometria, fotoelasticidade e correlação de imagens, podem colaborar para compreensão ou validar possíveis resultados. Nos estudos de biomecânica de implantes dentários, pela técnica da extensometria, o substrato ósseo pode ser simulado pela resina de poliuretano, material ja validado na literatura por Miyashiro 2011, por apresentar o modulo elástico entre o osso cortical e o osso medular (3,6 GPa).

Acidentalmente descoberta, a plataforma Switching, refere-se ao conceito em que o diâmetro do pilar, ou intermediário protético, mais estreito é utilizado em reabilitações com implantes de maior diâmetro. Essa descoberta se deu em meados dos anos 80, logo após o lançamento de implantes de largo diâmetro (5mm), e devido indisponibilidade de componentes no mesmo diâmetro, clínicos passaram à utilizar componentes padrão (3,75mm e 4mm) em suas reabilitações, e após alguns anos passaram a notar uma menor perda óssea marginal, sugerindo uma possível alternativa para preservação óssea ao redor dos implantes (Gardner 2005; Luongo et al., 2008; Serrano et al., 2011).

Seguindo esse conceito implantes com conexão do tipo Cone Morse foram desenvolvidos buscando manter níveis ósseos mais estáveis, diminuindo assim a perda óssea marginal (Lazzara et al., 2006; Trammell et al., 2009; Enkling et al., 2011) além de trazer melhores resultados estéticos (Wagenberg et al., 2010; Cumbo et al., 2013). Em termos biológicos, o controle da perda óssea marginal, é explicado pela mudança na localização e estreitamento do micro GAP entre o pilar e implante (Luongo et al., 2008), aumentando assim, o espaço biológico e diminuição da micro infiltração bacteriana, e consequentemente, uma melhor resposta dos tecidos moles peri-implantares (Bittencourt et al., 2021). A nova plataforma também propunha benefícios biomecânicos, com a dissipação de cargas para o centro do implante, e com isso a diminuição da microdeformação do osso marginal (Maeda el al., 2007; Hsu etal., 2009; López el at., 2009; Chang el at., 2010) . Porém as vantagens biomecânicas desse tipo de plataforma ainda permanece controversa na literatura (Nishioka et al., 2011; Gurgel et al., 2012; Datte et la., 2018).

Ao comparar os dois tipos de plataforma, hexágono externo e cone morse, o estudo realizado não demonstrou benefícios biomecânicos à plataforma switching (CM). Na situação de nível ósseo, independentemente do material restaurador utilizado, a média dos valores obtidos pelos extenômetros nos 7 corpos de prova foram 308,6793 para o hexágono externo e 457,0536 para o cone morse. Para analise estatística foi realizado o teste t-Student, comparando as médias dos valores obtidos por todos os extensômetros, dos 7 corpos de prova, para os implantes à nível ósseo. Considerando o nível de significância 5% o teste F apresentou valor de 0,4189, maior do que o nível de significância, o que demonstrou que as variâncias entre os dois implantes são supostamente iguais. Portanto, para as variâncias supostamente iguais, foi realizado o teste T do tipo variação igual entre duas amostras, que apresentou o valor 0,0446, menor do que o nível de significância, determinando-se que, devido à rejeição de hipótese nula, existe diferença significativa entre as médias de

microdeformação dos dois implantes, havendo um melhor comportamento biomecânico para o hexágono externo.

Essa diferença entre as duas plataformas, à nível ósseo, difere do resultado do estudo teórico de Datte (2021), em que através na analise por elementos finitos simulou a mesma situação clinica deste estudo in vitro e concluiu que não há diferença estatísticas entre as duas plataformas avaliadas, tanto à nível ósseo quanto em situação de 5mm de perda óssea.

Ja na situação de perda óssea, ao comparar as duas plataformas, este estudo in vitro corroborou com os resultados teóricos de Datte (2021), demontrando que não há diferenças significativas entre as duas plataformas. Considerando o nível de significância 5%, o teste F, apresentou valor de 0,8704, maior do que o nível de significância, demonstrando que as variâncias entre os dois implantes são supostamente iguais. Portanto, para as variâncias supostamente iguais, realizou o teste T do tipo variação igual entre duas amostras, que apresentou o valor 0,3678, maior do que o nível de significância, determinando-se que, devido à não rejeição de hipótese nula, não existe diferença significativa entre as médias de microdeformação dos dois implantes.

