



**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E PRÓTESE**



MONALISA BARBOSA PEREIRA

Avaliação biomecânica em novo desenho de implante cone Morse

Ribeirão Preto

2020

MONALISA BARBOSA PEREIRA

Avaliação biomecânica em novo desenho de implante cone Morse

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para a obtenção do título de Mestre em Ciências, junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia (Reabilitação Oral).

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Prof^ª. Dr^ª. Renata Cristina Silveira
Rodrigues Ferracioli

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto
2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do *Campus* USP – Ribeirão Preto

Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Pereira, Monalisa Barbosa

Avaliação biomecânica em novo desenho de implante cone Morse.
Ribeirão Preto, 2020.

116 p.: il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Ferracioli, Renata Cristina Silveira Rodrigues

1. Implante dentário. 2. Teste de materiais. 3. Torque. 4. Fadiga. 5. Análise de tensões.

FOLHA DE APROVAÇÃO

MONALISA BARBOSA PEREIRA

Avaliação biomecânica em novo desenho de implante cone Morse

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em _/_/2020

BANCA EXAMINADORA

Prof. (a) Dr. (a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. (a) Dr. (a): _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

A Deus

Por se fazer presente em todos os momentos, pelas oportunidades concedidas, por guiar minhas escolhas e mostrar que sou capaz. Pela força, coragem e fé que me impulsiona a seguir em busca dos meus sonhos. A Ele dedico todas as minhas conquistas e vitórias.

Aos meus pais

Coriolano Gomes Pereira e Iraci Pereira Barbosa, pelo incentivo constante, amor, cuidado, confiança e por terem cultivado em mim valores e bons princípios morais e éticos. Obrigado por acreditarem nos meus sonhos, pelo apoio incondicional, pelas orações e suporte emocional, e por me permitir desbravar o mundo. Sem vocês jamais teria chegado até aqui. Um parágrafo é pouco para descrever a minha gratidão frente a tudo que vocês fazem por mim. Amo muito vocês!

Aos meus irmãos

Jota, Nana, Cido e Ninha, por todo carinho, atenção e companheirismo. Obrigado por entenderem a minha constante ausência e por sonhar junto comigo por dias melhores.

Ao meu esposo

João Rafael, por estar ao meu lado sempre. Por acreditar em mim, quando nem eu mesma acreditei, por me dá força e ser minha força nos momentos difíceis. Por segurar toda a barra em casa sozinho, por nunca me cobrar por estar ausente, por sempre me receber de braços abertos. Cada conquista alcançada era motivo de felicidade e orgulho para você. Essa conquista também é sua!

Aos meus familiares

Minhas avós Alexandrina e Manoelina, meus tios, primos, minha sogra pelo amor concedido, abraço verdadeiro, sorriso sincero e força pra seguir em frente. Muito obrigada por acreditarem em meu potencial!

A vocês, amada família, dedico este trabalho!

Agradecimentos Especiais

À minha orientadora,

Prof^a. Dr^a Renata Cristina Ferracioli, agradeço pela oportunidade de trabalharmos juntas, por todo conhecimento científico e conselhos transmitidos, compreensão e paciência com minhas limitações e por sempre estar disponível em qualquer situação. Obrigada pela confiança depositada e por ser sempre tão tranquila, tornando os momentos mais difíceis em algo alcançável. Obrigada por ser sempre tão gentil e cuidadosa, mesmo quando era necessário corrigir e repreender. Espero ser uma professora como você! Grata por tudo!

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, obrigada pela confiança em mim depositada, pelo carinho e atenção durante toda a pós-graduação. Obrigada por todo o conhecimento transmitido, conselhos dados e pela disponibilidade em me ajudar sempre que possível. Com você aprendi que foco, responsabilidade e dedicação ao trabalho são essenciais para a formação de um profissional de excelência. Tenho muito orgulho de ter sido parte de sua equipe! Muito obrigada!

Ao Prof. Armando Prado, obrigada por ter visto em mim algo que eu não enxergava. Obrigada por abrir a porta da docência na minha vida, sem esse incentivo eu jamais teria descoberto esse dom e essa sede pela ciência. Obrigada por me mostrar o mundo da Reabilitação Oral! Obrigada por todos os ensinamentos e pelo incentivo! Continuarei seguindo seus passos!!! Grata por tudo!!!

Agradecimientos

A Deus, minha fonte inesgotável de força, pelas oportunidades e bênçãos concedidas.

À minha família, por todo apoio, cuidado e amor.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP), representada pelo Diretor Prof. Dr. Paulo Nelson Filho, pela oportunidade de aprendizado e acolhimento, essenciais para o meu crescimento profissional.

Ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da FORP - USP, representado pela Coordenadora Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis, por sua dedicação, competência e empenho em oferecer um programa de excelente qualidade.

À Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz, pela amizade, atenção, disponibilidade, companheirismo e pela ajuda essencial durante toda a pós-graduação. Obrigada pelo conhecimento transmitido, pelas ideias trocadas, pelos conselhos dados. Esse trabalho não seria o mesmo sem a sua ajuda! Gratidão!

À Luiz Sérgio Soares, pela amizade construída. Seus conselhos são valiosos! Obrigada por toda ajuda, ideias, construção de equipamentos e por sempre estar disponível quando precisei. Eternamente me lembrarei de você!

À Dra. Ana Paula Macedo, pela ajuda, disponibilidade e atenção que influenciou diretamente na realização deste trabalho. Obrigada por dispor do seu tempo e conhecimento para me ajudar a encontrar as soluções necessárias.

À Profa. Dra. Alma Blásida, por ter me mostrado como a docência é maravilhosa e instigante. Obrigada por despertar em mim a vontade de fazer um trabalho com amor, tendo como foco sempre o outro como ser complexo e individual!

Aos Professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, pelos valiosos ensinamentos, pela disponibilidade e paciência em ajudar e por me prepararem para a vida. Devo esse título a vocês.

À CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pela bolsa fornecida durante o mestrado e pelo suporte ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral. Sem essa ajuda eu não teria conseguido.

À Singular Implants que disponibilizou o material necessário para a realização deste trabalho, pelo apoio à ciência.

Ao Prof. Dr. Estevam Bonfante, da Faculdade de Odontologia de Bauru -USP pelo fundamental auxílio no planejamento e análise estatística do ensaio de fadiga acelerada progressiva.

*Aos Funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, especialmente a **Júlio, Marcelo e Wagner**, pela inestimável disponibilidade, eficiência e colaboração durante o período do mestrado em Reabilitação Oral.*

*Aos Funcionários da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, **Mary Possani e Carlos Feitosa**, pelas informações e orientações disponibilizadas.*

*A **Allan Oliveira e Livia Fiorin** pela amizade verdadeira construída, pelos momentos inesquecíveis, pela confiança e por todo aprendizado compartilhado. Saibam que sempre podem contar comigo! Amo vocês!!!*

*Às **Julianas Andrezza Moura e Ingrid Souto**, por serem a minha família em Ribeirão Preto. Obrigada pela amizade, convivência harmoniosa, pelos momentos de descontração e aprendizado. Estaremos sempre juntas!*

*Aos amigos **Ebele Adaobi, Beatriz Torriani, Filipe Mendes, Tati Dotta, Raisal Castelo** pelas experiências compartilhadas, pelas palavras amigas, pelo ótimo convívio. Com vocês os dias tensos foram mais tranquilos.*

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho,

Meus sinceros agradecimentos!

Resumo

Pereira, MB. **Avaliação biomecânica em novo desenho de implante cone Morse**. [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2020.

Conceitos e princípios biomecânicos precisam ser incorporados no desenho dos implantes a fim de melhorar sua previsibilidade e aumentar as chances de sucesso clínico. Com isso, os implantes vêm sofrendo constantes modificações em sua macrogeometria, que podem interferir em sua resistência estrutural e na transferência de tensões na interface osso-implante. O objetivo desse estudo foi avaliar a perda de torque dos pilares universais antes e após ciclagem termomecânica, comportamento mecânico do conjunto implante-pilar protético após ensaio de fadiga acelerada progressiva e a transmissão de tensões de novo desenho de implante com conexão cone Morse através do ensaio de correlação de imagens digitais (CID). Para avaliar perda de torque, 20 conjuntos implante/pilar foram incluídos em resina de poliuretano a 30° (n=10), subdivididos em Controle (Cônico CM) e Teste (GoDirect CM) e submetidos a ensaio de ciclagem termomecânica sob frequência de 2 Hz, carga de 140 N, realizando 1.000.000 de ciclos, de acordo com a Norma ISO 14801. Para o ensaio de fadiga acelerada progressiva, foi realizado previamente o teste de resistência à compressão (n=3/grupo) para obtenção dos valores de resistência à fratura. Em seguida, 18 conjuntos de cada grupo foram dispostos em 3 perfis de estresse progressivo (leve, moderado e agressivo) e os dados submetidos a análise de Weibull e cálculo de confiabilidade para missões de 50.000 ciclos sob carga de 100 e 150 N. Para análise da distribuição de tensões foi confeccionado modelo em poliuretano (n=1/grupo), posicionado em Máquina Universal de Ensaio, utilizando sistema de análise com duas câmeras e carregamento estático de 250 N em posição axial e angulada a 30°. Ainda foram realizadas análises qualitativas em lupa estereoscópica, microscópio eletrônico de varredura e microtomografia computadorizada com o objetivo de ilustrar e observar visualmente os resultados encontrados nos ensaios anteriores. Os resultados da perda de torque foram analisados pelo modelo de regressão linear com efeitos aleatórios, houve diferença significativa ($p \leq 0,05$) entre grupos após ciclagem, onde o grupo Teste apresentou ganho de torque; e intragrupo, no grupo Controle, antes e após ciclagem, apresentando maior afrouxamento final ($p \leq 0,05$). No ensaio de fadiga acelerada progressiva, não foi observada diferença significativa entre grupos quanto à resistência dos implantes, entretanto foi observada diferenças quanto à resistência característica e a confiabilidade do grupo Controle que apresentou maiores chances de sobrevivência. Na análise qualitativa da correlação de imagens digitais, os dados mostram maior concentração de tensões de tração no grupo Teste, no carregamento angulado, localizadas na região cervical do implante, no lado oposto a carga aplicada, e ao longo do corpo do implante. Considerando as limitações desse estudo, conclui-se que o novo macrodesenho de implantes cone Morse interfere negativamente no desempenho biomecânico e na transmissão de tensões para o osso subjacente.