Em um outro estudo Datte (2018) utilizou as metodologias de analise por elementos finitos e extensometria também para comparar as conexões protéticas de hexágono externo e cone morse, com e sem perda óssea, em implantes unitário posterior. Datte conclui que que não há diferença estatística relevante entre os sistemas hexágono externo e cone Morse quando comparados em mesmo nível de inserção óssea. Em seu estudo, Mesquita AM (2018), apesar de avaliar uma outra situação clínica, de uma prótese múltipla com cantilever, também comparou plataformas de hexágono externo e cone morse, utilizou as duas metodologias de análise, FEA e extensometria, e não observou diferenças na microdeformação no osso marginal em relação ao comparar as duas plataformas de implante.

As propriedades biomecânicas da plataforma Switching ainda não foram explicadas claramente, e parece não haver consenso sobre suas vantagens mecânicas (Moon et al., 2017). Alguns estudos argumentam que os resultados favoráveis estão associados ao aumento de diâmetro do implante, e não ao conceito da troca de plataforma (Pellizzer et al., 2012), o que poderia explicar os resultados de estudos pioneiros observados por Lazzara 2006, que relata uma diminuição da perda óssea marginal quando utilizou esse tipo de plataforma, porém em seus estudos, comparou os novos implantes, de largo diâmetro, aos implantes de regular diâmetro, que mecanicamente resultaria na melhoria da dissipação das cargas aplicadas, devido à maior área de contato entre o implante e o osso alveolar.

Aos utilizar implantes de mesmo diâmetro, alterando somente o diâmetro do pilar, para avaliar o conceito da plataforma Switching, estudos teóricos de elementos finitos observaram que não há alteração da concentração de tensão no osso (Canal et al., 2009; Pellizzer et al., 2012; Datte et al., 2021). Nishioka 2011, em um estudo in vitro por analise por extensometria, padronizou tanto a dimensão e diâmetro dos implantes, diâmetro e altura dos pilares, material restaurador, substituto ósseo e carga aplicada, para comparar o a resposta biomecânica em implantes de hexágono externo, hexágono interno e cone morse (Plataforma Switching). Seus resultados corroboram com os obtidos neste estudos, em que os menores valores de microdeformações foram atribuídos à plataforma de hexágono externo, concluindo que a utilização de implantes de hexágono interno e cone morse não reduziu os valores de microdeformação ao redor dos implantes.

Os resultados obtidos tanto neste estudo quanto nos citados anteriormente trazem o questionamento sobre os possíveis benefícios biomecânicos da plataforma Switching, sugerindo que o possível controle ou diminuição da perda óssea observado na utilização deste tipo de plataforma,

relatado em alguns estudos clínicos na literatura, podem estar mais relacionados à aspectos biológicos do que aos aspectos biomecânicos.

Na busca de alternativas que favoreçam a forma em que as forças mastigatórias serão dissipadas pelo implante/tecido ósseo este estudo comparou quatro materiais restauradores, com diferentes módulos de elasticidade, e seus possíveis benefícios para evitar ou minimizar a sobrecarga oclusal. A partir da analise do engenheiro Skalak (1983), pioneiro nos estudos de biomecânica dos implantes dentários, surgiu a teoria de que a força dissipada ao osso marginal, em uma reabilitações implanto suportadas, restauradas por material oclusal rígido, como porcelana ou metal, poderiam resultar em altas tensões ao implante e ao osso de suporte. Estudos passaram a sugerir que materiais com menores valores de módulo de elasticidade, como as resinas por exemplo, poderiam absorver o impacto mastigatório reduzindo as tensões sobre os implantes e sua estrutura óssea de suporte (Soumeire et al., 1997; Ciftci et al., 2000).

De acordo com os resultados deste estudo nenhum dos materiais avaliados foi capaz de reduzir a dissipação de cargas ao osso alveolar, os valores obtidos mostram que todos tiveram um comportamento transferencia de forças semelhantes. A maior média de variação (673,8756) pode ser observada no implante Cone Morse com perda óssea com coroa de material Cobalto Cromo. A menor média de variação (263,7950) pode ser observada no implante Hexágono Externo sem perda óssea com coroa de material Resina. O menor desvio padrão obtido nas medições (118,7364) pode ser observado no implante Hexágono Externo sem perda óssea com coroa de material Metalo-Cerâmica.

Esses resultados corroboram com o estudo teórico pela analise de elementos finitos, realizados por Datte (2021), que verificou-se valores estatisticamente semelhantes para todos os materiais restauradores investigados, demostrando que coroas em diferentes materiais não são capazes de gerar diferentes microdeformações no implante e no osso marginal, que corroboram

também com estudos outros estudos realizados anteriormente (Hamza et al., 2019; Tribst et al., 2019b; Mendes Tribst et al., 2020).

Ao verificar comportamento semelhante entre cinco diferentes materiais avaliados, em termos de distribuição de tensão ao implante e osso peri-implantar, Kaleli (2018) justifica esse comportando afirmando que a energia oriundas de cargas mastigatórias, que será transferida para a interface implante/ osso, primeiramente é recebida pela coroa , passando pelo abutment e implante; no entanto, a quantidade de energia no implante e no osso ainda é a mesma, e materiais de diferentes módulos de elasticidade não iriam absorver essa energia, mas sim transferi-la (Kaleli et al., 2018).

Indo contrario a essa justificativa Menini (2013) afirma que materiais com menores módulo de elasticidade, como a resina composta e resina acrílica, são capazes de absorver o impacto das cargas mastigatórias e amenizar a microdeformação gerada ao osso alveolar. Seu estudo in vitro com extensômetros utilizou um “robô" mastigatório para reproduzir os movimentos mandibulares e as forças exercidas durante a mastigação, comparou 9 diferentes materiais restauradores com 100 ciclos mastigatórios. E através de seus resultados concluiu que os materiais como resina composta foram capazes de reduzir significativamente os valores de força registrados em comparação aos materiais mais rígidos e com maior modulo de elasticidade, como a zircônia e o metal.

Apoiando essa teoria, Bijjargi (2013), em um análise de elementos finitos 2D (FEA), comparou o comportamento de cinco materiais restauradores para uma coroa unitária implanto suportada. O estudo comparativo padronizou um substrato ósseo esponjoso, um implante de 4,5x13mm, um intermediário protético e o mesmo tipo de contato prótese-pilar, alterando somente o material restaurador. Os materiais comparados foram a zircônia, coroa metálica cobalto-cromo, coroa total cerâmica, resina composta e resina acrílica, e uma carga axial de 100N foi aplicada. Como resultado observou que os materiais com menor

módulo de elasticidade, como a resina acrílica por exemplo, amorteceu as forças de impacto oclusal, diminuindo assim seu efeito na interface osso-implante.

Outra variável investigada neste estudo foi a comparação da situação clínica de implantes à nível ósseo e implantes com 5mm de roscas expostas, simulando uma perda óssea. Os resultados obtidos mostraram que a magnitude das microdeformações ocasionadas ao redor dos implantes foram estatisticamente iguais entre implantes com a mesma plataforma indiferentemente dos materiais restauradores comparados sob carga axial.

Os resultados do estudo in vitro e teórico de Datte (2018 - 2021), ao avaliar a mesma situação clínica, sob a aplicação de carga axial, o único fator relevante investigado, que afetou de forma significativa o aumento da magnitude das microdeformações ocorridas ao redor dos implantes foi na situação de perda óssea marginal. Diferentemente deste estudo, Datte utilizou a ponta de aplicação de carga pré existente, com o diâmetro original de 2mm. Para que uma carga puramente axial possa ser aplicada e avaliada, a ponta de aplicação deve estar localizada ao longo eixo do implante, que corresponde à localização do orifício do parafuso passante, existente na superfície da coroa aparafusada. Ao utilizar esta ponta pré-fabricada em uma aplicação de carga puramente axial, foi observado no ensaio piloto deste estudo, que a ponta neste diâmetro obteve contato parafuso de retenção dos abutment, ao passar pelo orifício da coroa, e ir além da superfície do material restaurador, podendo alterar a avaliação do material utilizado. Nos trabalhos de Datte, ao observar supostamente essa situação, e no intuito de evitar que não ocorresse nenhum contato da ponta aplicadora com o parafuso de retenção, descreve em uma de suas metodologias, juntamente com um desenho esquemático, que a carga axial foi aplicada na fosseta central das coroas, lateralmente ao orifício do parafuso passante. A diferença dos resultados obtidos neste estudo com os obtidos nos trabalhos realizados por Datte, pode estar relacionada à diferença da localização da aplicação de carga, uma vez que a fosseta central da prótese não esta localizada

exatamente ao longo eixo do implante, e cargas laterais, ou não axiais, poderiam ter sido incididas oriundas da aplicação de carga, o que aumentou consideravelmente a magnitude das deformações ao redor dos implantes, observados por Datte.