Palavras-Chave: 1. Implante dentário. 2. Teste de materiais. 3. Torque. 4. Fadiga. 5. Análise de tensões.

Abstract

Pereira, MB. **Biomechanical evaluation in new design morse taper implants.** [Dissertação].
Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2020.

Biomechanical principles need to be incorporated into dental implants design in order to improve their predictability and increase clinical success possibility. Dental implants have been undergoing constant changes in their macrogeometry and which can interfere with their structural strength and strain transfer at the bone-implant interface. Therefore, the purpose of this study was to evaluate the torque loss of universal abutments before and after thermomechanical cycling, mechanical behavior of the implant-abutment assembly after step-stress accelerated life testing and the strain transfer in a new implant design Morse taper using a digital image correlation method (DIC). To evaluate torque loss, 20 implant / abutment sets were included in 30° off-axis in polyurethane resin (n = 10), subdivided into Control (CM Conical) and Test (GoDirect CM) and subjected to thermomechanical cycling testing at 2 Hz, 140 N and performing 1.000.000 cycles, according to the ISO 14801. For the step-stress accelerated life testing, the single load to failure testing (n = 3 / group) was previously performed to obtain the mean values to failure. Then, 18 sets from each group were distributed in 3 progressive stress profiles (mild, moderate and aggressive) and the data submitted to Weibull analysis and reliability calculation for missions of 50.000 cycles under load of 100 N and 150 N. For the DIC was made with a polyurethane model (n = 1 / group), positioned in a Universal Testing Machine, using an analysis system with two cameras and 250 N static loading in an axial and angled position at 30° off-axis. The results of the torque loss were analyzed by the linear regression model with random effects and there was a significant difference ($p \leq 0.05$) between groups after cycling, where the Test group showed lower torque loss; and intragroup, in the Control group, before and after cycling, presenting higher final loosening ($p \leq 0.05$). In the step-stress accelerated life testing, no significant difference was observed between groups regarding structural strength of dental implants. However, there was observed statistical differences regarding the characteristic resistance and the reliability of the Control, group with highest probability of survival. In the qualitative analysis of the digital image correlation, data showed a higher concentration of tensile strains in the Test group, in the angled loading, located in the cervical region of the implant, on the side opposite the applied load and along the implant body. The new macro-design of Morse taper implants had influence in biomechanical performance and strain transfer to the adjacent bone.

Key words: 1- Dental implants. 2- Materials test. 3- Torque. 4- Fatigue. 5- Strain analyses

Lista de Figuras

LISTA DE FIGURAS

Figura 1-	A: Implantes Cônico CM e B: GoDirect CM.....	59
Figura 2-	A: Dispositivo para angulação em 30°. B: Poliuretano. C: Corpo de prova.....	60
Figura 3-	A: Lupa estereoscópica. B: Dispositivo para correção da angulação.....	61
Figura 4-	A: Torquímetro Digital. B: Torqueamento do pilar. C: Corpo de prova com cápsula metálica.....	62
Figura 5-	A: Cicladora termomecânica. B: Antagonista.....	63
Figura 6-	A: Ensaio de resistência a compressão. B: Deformação do corpo de prova.....	64
Figura 7-	Representação gráfica dos perfis leve, moderado e agressivo de acordo com ciclo e carga que foram submetidos.....	65
Figura 8-	A: MEV. B: Amostras fraturadas.....	66
Figura 9-	Microtomógrafo.....	67
Figura 10-	A: Fixação do conjunto implante/pilar com paralelômetro. B: Modelo mestre. C: Moldagem em silicone de duplicação	68
Figura 11-	A: Câmeras. B: Carregamento axial. C: Carregamento angulado em 30°.....	69
Figura 12-	Região de análise das tensões no modelo.....	70
Figura 13-	A: Implante anterior ao ensaio de ciclagem termomecânica. B: Implante com danos localizados na região de contato direto com o pilar protético. C: Implante com danos severos em toda a plataforma. (Grupo controle).....	75
Figura 14-	A: Implante anterior ao ensaio de ciclagem termomecânica. B: Após ensaio, implante com danos localizados na região de contato direto com o pilar protético. C: Implante com mínimos danos na plataforma. (Grupo Teste).....	76
Figura 15-	Perda de torque (%) inicial e final dos pilares protéticos.....	76
Figura 16-	A: Complexo implante-pilar fraturado. B: Pilar fraturado.....	77
Figura 17-	Gráfico de contorno (módulo de Weibull x resistência característica – η , em N). Nota-se que não existe diferença significativa entre os grupos quando os contornos se sobrepõem.....	79
Figura 18-	Imagens em MEV do conjunto implante-pilar fraturados após fadiga acelerada progressiva. A1, A2: controle; B1, B2: teste. Onde A1 e B1 correspondem ao fragmento do implante fraturado; e A2 e B2 a área hexagonal interna do implante. Deformação plástica foi observada, correspondendo à área de compressão (seta branca), com a área de tração (seta	80

amarela) correspondendo à origem da fratura. (Seta vermelha) Direção de propagação.....

Figura 19-	Tensões geradas após carregamento axial em 250 N. A: Grupo Controle. B: Grupo Teste.....	81
Figura 20-	Distribuição das tensões (μ S) geradas após carregamento axial, ao longo do implante (mm).....	81
Figura 21-	Tensões geradas após carregamento angulado (30°) em 250 N. A: Grupo Controle. B: Grupo Teste.....	82
Figura 22-	Distribuição das tensões (μ S) geradas após carregamento angulado em 30° , ao longo do implante (mm).....	82
Figura 23-	Imagem bidimensional em micro-CT com medidas lineares evidenciando diferenças entre os grupos (anterior ao ensaio de ciclagem termomecânica). A: Controle. B: Teste. (Traço laranja – espessura de parede; traço vermelho – profundidade de rosca; traço verde – passo de rosca; círculo azul – secção transversal).....	83
Figura 24-	Comparativo de imagem bidimensional em micro-CT antes e após ensaio de ciclagem termomecânica. A1 e A2: Controle. B1 e B2: Teste.....	84

=

Lista de Tabelas

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Média e desvio padrão (%) da perda de torque inicial e final dos pilares protéticos.....	76
Tabela 2-	Regressão linear com efeitos aleatórios – Comparação da perda de torque antes e após ciclagem termomecânica.....	77
Tabela 3-	Valores da força máxima de deformação (N) dos grupos controle e teste; valor da força média para todas as amostras.....	78
Tabela 4-	Confiabilidade para missão de 50.000 ciclos de acordo com a carga.....	79

Sumário

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	39
2. PROPOSIÇÃO	53
2.1 Objetivo geral	55
2.2 Objetivos específicos	55
2.3 Hipótese nula	55
3. MATERIAL E MÉTODOS	57
3.1 Obtenção dos corpos de prova	59
3.2 Análise em lupa estereoscópica	60
3.3 Ciclagem Termomecânica	61
3.4 Resistência à compressão	63
3.5 Fadiga acelerada progressiva	64
3.6 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	65
3.7 Microtomografia Computadorizada	66
3.8 Correlação de Imagens Digitais (CID)	67
3.9 Análise Estatística	70
3.9.1 Ciclagem Termomecânica	70
3.9.2 Fadiga acelerada progressiva	70
4. RESULTADOS	73
4.1 Análise em lupa estereoscópica	75
4.2 Ciclagem termomecânica	76
4.3 Resistência à compressão	78
4.4 Fadiga Acelerada Progressiva	78
4.5 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	79
4.6 Correlação de Imagens Digitais (CID)	80
4.6.1 Carregamento axial	81
4.6.2 Carregamento angulado	82
4.7 Microtomografia computadorizada (Micro-CT)	83
5. DISCUSSÃO	87
6. CONCLUSÕES	97
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	101

1. Introdução

1. INTRODUÇÃO

Com a descoberta da osseointegração em 1965 por Branemark⁽¹⁻³⁾, houve uma profunda modificação nos rumos da Odontologia, possibilitando a reposição de dentes através de reabilitações sobre implantes, em oposição às próteses dento e mucossuportadas. Ao longo dos anos numerosas pesquisas foram realizadas acerca da osseointegração, consistindo em um assunto bem fundamentado e consolidado, demonstrando previsibilidade e altas taxas de sucesso e sobrevivência em longo prazo⁽⁴⁻⁶⁾. Destarte, as pesquisas científicas redirecionaram seu foco para o desenvolvimento de novos materiais e técnicas odontológicas⁽²⁾, bem como para a melhoria do tratamento reabilitador protético.