Ao propor, neste estudo estudo realizado, que a aplicação de carga fosse puramente axial, uma nova ponta de aplicação, com 4mm de diâmetro foi confeccionada, com intuito de avaliar os diferentes materiais restauradores, e evitar que contato indesejado com o parafuso de retenção fosse realizado.

Outro fator que poderia justificar a diferenças entre os resultados é a quantidade de corpos de prova e de aplicações de carga. realizados Em sua analise por extensometria Datte (2018) utilizou somente um corpo de prova, e uma mesma coroa sobre os implantes. Com intuito de evitar que possíveis interferências como, desadaptação das peças protéticas ou qualquer outra possível falha do sistema alterasse os resultados, foram realizadas neste estudo repetições de três aplicações de carga, para cada coroa, de cada material restaurador em cada um dos implantes, dos 7 blocos corpos de prova, totalizando 1.344 aplicações de carga, e a média dos valores de microdeformação para cada situação clínica foi obtido.

7 CONCLUSÃO

a) Não foi aceito a primeira hipótese nula, em que implantes hexágono externo e cone morse apresentariam comportamento biomecânico semelhante, uma vez que existiu diferenças significativa entre as médias de microdeformação dos dois implantes à nível ósseo, sendo que o melhor comportamento foi o Hexágono Externo.

b) A segunda hipótese nula foi aceita, devido ao comportamento semelhante entre os implantes hexágono externo e cone morse, uma vez que não existiu diferenças significativa entre as médias de microdeformação dos dois implantes, na situação de perda óssea.

c) A terceira hipótese nula foi aceita, uma vez que nenhum dos materiais restauradores avaliados, com diferentes módulos de elasticidade, apresentaram redução das microdeformações ao redor dos implantes.

d) A quarta hipótese nula foi aceita, ao concluir que não ocorreu diferença estatisticamente relevantes na magnitude das microdeformações ao redor dos implantes em diferentes níveis de inserção óssea, sob carga axial.

e) A maior média de microdeformação (673,8756) pode ser observada no implante Cone Morse com perda óssea com coroa de material Cobalto Cromo. A menor média de microdeformação (263,7950) pode ser observada no implante Hexágono Externo sem perda óssea com coroa de material Resina

8 REFERÊNCIAS

Åstrand P, Engquist B, Dahlgren S, Gröndahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Brånemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. Clin Oral Implants Res 2004; 15:413–420.

Akpinar I, Anil N, Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. J Oral Rehabil. 2000 Jun;27(6):538-45. doi: 10.1046/j.1365-2842.2000.00511.x. PMID: 10888282.

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

Albrektsson T, Isidor F. Consensus report of session IV. In: Lang NP, Karring T, eds. Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology. London, England: Quintessence, 1993:365–369.

Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent. 1996 Mar;75(3):285-91. doi: 10.1016/s0022-3913(96)90486-2. PMID: 8648576.

Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant. Implantologist. 1983-1984;3(1):24-9. PMID: 6386667.

Beer FP, Johnston ER Jr. Mechanics of Materials. New York, NY: McGraw-Hill, 1981.

Borges GA, Presotto AGC, Caldas RA, Pisani MX, Mesquita MF. Is one dental mini-implant biomechanically appropriate for the retention of a mandibular overdenture? A comparison with Morse taper and external hexagon platforms.

J Prosthet Dent. 2021 Mar;125(3):491-499. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.01.038. Epub 2020 Apr 8. PMID: 32278498.

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

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1-132. PMID: 356184.

Bijjargi S, Chowdhary R. Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: a 2-D finite element analysis. J Investig Clin Dent. 2013 Aug;4(3):172-7. doi: 10.1111/j.2041-1626.2012.00149.x. Epub 2012 Nov 21. PMID: 23172842.

Bittencourt ABBC, Neto CLMM, Penitente PA, Pellizzer EP, Dos Santos DM, Goiato MC. Comparison of the Morse Cone Connection with the Internal Hexagon and External Hexagon Connections Based on Microleakage - Review. Prague Med Rep. 2021;122(3):181-190. doi: 10.14712/23362936.2021.15. PMID: 34606430.

Brighton CT. Principles of fracture healing. In: Murry JA, ed. Instructional course lectures. St. Louis: Mosby, 1984:60-82.

Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. J Prosthet Dent. 1998 Mar;79(3):328-34. doi: 10.1016/s0022-3913(98)70246-x. PMID: 9553888.

Brunski JB, Hipp JA. In vivo forces on endosteal implants: a measurement system and biomechanical considerations. J Prosthet Dent. 1984 Jan;51(1):82-90. doi: 10.1016/s0022-3913(84)80112-2. PMID: 6583392.

Campos JF, Rodrigues VA, Balducci I, Nishioka GN, Nishioka RS. Estudo comparativo das microdeformações resultantes de cargas estáticas axiais e não axiais em próteses de três elementos implantossuportadas. Rev. Odontologia da UNESP. 2014, v. 43, n. 5 [Acessado 11 Abril 2022] , pp. 351-357. https://doi.org/10.1590/rou.2014.056. ISSN 1807-2577.

Canay S, Akça K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. Implant Dent. 2009 Jun;18(3):239-48. doi: 10.1097/ID.0b013e318198ffd1. PMID: 19509534.

Carranza FA, Newman MG, Takei HH, & Klokkevold PR. (2015). Clinical Periodontology - Periodontal response to external forces. (12th ed.). Elsevier.

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

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

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

Clark D, Levin L. Dental implant management and maintenance: How to improve long-term implant success? Quintessence Int. 2016;47(5):417-23. doi: 10.3290/j.qi.a35870. PMID: 27110604.

Craig Rg, Peyton Fa. Measurement Of Stresses In Fixed-Bridge Restorations Using A Brittle Coating Technique. J Dent Res. 1965 Jul-Aug;44:756-62. doi: 10.1177/00220345650440042201. PMID: 14321410.

Craig RG, Peyton FA. Measurement of strains in fixed bridges with electronic strain gauges. J Dent Res. 1967 May-Jun;46(3):615-9. doi: 10.1177/00220345670460032701. PMID: 5229582.

Cumbo C, Marigo L, Somma F, La Torre G, Minciacchi I, D'Addona A. Implant platform switching concept: a literature review. Eur Rev Med Pharmacol Sci. 2013 Feb;17(3):392-7. PMID: 23426544.

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

Dal Piva AMO, Barcellos ASP, Bottino MA, Souza ROAE, Melo RM. Can heat-pressed feldspathic ceramic be submitted to multiple heat-pressing? Braz Oral Res. 2018 Oct 25;32:e106.doi:10.1590/ 1807-3107bor-2018.

Enkling N, Jöhren P, Klimberg T, Mericske-Stern R, Jervøe-Storm PM, Bayer S, et al.. Open or submerged healing of implants with platform switching: a randomized, controlled clinical trial. J Clin Periodontol. 2011 Apr;38(4):374-84. doi: 10.1111/j.1600-051X.2010.01683.x. Epub 2011 Jan 16. PMID: 21235615.

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

Fransson C, Lekholm U, Jemt T, Berglundh T. Prevalence of subjects with progressive bone loss at implants. Clin Oral Implants Res. 2005 Aug;16(4):440-6. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01137.x. PMID: 16117768.

Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. Anat Rec. 1987 Sep;219(1):1-9. doi: 10.1002/ar.1092190104. PMID: 3688455.

Galindo-Moreno P, León-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, O Valle F, Catena A. Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. Clin Oral Implants Res. 2015 Apr;26(4):e28-e34. doi: 10.1111/clr.12324. Epub 2014 Jan 3. PMID: 24383987.

Gardner DM. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. N Y State Dent J. 2005 Apr;71(3):34-7. PMID: 16013682.

Glantz PO, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. Periodontol 2000. 1998 Jun;17:119-24. doi: 10.1111/j.1600-0757.1998.tb00129.x. PMID: 10337319.

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. PMID: 8218748.

Goiato MC, Ribeiro Pdo P, Pellizzer EP, Pesqueira AA, Haddad MF, dos Santos DM, et al.. Photoelastic analysis to compare implant-retained and conventional obturator dentures. J Biomed Opt. 2012 Jun;17(6):061203. doi: 10.1117/1.JBO.17.6.061203. PMID: 22734733.

Graves CV, Harrel SK, Rossmann JA, Kerns D, Gonzalez JA, Kontogiorgos ED, et al. The Role of Occlusion in the Dental Implant and Peri-implant Condition:

A Review. Open Dent J. 2016 Nov 16;10:594-601. doi: 10.2174/1874210601610010594. PMID: 27990184; PMCID: PMC5123128.