Ainda que a literatura científica corrobore com as altas taxas de sucesso dos implantes, em torno de 90%⁽⁵⁻⁸⁾, falhas tardias no tratamento ainda são encontradas em proporção significativa^(7,9), podendo ser de natureza biológica ou mecânica^(5,10-12). Dentre as falhas biológicas, a mais comumente relatada é a relacionada ao tecido peri-implantar⁽⁵⁾, afetando tecidos duro e mole, promovendo a perda do tecido ósseo peri-implantar e em consequência, ocasionando a mobilidade do implante^(6,13). Já as falhas de cunho mecânico variam de gravidade, estando relacionadas principalmente à junção implante-pilar protético, tendo como consequência principal o afrouxamento ou fratura do parafuso do pilar ou de retenção da coroa protética^(9,13,14) e de forma mais rara, mas clinicamente importante, a fratura do implante^(15,16).

Um aspecto importante relacionado ao sucesso dos implantes diz respeito às características geométricas, como a macrogeometria e o tipo de interface protética^(17,18), que se mostram fundamentais na dissipação de tensões mastigatórias e na própria osseointegração⁽¹⁹⁾. Os implantes endósseos vêm, ao longo do tempo, sofrendo constantes modificações relacionadas ao material, mas também com relação à concepção do desenho⁽²⁰⁾. Diversas pesquisas científicas estudam a importância do desenho geométrico das conexões protéticas, pois a compreensão dos aspectos biomecânicos do conjunto implante-pilar-prótese pode reduzir a ocorrência de falhas como o afrouxamento de parafusos. A junção implante-pilar é a região mais propensa a problemas biomecânicos, com incidência de até 57%⁽⁶⁾, uma vez que essa área recebe as forças aplicadas durante a conexão e aperto do parafuso de fixação do pilar, onde qualquer tensão ou deformação gera desajuste ou instabilidade da junta^(13,21), provocando micromovimentação e, conseqüentemente, perda da pré-carga⁽⁶⁾.

Carga de aperto, carga inicial ou pré-carga é o torque aplicado ao parafuso, onde pré-carga insuficiente, ou seja, menor que as forças as quais o parafuso será submetido em boca não proporciona boa retenção, da mesma forma pré-carga excessiva, além do limite de escoamento

do parafuso, pode levar a deformações permanentes ou à fratura dos componentes^(9,13,22,23). Entretanto, é esperada certa dispersão da pré-carga devido o relaxamento ou assentamento do material^(13,24), dessa forma o torque de remoção de um parafuso será menor que o torque de instalação⁽²³⁾.

No entanto, mesmo que a maior incidência de falhas ocorra na junção implante/pilar protético e a fratura do implante represente somente 6% das complicações mecânicas⁽⁴⁾ é a que resulta em maiores problemas para o paciente e para o profissional, provocando a falha no tratamento^(15,16). A principal causa de fratura no corpo do implante é a fadiga do metal^(16,25), que por definição é resultado de um carregamento repetido, consistindo em uma falha dependente do tempo⁽²⁵⁾ e que ocorrerá mesmo que a carga aplicada seja inferior ao limite de resistência⁽²⁶⁾. Estudos relatam afrouxamento ou fratura do parafuso do pilar protético ou da prótese anteriormente à fratura do implante⁽²⁷⁻²⁹⁾. A longevidade dos implantes é uma questão central, sendo necessária a compreensão e identificação das causas físicas e mecânicas relevantes a fim de se evitar futuras complicações que resultem em fraturas do implante, visto a complexidade de sua resolução – a remoção do implante^(25,30).

Características macrogeométricas influenciam significativamente no sucesso e no melhor desempenho clínico dos implantes, principalmente no que diz respeito à resistência do implante e transmissão de cargas. Gealh *et al*⁽³¹⁾ em uma revisão apontaram a fadiga do metal como principal causa de fratura em implantes dentários influenciada, entre outros fatores, pela macrogeometria e magnitude dos esforços oclusais, assim como Balshi *et al*⁽²⁷⁾ e Eckert *et al*⁽²⁹⁾ atribuíram a falhas no projeto e na usinagem do implante como possíveis causas de fratura dos mesmos. A maioria dos estudos se concentra na interface implante-pilar, abordando mais raramente o desenho do implante no desempenho da fadiga. Existe vasta diversidade de desenhos de implantes no mercado, que objetivam funcionarem osseointegrados por longos períodos, promovendo melhor dissipação de tensões e manutenções protéticas simplificadas⁽²⁰⁾. Destarte, é importante conhecer aspectos do desenho que possam influenciar no sucesso clínico dos implantes ao nível macro, micro e nanométrico. As características microgeométricas se referem principalmente aos tratamentos de superfície sofridos pelos implantes, que consiste em criar uma superfície com diferentes graus de rugosidade com o intuito de potencializar a interligação mecânica entre osso e implante, ou seja, promover osseointegração mais eficiente⁽³²⁻³⁴⁾. Ao nível nanométrico, o desenvolvimento de uma superfície com topografia e composição química controladas podem promover maior adsorção de proteínas, bem como auxiliar na diferenciação e regeneração celulares^(35,36). A macrogeometria inclui o formato do corpo do implante, presença ou ausência de roscas e o desenho das roscas. Determinadas

características da geometria externa podem ser críticas para o sucesso do tratamento, promovendo menor contato osso-implante, distribuição desfavorável das cargas mastigatórias e diminuição da resistência biomecânica do implante^(20,37,38).

O formato do implante é o principal responsável pelo tipo de força gerada na interface osso-implante e, também por sua dissipação. Pode se apresentar tanto na forma cônica, como na cilíndrica. O formato ideal seria aquele capaz de equilibrar as forças resultantes dos esforços mastigatórios, minimizando tensões prejudiciais e maximizando a resistência do implante a cargas⁽³⁹⁾. Diversos estudos vêm analisando os diferentes fatores chave para o sucesso dos implantes como Huang *et al*⁽⁴⁰⁾ que, ao proporem um desenho em degraus para o implante cilíndrico com o objetivo de melhorar a distribuição de forças e reduzir o acúmulo de tensão em osso cortical e compará-lo ao implante cônico e ao cilíndrico convencional constataram que a utilização de um implante em degrau não reduziu as tensões, já que ao diminuir progressivamente o diâmetro do implante, reduziu também a área de contato entre osso-implante. Ainda avaliando a melhor distribuição de cargas, em 2010, Huang *et al*⁽⁴¹⁾ e Rismanchian *et al*⁽⁴²⁾ avaliaram o acúmulo de forças em osso cortical e trabecular utilizando implantes cônicos e cilíndricos, verificando que havia um maior acúmulo em osso cortical quando do uso de implantes cilíndricos.

Outro ponto importante para a transmissão de forças através do osso é a geometria das roscas. O intuito é aumentar a área de superfície dos implantes, melhorando o contato inicial entre osso e implante, desta forma aumentando a estabilidade primária⁽⁴³⁻⁴⁸⁾. Diferentes aspectos do desenho das roscas são importantes como: forma, passo, profundidade, espessura e ângulo de face da rosca⁽⁴⁹⁻⁵³⁾.

As espiras podem apresentar diferentes formatos, podendo ser quadradas, triangulares (em V) ou trapezoidais^(46,49,51,54,55), bem como variações dos desenhos iniciais como trapézio reverso e espiral^(46,51,56). As diferentes formas afetam o tipo de força existente e, por conseguinte, a maneira de dissipação desta para o osso circundante^(51,53). A eficiência na transmissão de tensões é de suma importância para o sucesso em longo prazo do tratamento com implantes. Acredita-se que tensões de compressão atuam como estímulo para manutenção óssea, entretanto tensões de tração e de cisalhamento, tal qual insuficiente estímulo mecânico possa causar perda óssea marginal^(46,57). Desta maneira, o desenho das roscas deve gerar dissipação de forças favoráveis, minorando forças nocivas.

Outra característica do macrodesenho relevante para a concentração de estresse no corpo do implante é o passo da rosca, que consiste na distância entre o centro de duas roscas contíguas, num plano paralelo ao longo eixo do implante^(51,53,56). Existem comercialmente

implantes de rosca única e de roscas múltiplas, podendo ser de 2 ou 3 entradas. Neste caso, o passo de rosca é diferente do passo de perfil (distância entre o centro de uma rosca e o centro da mesma rosca após rotação completa)⁽⁵⁸⁾, que em implantes de múltiplas entradas podem ser o dobro de um implante de rosca única⁽⁵¹⁾. Estudos mostraram que quanto menor essa distância, maior será o contato osso-implante, e conseqüentemente haverá aumento da área de superfície e melhor transmissão de tensão^(48,54,55,59,60). Segundo Kong *et al*⁽⁶¹⁾ o passo de rosca tem papel protetor do implante frente a cargas axiais.

Outrossim, a profundidade da rosca tem papel significativo na dissipação do estresse e na estabilidade do implante⁽⁶²⁾. Esta é determinada pelo intervalo entre a zona de maior e menor diâmetro da rosca^(48,51,56). Segundo Mish *et al*⁽⁶³⁾, quanto maior a profundidade da rosca maior será a área de superfície, principalmente em zonas de pouca densidade óssea e forças oclusais superiores. No entanto, roscas com menor profundidade facilitam a inserção do implante^(51,63). Diversos sistemas de implantes utilizam profundidades diferentes de rosca ao longo do implante com o objetivo de favorecer a transmissão de estresse para o osso trabecular, colaborando para menor reabsorção de osso cortical⁽⁶³⁾. Em 2003, Hansson *et al*⁽⁶⁴⁾ verificaram que roscas com profundidade de 0,1 mm eram tão eficazes quanto a preservação óssea marginal que roscas com profundidade de 0,4 mm. Segundo Abuhussein *et al*⁽⁵¹⁾ e Ao *et al*⁽⁶²⁾, a profundidade ideal está entre 0,34 e 0,5 mm.

Os diferentes tipos de rosca e desenho de implantes têm por objetivo compensar problemas de quantidade e qualidade óssea, inserção mais rápida do implante⁽⁴⁷⁾ e aumentar o contato osso-implante. São capazes de suportar o estresse provocado pelas forças mastigatórias, transferindo-as para o osso circundante com orientação e magnitude adequadas para manter o tecido de suporte em um estado fisiológico ideal⁽⁶⁵⁾. Estudos reportaram que o ângulo da rosca pode alterar a direção das forças, bem como o tipo de força incidida. O ângulo é determinado pela face de uma rosca e o plano perpendicular ao longo eixo do implante, na qual à medida que aumenta o ângulo do vértice da rosca, aumenta a quantidade de forças de cisalhamento transmitidas^(46,66). A medida do ângulo do vértice é relevante haja vista que é a partir desse ponto que ocorre a dissipação da maior parte das forças oclusais⁽⁵¹⁾. O estudo do ângulo da rosca visa diminuir a incidência de forças de cisalhamento, maximizando as forças compressivas⁽⁵³⁾.

Dentre todos os elementos constituintes da macrogeometria do implante, o colo é o local de integração entre tecido conjuntivo e implante e onde há maior concentração de forças, auxiliando na estabilidade primária por se ancorar em osso cortical, mais denso^(48,51,55,67). Para que o sucesso clínico seja alcançado, é necessário além de eficiente osseointegração, deve haver

conexão estreita entre tecidos moles e duros a fim de prevenir as doenças peri-implantares⁽³⁶⁾. O colo pode apresentar-se reto ou angulado, liso ou com presença de micro roscas. Modificações no colo visam permitir a conexão saudável entre tecido conjuntivo e implante⁽⁶⁸⁾, diminuir concentração de forças nocivas e a perda óssea marginal, assim como favorecer a dissipação de forças axiais^(48,51,67,69). Sendo assim, o colo do implante é fator significativo no estudo da macrogeometria dos implantes por apresentar papel fundamental para a minimização do estresse ao osso⁽⁷⁰⁾.

Outro fator de mister importância são as forças oclusais durante o processo de mastigação. Em reabilitação com implantes, as principais forças incidentes são as axiais e as laterais, onde a primeira é mais favorável, proporcionando melhor distribuição ao longo do implante; enquanto a segunda gera tensões de flexão e torção que podem estar associada ao afrouxamento do parafuso dos pilares^(71,72). Além disso, a magnitude das forças oclusais influenciam nas tensões e deformações transmitidas ao conjunto implante/pilar e ao tecido ósseo circundante⁽⁷¹⁾.

Estudos demonstram que a sobrecarga oclusal pode levar à perda dos implantes, seja por falha biológica, resultante de deformações no osso alveolar adjacente, levando a microfraturas na interface osso-implante, ou por falha mecânica, onde a aplicação repetida de cargas elevadas, superior ao limite suportado pelos materiais e tecidos leva à falha por sobrecarga ou as cargas contínuas de baixa intensidade levam à falência por fadiga⁽⁷¹⁾. As forças transmitidas aos implantes e as tensões produzidas dependem do local em que a força é exercida. As forças oclusais decrescem em direção à região anterior do arco, variando de 400 a 800 N na região de molares, 300 N para os pré-molares e 200 a 150 N para caninos e incisivos⁽⁷³⁾. É evidente que a magnitude das forças em torno dos implantes influencia nas reações ósseas.

Nesse contexto, têm sido desenvolvidos implantes dentários com diferentes macro e microdesenhos a fim de otimizar a osseointegração, a distribuição favorável dos esforços mastigatórios e eficiente conexão entre tecidos duros e moles. Inúmeras pesquisas demonstram que a macrogeometria dos implantes tem influência direta na estabilidade primária e, por conseguinte, na estabilidade biológica e reabsorção óssea marginal do tratamento reabilitador implantossuportado, bem como na distribuição de tensões geradas ao osso adjacente^(16,20,37,38).

Vários métodos são utilizados para a verificação das tensões geradas em torno dos implantes, como fotoelasticidade, extesiometria, análise de modelos tridimensionais por elementos finitos e correlação de imagens digitais (CID). A CID é um método mais recente que,

além de avaliar as tensões geradas na superfície do modelo em análise através da mensuração do deslocamento dos pontos individuais, tem a capacidade de avaliar a dinâmica das tensões de forma contínua e de analisar e determinar tensões de cisalhamento, o que é deveras importante para estudar a causa da perda de implantes^(74,75). Além disso, o procedimento é totalmente automatizado, excluindo a influência do operador e as imagens são rapidamente obtidas⁽⁷⁶⁾. São utilizados câmeras e dispositivos de carregamento para a captura de imagens a partir do deslocamento dos pontos e uso de programas específicos para a análise e cálculo das tensões resultantes na superfície do modelo^(75,77-82). Há ainda a alternativa de transformar o método em sistema 3D, acrescentando-se mais uma câmera ao equipamento⁽⁸³⁾. Este método é capaz de realizar análise qualitativa e quantitativa das tensões e apresenta maior precisão que o método extensiométrico⁽⁷⁴⁾. Em comparação aos métodos de fotoelasticidade e extensimetria, o método CID é mais completo e mais indicado para a comparação e validação direta do modelo matemático computacional (método por elementos finitos - MEF)⁽⁸³⁾.

Assim como mostram Tiozzi *et al*⁽⁷⁹⁾ que através da CID realizaram estudo para comparação e validação do MEF na avaliação de deformação óssea em próteses implantossuportadas. Foi possível observar ao final do experimento que ambos os métodos registraram deformações semelhantes, no entanto, maiores deformações internas foram encontradas no método por elementos finitos, mostrando que a CID é uma ferramenta útil para validar os modelos do MEF para análise biomecânica de implantes e próteses dentárias.

Amodio *et al*⁽⁷⁶⁾ apresentaram as bases teóricas da técnica e validaram o método com o uso de extensômetros, analisando uma das faces por correlação de imagens e a face contrária por extensômetros, desta forma, demonstrando que os resultados foram similares para os dois métodos. Contudo, o método extensiométrico é limitado, pois detecta somente as tensões geradas em uma pequena área, obtendo valores de tensão menores que os reais⁽⁸⁴⁾.

Tiozzi *et al*⁽⁸⁰⁾ ao comparar os métodos de fotoelasticidade e correlação de imagens digitais para análise de tensões em prótese parcial fixa de 4 elementos concluíram que tanto a fotoelasticidade quanto a DIC apresentaram resultados semelhantes e se mostraram capazes de indicar o local com maior concentração de tensões. Apesar disso, o método da fotoelasticidade apresenta a desvantagem de ser restrito ao uso de materiais polarizadores de luz e a análise quantitativa se limita à quantificação de tensões em pontos específicos, ao contrário da CID.

A Correlação de Imagens Digitais tornou-se uma das ferramentas mais valiosas para a medição de deformações plásticas dos materiais e para a construção das curvas de tensão-deformação. O uso do método CID surge como um aliado a outros métodos verificadores de tensão, possuindo os melhores aspectos desses métodos e facilitando a análise⁽⁸⁵⁾.

Em 2017, Peixoto *et al*⁽⁸¹⁾ avaliaram a transferência de carga em próteses fixas confeccionadas em porcelana e resina, retidas por implantes convencionais (11 mm) e implantes curtos (5 mm) através da Correlação de Imagens Digitais. Os autores observaram que o material de revestimento não influenciou na distribuição de tensão, apresentando resultados similares. Quanto ao tamanho dos implantes, estes exibem resultados diferentes, no qual implantes convencionais geram menor tensão que implantes curtos. Entretanto, os autores sugerem que o uso de 2 implantes curtos e 1 convencional em próteses fixas de 3 elementos, localizadas em extremidade livre mandibular com altura reduzida pode ser uma alternativa viável. Carvalho *et al*⁽⁸²⁾ pesquisaram o comportamento de coroas unitárias largas (14 mm), implante-retidas, em região molar com relação à transferência de tensão. Para o estudo, foram utilizados implantes estreitos (3,5 mm) posicionados mesial, distal e centralmente ao espaço protético, além do uso de 2 implantes estreitos e da reabilitação com 1 implante largo (5 mm). Para análise de tensões foi utilizada a CID em 3D. Como resultado, foi observado que a reabilitação do primeiro molar num espaço edêntulo largo com implante de plataforma larga apresenta maiores resultados de deformação que outras formas de reabilitação como o uso de 1 implante estreito centralmente localizado e o uso de 2 implantes estreitos, que apresentaram comportamento semelhante na transferência de tensões. A reabilitação que apresentou melhores resultados de distribuição de tensões foi com o implante estreito em posição mesial ou distal em relação ao espaço edêntulo. Os autores sugerem que os implantes largos apresentaram maior tensão por estarem mais próximos da superfície do bloco ósseo, gerando maiores tensões superficiais. E enfatizam que para a escolha da melhor disposição dos implantes em reabilitações como a do estudo são necessárias pesquisas adicionais incluindo teste de fadiga.