Gross C, Bergfeldt T, Fretwurst T, Rothweiler R, Nelson K, Stricker A. Elemental analysis of commercial zirconia dental implants - Is "metal-free" devoid of metals? J Mech Behav Biomed Mater. 2020 Jul;107:103759. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103759. Epub 2020 Apr 3. PMID: 32364951.

Gurgel-Juarez NC, de Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC Jr, Anchieta RB, de Vargas LC, et al. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. J Prosthodont. 2012 Apr;21(3):160-6. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00801.x. Epub 2012 Feb 28. PMID: 22372756.

Hamza GE, Zawahry EL, Mohamed M, Anwar EL. 3D Finite Element Study on Crown and Cement Materials Combination. Effect on Implant-Bone Interface Stress Distribution. C. Sci. Int. 2019 Jun ; 8(3), 540-548. ISSN: 2077-4435

Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C, Gerber S, Bosshardt DD, Jönsson J, el al. Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. Clin Oral Implants Res. 2004 Jun;15(3):259-68. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01019.x. PMID: 15142087.

Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. Clin Mater. 1992;10(3):153-201. doi: 10.1016/0267-6605(92)90049-y. PMID: 10149982.

Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. J Periodontol. 2009 Jul;80(7):1125-32. doi: 10.1902/jop.2009.090013. PMID: 19563293.

Huang HL, Chang YY, Lin DJ, Li YF, Chen KT, Hsu JT. Initial stability and bone strain evaluation of the immediately loaded dental implant: an in vitro model study. Clin Oral Implants Res. 2011 Jul;22(7):691-698. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.01983.x. Epub 2010 Nov 3. PMID: 21054551.

Huiskes R, Ruimerman R, van Lenthe GH, Janssen JD. Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. Nature. 2000 Jun 8;405(6787):704-6. doi: 10.1038/35015116. PMID: 10864330.

Insua A, Monje A, Wang HL, Miron RJ. Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss. J Biomed Mater Res A. 2017 Jul;105(7):2075-2089. doi: 10.1002/jbm.a.36060. Epub 2017 Mar 28. PMID: 28281321.

Intraoss. Catálogo 2022 [Internet]. Itaquaquecetuba (SP): Intraoss [cited 2022 Jun 05]. Available from: https://www.intraoss.com/pt/downloads.php.

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

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

Isidor F. Clinical probing and radiographic assessment in relation to the histologic bone level at oral implants in monkeys. Clin Oral Implants Res. 1997 Aug;8(4):255-64. doi: 10.1034/j.1600-0501.1997.080402.x. PMID: 9586471.

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

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent. 1999 Jan;81(1):7-13. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70229-5. PMID: 9878969.

Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. J Prosthet Dent. 2018 Mar;119(3):437-445. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.03.008. Epub 2017 Jun 20. PMID: 28645667.

Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clin Oral Implants Res. 2005 Feb;16(1):26-35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x. PMID: 15642028.

Kozlovsky A, Tal H, Laufer BZ, Leshem R, Rohrer MD, Weinreb M, et al. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. Clin Oral Implants Res. 2007 Oct;18(5):601-10. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01374.x. Epub 2007 Jul 26. PMID: 17655715.

Kusano T, Hirabayashi S, Eguchi T, Sugawara Y. Treatment strategies for fibrous dysplasia. J Craniofac Surg. 2009 May;20(3):768-70. doi: 10.1097/scs.0b013e3181a14ca8. PMID: 19480037.

Lanyon LE. Using functional loading to influence bone mass and architecture: objectives, mechanisms, and relationship with estrogen of the mechanically adaptive process in bone. Bone. 1996 Jan;18(1 Suppl):37S-43S. doi: 10.1016/8756-3282(95)00378-9. PMID: 8717546.

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

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.

Lisiak-Myszke M, Marciniak D, Bieliński M, Sobczak H, Garbacewicz Ł, Drogoszewska B. Application of Finite Element Analysis in Oral and Maxillofacial Surgery-A Literature Review. Materials (Basel). 2020 Jul 9;13(14):3063. doi: 10.3390/ma13143063. PMID: 32659947; PMCID: PMC7411758.

López-Marí L, Calvo-Guirado JL, Martín-Castellote B, Gomez-Moreno G, López-Marí M. Implant platform switching concept: an updated review. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2009 Sep 1;14(9):e450-4. PMID: 19718008.

Luongo R, Traini T, Guidone PC, Bianco G, Cocchetto R, Celletti R. Hard and soft tissue responses to the platform-switching technique. Int J Periodontics Restorative Dent. 2008 Dec;28(6):551-7. PMID: 19146050.

Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clin Oral Implants Res. 2007 Oct;18(5):581-4. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01398.x. Epub 2007 Jun 30. PMID: 17608737.

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 Feb;25(2):240-51. doi: 10.1111/clr.12105. Epub 2013 Feb 12. PMID: 23402530.

Menassa M, de Grandmont P, Audy N, Durand R, Rompré P, Emami E. Patients' expectations, satisfaction, and quality of life with immediate loading protocol. Clin Oral Implants Res. 2016 Jan;27(1):83-9. doi: 10.1111/clr.12515. Epub 2014 Nov 7. PMID: 25376858.

Mesquita AM, Silva JH, Saraceni CH, Kojima AN, Özcan M. Effect of Different Abutments and Connections in Deformation Crestal Bone. Implant Dent. 2016 Jun;25(3):328-34. doi: 10.1097/ID.0000000000000419. PMID: 27213528..

Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, el al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. Implant Dent. 2008 Mar;17(1):5-15. doi: 10.1097/ID.0b013e3181676059. PMID: 18332753.

Miyashiro M, Suedam V, Moretti Neto RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis--tension tests. J Appl Oral Sci. 2011 May-Jun;19(3):244-8. doi: 10.1590/s1678-77572011000300012. PMID: 21625741; PMCID: PMC4234337.

Moon SY, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB. Three-dimensional finite element analysis of platform switched implant. J Adv Prosthodont. 2017 Feb;9(1):31-37. doi: 10.4047/jap.2017.9.1.31. Epub 2017 Feb 7. PMID: 28243389; PMCID: PMC5321586.

Mullender MG, Huiskes R. Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law. J Orthop Res. 1995 Jul;13(4):503-12. doi: 10.1002/jor.1100130405. PMID: 7674066.

Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. Clin Oral Implants Res. 2012 Oct;23 Suppl 6:95-107. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02550.x. PMID: 23062133.

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

Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, de Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. J Appl Oral Sci. 2010 May-Jun;18(3):225-30. doi: 10.1590/s1678-77572010000300005. PMID: 20856998; PMCID: PMC5349059.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. Implant Dent. 2011 Apr;20(2):e24-32. doi: 10.1097/ID.0b013e318211fce8. PMID: 21448016.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, Jóias RP, Rode Sde M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. Braz Dent J. 2015 May-Jun;26(3):258-62. doi: 10.1590/0103-6440201300321. PMID: 26200149.

Nishioka RS. Extensometria: estudo da deformação ao redor das fixações de sextavado externo, interno e cone morse na configuração linear e compensada(offset). [Tese Livre Docência] - São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2006

Noble BS, Stevens H, Loveridge N, Reeve J. Identification of apoptotic changes in osteocytes in normal and pathological human bone. Bone. 1997 Mar;20(3):273-82. doi: 10.1016/s8756-3282(96)00365-1. PMID: 9071479.

Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. J Dent Res. 2012 Mar;91(3):242-8. doi: 10.1177/0022034511431252. Epub 2011 Dec 8. PMID: 22157097.

Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Júnior JF, de Carvalho PS, de Moraes SL, el al. Stress analysis in platform-switching implants: a 3-dimensional finite element study. J Oral Implantol. 2012 Oct;38(5):587-94. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00041. Epub 2010 Oct 8. PMID: 20932121.

Pérez-Pevida E, Chávarri-Prado D, Diéguez-Pereira M, Estrada-Martínez A, Montalbán-Vadillo O, Jiménez-Garrudo A. Consequences of Peri-Implant Bone Loss in the Occlusal Load Transfer to the Supporting Bone in terms of Magnitude of Stress, Strain, and Stress Distribution: A Finite Element Analysis. Biomed Res Int. 2021 Sep 1;2021:3087071. doi: 10.1155/2021/3087071. PMID: 34513989; PMCID: PMC8429018.

Poole KE, van Bezooijen RL, Loveridge N, Hamersma H, Papapoulos SE, Löwik CW, et al. Sclerostin is a delayed secreted product of osteocytes that inhibits bone formation. FASEB J. 2005 Nov;19(13):1842-4. doi: 10.1096/fj.05-4221fje. Epub 2005 Aug 25. PMID: 16123173.

Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. Clin Implant Dent Relat Res. 2012 Dec;14(6):792-807. doi: 10.1111/cid.12014. Epub 2012 Nov 30. PMID: 23198697.