A avaliação biomecânica na Implantodontia é fundamental e visa fornecer estimativas mais realistas de vida do conjunto prótese/implante quando em função. A questão central é determinar quando os implantes falharão, partindo do pressuposto que todo material metálico acaba falhando por fadiga, para que seja possível definir intervalos de inspeção, manutenção preventiva e/ou extração desses implantes⁽¹⁶⁾. Os testes laboratoriais devem simular as condições clínicas^(16,86) e determinar as propriedades de fadiga dos materiais⁽⁸⁷⁾. É essencial que o ensaio experimental consiga reproduzir, o mais próximo possível condições críticas às quais o implante pode ser submetido. Além de ser reprodutível e permitir a análise comparativa entre diferentes implantes, submetidos a mesma carga, posicionamento e tempo⁽⁸⁸⁾. Segundo Fissore *et al*⁽⁸⁹⁾, estudos de fadiga dos materiais são mais relevantes que testes estáticos, que aplicam uma carga, normalmente alta, continuamente até a sua fratura, que apesar de prover valores

iniciais de resistência dos materiais, não são capazes de reproduzir as falhas encontradas clinicamente.

Os testes de fadiga desafiam a estrutura do material por meio da aplicação de cargas repetidas abaixo do seu limite de resistência^(26,90). Vários métodos e análises de fadiga são descritos na literatura como fadiga dinâmica (ciclagem termomecânica), método da escada (staircase), fadiga acelerada progressiva (step stress)^(90,91). A ciclagem termomecânica visa simular as forças oclusais sobre coroas artificiais, aproximando-se das condições fisiológicas geradas pela mastigação, através da aplicação de carga pré-definida por um determinado número de ciclos, a uma determinada frequência^(26,72,92-99). Este método tem sido aceito como um modelo experimental efetivo, já que as complicações mecânicas em Odontologia estão relacionadas com cargas baixas e contínuas em longo prazo⁽¹⁰⁰⁾. Após o ensaio dinâmico, danos na região da plataforma do implante e na conexão protética podem ocorrer⁽¹⁰¹⁾.

Shemtov-Yona *et al*⁽¹⁰²⁾ avaliaram o efeito de diferentes diâmetros de implantes (3,3, 3,75 e 5 mm) na função mastigatória simulada, inclinados a 30°, sob carga de 250 N e observaram que os implantes de plataforma regular e larga (3,75 e 5 mm) se mostraram previsíveis quando ao seu comportamento à fadiga, no entanto implantes de plataforma estreita (3,3 mm) falharam em demonstrar um comportamento típico à fadiga. Os resultados desse estudo enfatizam a importância de análise detalhada, a fim de identificar as prováveis causas do comportamento à fadiga observado. Tabuse *et al*⁽¹⁰³⁾ avaliaram o comportamento de próteses fixas sobre implantes em região anterior de maxila, modificando o posicionamento do implante no arco (laterais ou centrais ou lateral e central) e o sistema de conexão (HE, HI e CM) desses implantes após 1.000.000 de ciclos, com aplicação de carga de 100 N e inclinados a 45°. Foi possível observar que, independente do posicionamento ou do sistema de conexão, o comportamento mecânico dos grupos foi o mesmo, visto que todos atingiram a quantidade de ciclos determinada. Coray *et al*⁽⁸⁶⁾ realizaram revisão sistemática com meta análise sobre resistência à fratura do complexo implante-pilar protético após ciclagem mecânica e concluíram que o aumento no número de ciclos (acima de 1.000.000 de ciclos) diminui a resistência à fratura. Em 2017, Pardal-Pelaez *et al*⁽¹⁰⁴⁾ realizaram revisão sistemática sobre as causas da perda de torque de parafusos dos componentes protéticos, em diferentes sistemas de conexão após ciclagem mecânica e verificaram que os estudos possuem um consenso sobre a conexão interna, em especial o cone Morse, apresentar menor afrouxamento de parafusos em implantes unitários. Porém, ressaltam que o afrouxamento de parafusos protéticos é um evento multifatorial que não depende exclusivamente do sistema de conexão, mas também do desenho

e material dos parafusos e pilares, ajuste passivo dos elementos protéticos, forças oclusais, entre outros fatores.

A longevidade do tratamento com implantes osseointegráveis está relacionada diretamente com a estabilidade da conexão implante-pilar protético. Estudos biomecânicos permitem que seja possível prever ou evitar complicações mecânicas e o ensaio de ciclagem termomecânica é um método confiável para testar o efeito da fadiga mecânica na estabilidade da conexão implante-pilar. Sammour *et al*⁽¹⁰⁵⁾ avaliaram o efeito da ciclagem mecânica no afrouxamento de parafusos protéticos para implantes de plataforma cônica e hexagonal interna, com dois diâmetros de plataforma – estreita (3,3 mm) e regular (4,2 mm). Foi observado que as conexões cônicas possuem melhor desempenho na estabilidade da conexão implante-pilar protético que as conexões hexagonais internas. Quanto ao diâmetro da plataforma, não houve diferença significativa com relação ao afrouxamento dos parafusos. Antes disso, Bacchi *et al*⁽¹⁰⁶⁾ analisaram se a técnica de aperto dos parafusos protéticos influenciava no afrouxamento do parafuso do pilar universal após carregamento cíclico. Foi avaliado o torque recomendado pelo fabricante (32 Ncm) com as seguintes variações: segurando o torquímetro por 20 segundos, com o retorque após 10 minutos e uma combinação dos dois grupos. Os implantes foram submetidos à fadiga cíclica de 1.000.000 de ciclos sob carga de 130 N. Ao fim do ensaio foi possível concluir que as diferentes técnicas de aperto não apresentaram influência significativa no afrouxamento dos parafusos. No entanto, sugere-se que os componentes protéticos sejam retorqueados após inserção inicial e periodicamente, já que cargas mecânicas cíclicas promovem micromovimentação na conexão implante-pilar, contribuindo para a perda de torque dos parafusos.

Quando as conexões internas do tipo Morse foram introduzidas no mercado não havia sistema de indexação dentro do cone. Com o intuito de melhorar a performance da interface protética e facilitar a reabilitação foi adicionado à conexão interna cônica o sistema de indexação^(107,108). No entanto essas mudanças podem afetar o comportamento biomecânico da conexão, reduzindo a área de contato entre pilar e implante e por consequência poderá diminuir a estabilidade da conexão⁽¹⁰⁸⁻¹¹⁰⁾. À vista disso, Villarinho *et al*⁽¹⁰⁹⁾, De Oliveira *et al*⁽¹⁰⁸⁾ e Martins *et al*⁽¹¹¹⁾ avaliaram o comportamento biomecânico de pilares com e sem indexação em implantes indexados, com relação ao afrouxamento dos pilares submetidos a carga cíclica. Foi possível observar ao final do experimento que pilares indexados apresentam maior afrouxamento de parafusos que pilares não indexados. Os autores sugerem que o menor torque inicial aplicado poderia gerar as diferenças observadas, assim como menor precisão no encaixe entre interface do implante e o componente protético indexado.

Para avaliar a confiabilidade mecânica dos implantes é utilizada análise de sobrevivência que registra o tempo necessário para a falha sob determinada carga. No entanto, esses testes podem ter duração longa se o espécime demorar a falhar. Dessa forma, o teste de fadiga acelerada progressiva propõe aceleração da falha através do aumento progressivo da carga, consequentemente, o espécime falhará em menor espaço de tempo^(90,112-119). Para o ensaio, são determinados 3 perfis de carga (leve, moderado e agressivo), que correspondem à progressiva rapidez com que um determinado espécime atinge o limite da carga, ou seja, um carregamento no perfil leve é submetido a maior número de ciclos até atingir a carga limite. A principal desvantagem do método é que falhas ocorridas nos estágios finais dos perfis, sob altas cargas, podem não corresponder às encontradas clinicamente, dessa maneira, os valores de carga não devem ser altos a ponto de não conseguir reproduzir modos de fratura semelhantes⁽¹²⁰⁾. A análise de Weibull pode ser utilizada posteriormente e ampla variedade de dados de falhas pode ser observada, produzindo uma previsão de vida mais acurada⁽⁹⁰⁾.

Em 2011, Freitas-Júnior *et al*⁽¹²¹⁾ avaliaram o efeito do diâmetro do implante (3,75 e 3,0 mm) na confiabilidade para uma missão de 50.000 ciclos sob carga de 200 N e o modo de falha na reabilitação de primeiro molar com 1 implante e com 2 implantes. Após o teste de fadiga acelerada progressiva foi observado que para o grupo de plataforma regular (3,75 mm) e o grupo reabilitado com 2 implantes estreitos (3,0 mm) a probabilidade de Weibull indica que a fadiga acelerou a falha, no entanto, para o grupo reabilitado com 1 implante estreito a carga foi o responsável pelo mecanismo de falha. A confiabilidade foi maior para os dois primeiros grupos, demonstrando menor probabilidade de sobrevivência para o último grupo. O modo de falha encontrado para todos os grupos foi fratura do parafuso do pilar e/ou fratura do pilar. Concluiu-se então que a reabilitação de regiões de maior carga mastigatória, como a região de molares com 1 implante estreito possui menor confiabilidade e menor probabilidade de sucesso clínico.

Hirata *et al*^(119,122) realizaram um estudo avaliando a probabilidade de sobrevivência de implantes de plataforma estreita após ensaio de fadiga acelerada progressiva. Os implantes foram posicionados em 30°, foi analisada a curva de probabilidade de Weibull e a confiabilidades dos implantes para uma missão de 100.000 ciclos. No primeiro ensaio foram testados 4 diferentes implantes de plataforma estreita, sob carga de 150 e 200 N, ao passo que, no ano seguinte, foram analisados 5 diferentes implantes estreitos sob carga de 130 e 180 N. Como conclusão nos dois estudos foi observado que não houve diferença significativa entre os grupos na análise de sobrevivência sob cargas menores, até 150 N, no entanto quando foi analisada a sobrevivência sob cargas mais altas (180 e 200 N) a probabilidade de sobrevivência diminuiu

significativamente. O modo de falha foi similar para os grupos, onde o pilar protético e o parafuso fraturaram, permanecendo intacto o corpo do implante. A causa das falhas, segundo a probabilidade de Weibull, está associada ao acúmulo de danos.

Em 2016, Freitas *et al*⁽¹²³⁾ analisaram a sobrevivência de implantes regulares e estreitos (4,0 e 3,5 mm) com diferentes conexões (HE, HI e CM), em região anterior após ensaio de fadiga acelerada. Análise de sobrevida e confiabilidade foram calculadas para missões de 50.000 e 100.000 ciclos sob carga de 100 e 150 N. Foi verificado que houve diminuição significativa na probabilidade de sobrevivência em função dos ciclos e do aumento da carga em implantes estreitos. No entanto, implantes estreitos de conexão cônica do tipo Morse apresentaram resultados superiores quando comparados com as conexões HE e HI. A causa das falhas para os implantes de conexão hexagonal estavam relacionadas com o acúmulo de danos, enquanto para as conexões cônicas indicavam falhas precoces. Com relação ao modo de falha, predominaram as fraturas do parafuso do pilar e/ou fratura do pilar. Ao final, os autores sugerem que implantes com desenhos e materiais diferentes podem apresentar resultados distintos e que, portanto, devem ser realizadas pesquisas adicionais.

Bordin *et al*⁽¹¹⁴⁾ avaliaram a confiabilidade de implantes de plataforma estreita e extra-estreita (3,3 e 2,9 mm), com mesma macrogeometria e conexão cônica após missão de 50.000 e 100.000 ciclos, sob carga de 50, 100, 150 e 180 N. Após teste mecânico de fadiga acelerada progressiva e análise de Weibull, foi possível observar que não houve diferença significativa na análise de sobrevida entre as plataformas, no entanto à medida que as cargas aumentaram houve decréscimo significativo na confiabilidade de todos os grupos. Foram encontradas diferenças com relação à causa das falhas, onde os implantes de 3,3 mm apresentaram causa de falhas relacionadas ao material, não havendo relação com o acúmulo de danos, porém nos implantes com diâmetro de 2,9 a causa de falhas está relacionada com o acúmulo de danos como um fator acelerador das falhas. O modo de falhas nos implantes estreitos e extra-estreitos foram semelhantes, estando restritos à fratura do pilar protético. Já em 2018, Bordin *et al* avaliaram a confiabilidade de implantes estreitos (3,5 mm) com diferentes sistemas de conexão (HE – hexágono externo, HI – hexágono interno, IC – interna cônica e IC-PS – interna cônica com pilar sólido) e macrogeometria semelhantes. Foram realizadas análises de sobrevida e confiabilidade após missão de 50.000 ciclos, sob carga de 75 e 200 N. Foi observado que implantes estreitos com conexão hexagonal externa ou interna apresentam menor confiabilidade em cargas mais altas que implantes estreitos de conexão cônica. A causa de falhas foi semelhante para todos os grupos, onde foi possível observar acúmulo de danos até que ocorresse a falha. Foram encontradas divergências quanto ao modo de falhas entre as

conexões. Nos implantes HE as falhas ficaram restritas ao parafuso do pilar, nas conexões HI as falhas envolveram fratura do parafuso do pilar e fratura do corpo do implante, já nas conexões internas cônicas as falhas se restringiram a falhas na prótese. Ao fim, concluíram que os resultados são animadores e podem beneficiar pacientes com pouca espessura óssea, todavia os resultados necessitam de validação em futuros ensaios clínicos.

Ainda em 2018, Bordin *et al*⁽¹¹⁵⁾ realizaram estudo avaliando a confiabilidade e o modo de falha de implantes extra curtos (5 mm) com diferentes diâmetros de plataforma (4, 5 e 6 mm). Foi calculada a confiabilidade para missão de 100.000 ciclos sob carga de 100, 200 e 300 Mpa e avaliado o modo de falhas dos grupos. Foi possível observar que o diâmetro não tem influência na sobrevida de implantes curtos. Não houve diferença significativa da confiabilidade em todas as cargas avaliadas, a probabilidade de Weibull (< 1) mostra que a causa da falha está relacionada a falhas no material e não ao acúmulo de danos e o modo de falha predominante foi a fratura do pilar em todos os grupos.

À vista disso, mais estudos são necessários a fim de elucidar a forma como a macrogeometria dos implantes interfere no comportamento biomecânico, principalmente no que diz respeito à resistência mecânica do implante e distribuição de tensões ao osso circundante. Conceitos e princípios biomecânicos precisam ser incorporados no desenho das roscas a fim de melhorar sua previsibilidade e aumentar as chances de sucesso clínico dos implantes. Análises de confiabilidade e sobrevida dos implantes com diferentes desenhos macrogeométricos devem ser realizadas como um meio de diagnóstico de falhas e com o objetivo de melhorar o desempenho mecânico e biológico dos mesmos^(102,124). Deve-se considerar que falhas mecânicas do complexo implante-pilar protético, em especial fratura dos componentes ou do corpo do implante, são dispendiosas para o profissional e desagradáveis para o paciente. Sendo assim a inter-relação entre a macrogeometria e o comportamento biomecânico dos implantes carece de mais estudos, de forma a elucidar seu comportamento quando em função, corroborando para maior previsibilidade de seu uso e aprimoramento na longevidade do tratamento.

2. Proposição

2. PROPOSIÇÃO

2.1 Objetivo geral

O objetivo deste estudo foi determinar o comportamento mecânico do conjunto implante/pilar protético, perda de torque dos pilares universais e a transmissão de tensões de novo desenho de implante com conexão cone Morse.

2.2 Objetivos específicos

- ✓ Avaliar o torque de remoção dos pilares universais, antes e após ciclagem termomecânica;
- ✓ Determinar a resistência à fadiga do conjunto implante/pilar protético por meio do método da fadiga acelerada;
- ✓ Comparar a confiabilidade dos conjuntos implante/pilar submetidos ao ensaio de fadiga acelerada;
- ✓ Avaliar a transmissão de tensões através do método da correlação de imagens digitais.

2.3 Hipótese nula

A hipótese nula testada foi que os diferentes desenhos dos implantes de conexão cone Morse não influenciam na resistência à fadiga, na confiabilidade, na perda de torque e, nem mesmo, na transmissão das tensões.

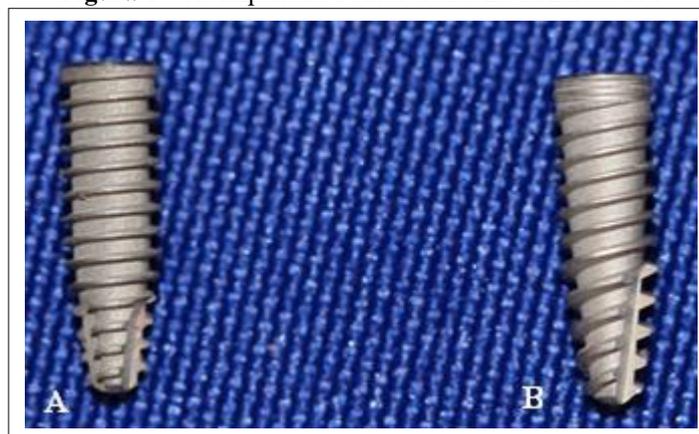
3. Material e Métodos

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1 Obtenção dos corpos de prova

Para a realização dessa pesquisa foram utilizados 64 implantes de titânio com conexão do tipo cone Morse (CM), sendo 32 implantes Cônico CM (Singular Implants®, Paramirim, RN, Brasil) e 32 implantes Godirect CM (Singular Implants®, Paramirim, RN, Brasil) com dimensões de 3,5 mm x 11,5 mm (Figura 1).