Roos-Jansåker AM, Lindahl C, Renvert H, Renvert S. Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part II: presence of peri-implant lesions. J Clin Periodontol. 2006 Apr;33(4):290-5. doi: 10.1111/j.1600-051X.2006.00906.x. PMID: 16553638.

Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2013 Dec 1;33(8):4700-14. doi: 10.1016/j.msec.2013.07.027. Epub 2013 Jul 26. PMID: 24094178.

Serrano-Sánchez P, Calvo-Guirado JL, Manzanera-Pastor E, Lorrio-Castro C, Bretones-López P, Pérez-Llanes JA. The influence of platform switching in dental implants. A literature review. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2011 May 1;16(3):e400-5. doi: 10.4317/medoral.16.e400. PMID: 21196855.

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

Schaffler MB, Kennedy OD. Osteocyte signaling in bone. Curr Osteoporos Rep. 2012 Jun;10(2):118-25. doi: 10.1007/s11914-012-0105-4. PMID: 22552701; PMCID: PMC3366431.

Sheridan RA, Decker AM, Plonka AB, Wang HL. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. Implant Dent. 2016 Dec;25(6):829-838. doi: 10.1097/ID.0000000000000488. PMID: 27749518.

Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, Pera P. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. Int J Prosthodont. 2013 Nov-Dec;26(6):549-56. doi: 10.11607/ijp.3241. PMID: 24179969.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983 Jun;49(6):843-8. doi: 10.1016/0022-3913(83)90361-x. PMID: 6576140.

Stafford GD, Glantz PO. Intraoral strain gauge measurements on complete dentures: a methodological study. J Dent. 1991 Apr;19(2):80-4. doi: 10.1016/0300-5712(91)90094-f. PMID: 2050895.

Soumeire J, Dejou J. Shock absorbability of various restorative materials used on implants. J Oral Rehabil. 1999 May;26(5):394-401. doi: 10.1046/j.1365-2842.1999.00377.x. PMID: 10373086.

Takayanagi H. Osteoimmunology: shared mechanisms and crosstalk between the immune and bone systems. Nat Rev Immunol. 2007 Apr;7(4):292-304. doi: 10.1038/nri2062. PMID: 17380158.

Takayanagi H. New developments in osteoimmunology. Nat Rev Rheumatol. 2012 Nov;8(11):684-9. doi: 10.1038/nrrheum.2012.167. Epub 2012 Oct 16. PMID: 23070645.

Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. J Periodontol. 2000 Apr;71(4):546-9. doi: 10.1902/jop.2000.71.4.546. PMID: 10807116.

Trammell K, Geurs NC, O'Neal SJ, Liu PR, Haigh SJ, McNeal S, Kenealy JN, Reddy MS. A prospective, randomized, controlled comparison of platform-switched and matched-abutment implants in short-span partial denture situations. Int J Periodontics Restorative Dent 2009;29:599-605.

Tribst JP, Dal Piva A, Anami, Borges A, Bottino MA. Influence of implant connection on the stress distribution in restorations performed with hybrid abutments. Journal of Osseointegration. 2019 11(3), 507–512. https://doi.org/10.23805/JO.2019.11.03.08.

Valente MLDC, de Castro DT, Macedo AP, Shimano AC, Dos Reis AC. Comparative analysis of stress in a new proposal of dental implants. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2017 Aug 1;77:360-365. doi: 10.1016/j.msec.2017.03.268. Epub 2017 Mar 29. PMID: 28532041.

Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2006 Aug;9(4):257-70. doi: 10.1080/10255840600837074. PMID: 17132532.

Yamaguchi S, Yamanishi Y, Machado LS, Matsumoto S, Tovar N, Coelho PG, et al. In vitro fatigue tests and in silico finite element analysis of dental implants with different fixture/abutment joint types using computer-aided design models. J Prosthodont Res. 2018 Jan;62(1):24-30. doi: 10.1016/j.jpor.2017.03.006. Epub 2017 Apr 17. PMID: 28427837.

Wagenberg B, Froum SJ. Prospective study of 94 platform-switched implants observed from 1992 to 2006. Int J Periodontics Restorative Dent. 2010 Feb;30(1):9-17. PMID: 20224827.

Wu AY-J, Hsu J-T, Fuh L-J, Huang H-L. Effects of Positions and Angulations of Titanium Dental Implants in Biomechanical Performances in the All-on-Four Treatment: 3D Numerical and Strain Gauge Methods. Metals. 2020; 10(2):280. https://doi.org/10.3390/met10020280.