Figura 1 – A: Implantes Cônico CM e B: GoDirect CM

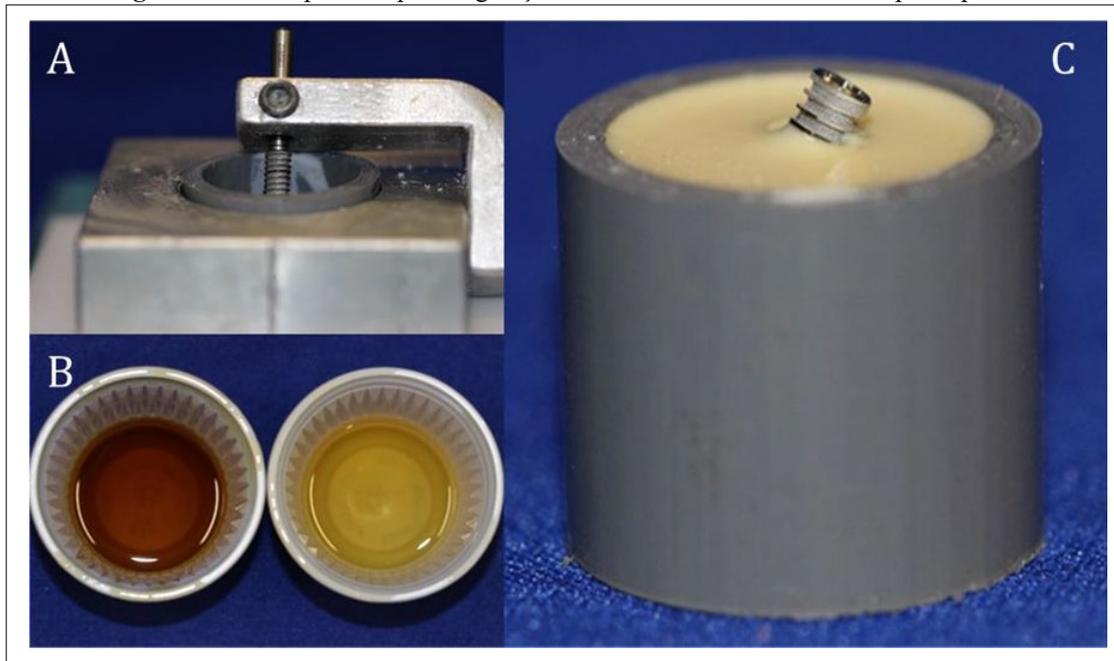


Fonte: Própria (2019)

Para a realização dos ensaios, os implantes foram incluídos com inclinação de 30°, segundo a Norma Técnica ISO 14801 - *Dentistry – Fatigue test for endosseous dental implants* (125), utilizando um dispositivo confeccionado pelo Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP (Figura 2A). Para isto, base e catalisador da resina de poliuretano (F16, Axson, Cergy, França) (Figura 2B) foram pesados na proporção de 1:1 em balança de precisão (BEL Equipamentos Analíticos Ltda., Piracicaba, São Paulo, Brasil). Após a pesagem, ambos os líquidos foram misturados por 30 segundos e a mistura vertida no cilindro de PVC (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil), deixando expostos 3 mm do corpo do implante, correspondente às 3 primeiras roscas, para simular reabsorção óssea^(23,126,127). Após 15 minutos, o corpo de prova foi removido do dispositivo (Figura 2C).

Após a inclusão de todos os espécimes, o grupo controle foi denominado pela letra C e números de 1 a 31 e o grupo teste pela letra T e números subsequentes. Para a realização dos testes e leituras, as amostras foram aleatorizadas através do aplicativo de celular Randomizador (MATH Domain Development, Los Angeles, Califórnia, EUA).

Figura 2 – A: Dispositivo para angulação em 30°. B: Poliuretano. C: Corpo de prova

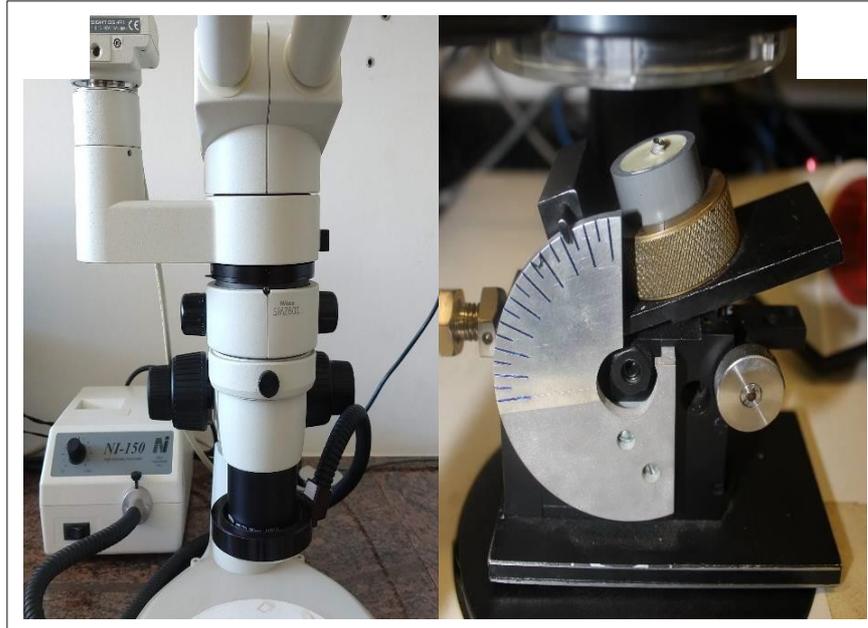


Fonte: Própria (2019)

3.2 Análise em lupa estereoscópica

A avaliação da plataforma dos implantes foi realizada previamente e após os ensaios mecânicos utilizando a lupa estereoscópica S8APO (Leica, Leica Microsystems, Hurbrugg, Suíça) (Figura 3A). A captura das imagens foi realizada com câmera digital DFC 250 (Leica, Leica Microsystems, Hurbrugg, Suíça) com aumento de 2,5 vezes. O corpo de prova foi posicionado em suporte confeccionado pelo Departamento de Materiais Dentários e Próteseda Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP que visa corrigir a angulação de 30°, permanecendo a plataforma perpendicular à lente da câmera (Figura 3B).

Figura 3 – A: Lupa estereoscópica. B: Dispositivo para correção da angulação.

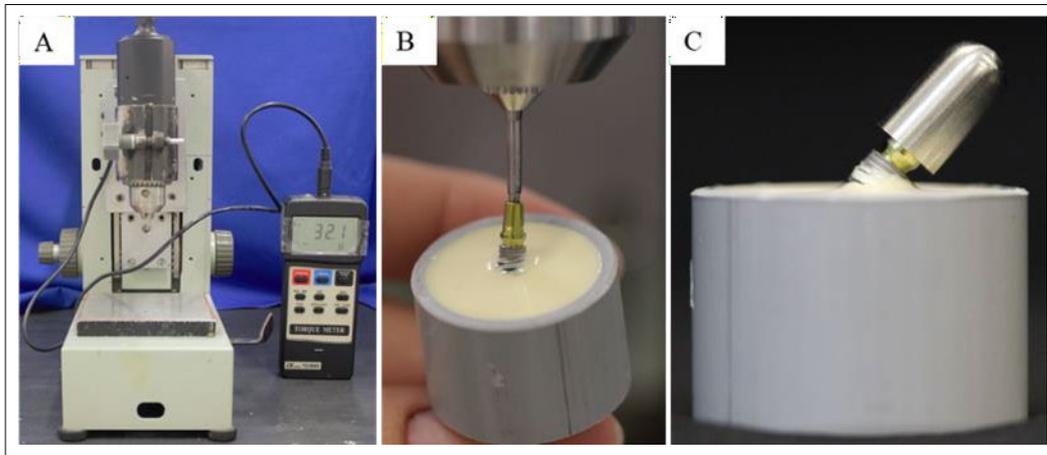


Fonte: Própria (2019)

3.3 Ciclagem Termomecânica

Para a ciclagem termomecânica foram utilizados 10 espécimes de cada grupo (controle e teste) que receberam pilares universais (3,3 x 4,0 x 1,5 mm - Singular Implants, Paramirim, RN, Brasil) com torque recomendado pelo fabricante (32 Ncm). Com o propósito de padronizar a aplicação de torque em todas as amostras e compensar a acomodação inicial do parafuso, o torqueamento foi realizado por torquímetro digital (TQ 680, Instrutherm, São Paulo, Brasil) (Figura 4A), posicionado em equipamento de aferição de torques elaborado pelo Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Onde o torquímetro ficou posicionado na haste superior, enquanto o conjunto implante/pilar foi afixado na ponta ativa da chave para aperto do parafuso acoplada ao encaixe específico do torquímetro digital (Figura 4B). Para calcular a porcentagem de perda de torque inicial antes e após a ciclagem, 10 minutos depois do primeiro torque, os pilares foram retorqueados. Após 3 minutos foram destorqueados e seus valores medidos. Em seguida, foram torqueados novamente e 10 minutos depois foi dado torque de confirmação para posterior avaliação do torque de remoção do pilar. Após instalação e mensuração, o componente protético foi recoberto por cápsula metálica que simula uma coroa protética (Figura 4C).

Figura 4 – A: Torquímetro Digital. B: Torqueamento do pilar. C: Corpo de prova com cápsula metálica.



Fonte: Própria (2019)

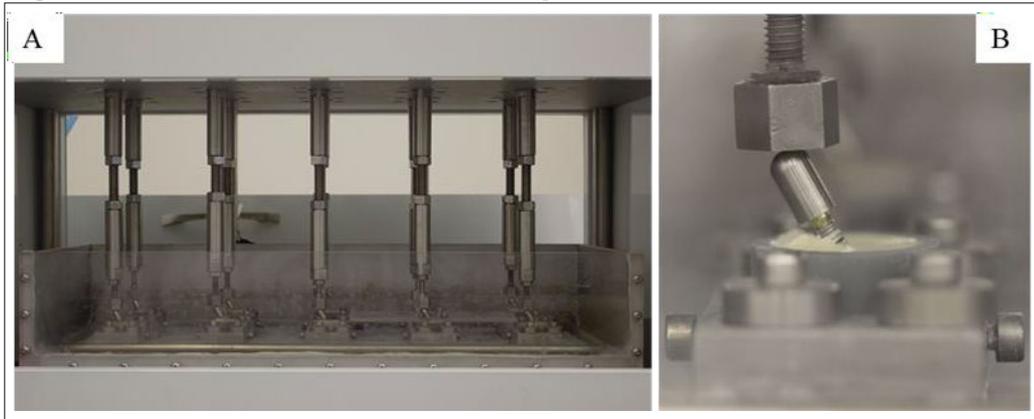
Para a realização do teste foi utilizada máquina simuladora de mastigação (Biopdi, São Carlos, São Paulo, Brasil) (Figura 5A), sob frequência de 2 Hz, onde foi aplicada carga estática de 140 N utilizando como antagonista pontas metálicas planas (Figura 5B) e foram realizados 1.000.000 de ciclos, que correspondem a aproximadamente 15 meses de função mastigatória normal^(94,128). Para cada ensaio de carregamento foram posicionadas na máquina 5 espécimes de cada grupo, alternadas e centralizadas com relação a ponta antagonista. Simultaneamente à ciclagem mecânica, os espécimes foram mantidos em água e termociclados com variação de temperatura entre 5° e 55° C, onde foram realizados 2002 ciclos térmicos.

Ao final do ensaio, os espécimes foram removidos da máquina de ensaios e realizado o destorque do pilar com torquímetro digital para avaliar o afrouxamento do mesmo após ciclagem termomecânica. A razão entre a perda de torque inicial e após a ciclagem foi calculada a partir da seguinte fórmula⁽¹²⁸⁾:

$$\text{Perda de toque (\%)}: \frac{\text{Torque de remoção inicial} - \text{torque de remoção pós ciclagem}}{\text{Torque de remoção inicial}} \times 100$$

Posteriormente foram novamente observados em lupa estereoscópica para avaliação da plataforma dos implantes.

Figura 5 – A: Cicladora termomecânica. B: Antagonista



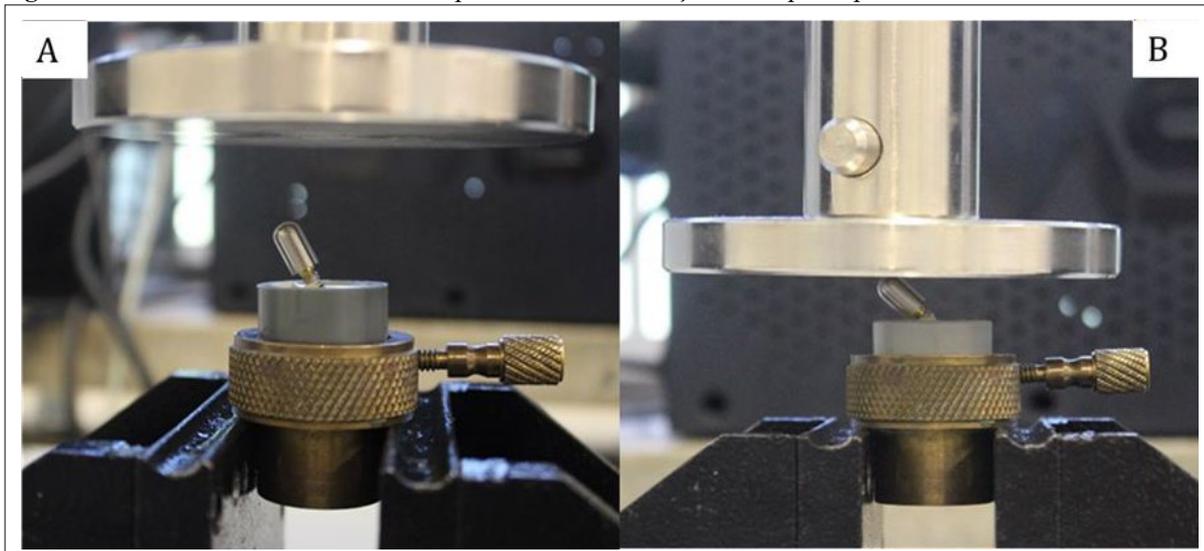
Fonte: Própria (2019)

3.4 Resistência à compressão

Para estabelecer a força máxima de deformação e determinar padrões de carga para o teste de fadiga acelerada progressiva, foi realizado o ensaio mecânico de resistência à compressão. Foram instalados pilares universais (Singular Implants, Paramirim, RN, Brasil) com dimensão de 3,3 x 4,0 x 1,5 mm, com torque recomendado pelo fabricante (32 N.cm) em 3 espécimes de cada grupo. Após 10 minutos foi dado torque de confirmação. Em seguida, o pilar protético foi coberto por uma cápsula metálica de acordo com a Especificação ISO 14801⁽¹²⁵⁾.

Cada espécime foi posicionado em máquina universal de ensaios (Biopdi, São Carlos, Brasil) (Figura 6A), equipada com célula de carga de 1000 kgf e velocidade de deslocamento axial de 1 mm/min. Durante o ensaio (Figura 6B), curvas de tensão/deformação foram formadas e ao observar queda da tensão o ensaio foi interrompido e o resultado obtido através da força máxima de deformação.

Figura 6 – A: Ensaio de resistência a compressão. B: Deformação do corpo de prova.

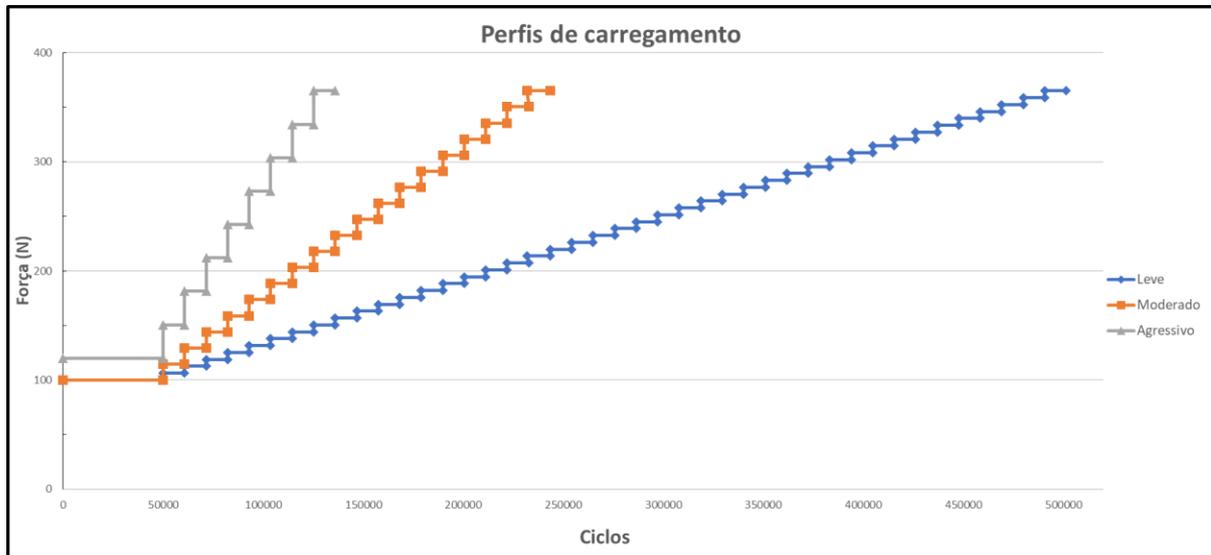


Fonte: Própria (2019)

3.5 Fadiga acelerada progressiva

Para o ensaio de fadiga foi utilizada a metodologia de teste de vida acelerado *step-stress*, que testa os espécimes simulando tensões da mastigação maiores que os habituais, entretanto dentro dos valores relatados de 100 a 700 N^(90,117,129,130). O objetivo do ensaio é acelerar a ocorrência de falhas em um curto período, otimizando o tempo do estudo. Após o teste de compressão, foi calculada a carga média de resistência à fratura de cada grupo, sendo atribuídos patamares de cargas para cada perfil de fadiga denominados em leve, moderado e agressivo, com distribuição das amostras na proporção de 3:2:1^(90,121). Desse modo, foram utilizados 18 espécimes para cada grupo, subdivididos em 9, 6 e 3 amostras para cada perfil de estresse de carga. Cada perfil representa a progressiva rapidez com que um espécime é fadigado até atingir um determinado patamar de carga, onde uma amostra do perfil leve é ciclada por mais tempo até alcançar a mesma carga que uma amostra dos perfis moderado e agressivo, como mostra a representação gráfica dos perfis na figura 7.

Figura 7 – Representação gráfica dos perfis leve, moderado e agressivo de acordo com ciclo e carga que foram submetidos.



Para a realização do ensaio foi utilizada máquina simuladora de mastigação (Biopdi, São Carlos, São Paulo, Brasil), sob frequência de 4 Hz, onde a carga máxima aplicada foi de 365 N, utilizando pontas metálicas planas simultaneamente submetidos a ciclagem térmica. Os espécimes foram ciclados até a falha ou até atingirem o limite de carga. Ao final de cada ciclo, anterior ao início do próximo ciclo em patamar maior de carga os espécimes eram analisados com o objetivo de verificar presença de deformações e/ou fraturas. Desta maneira, estabeleceu-se como parâmetro de falha as falhas catastróficas, quando há fratura do implante, do componente protético ou do complexo implante-pilar.

Após inspeção visual, observada semelhança no padrão de falha de todas as amostras, foi selecionada uma amostra de cada patamar de carga aleatoriamente para serem analisadas no Microscópio Eletrônico de Varredura.

3.6 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Após o teste mecânico de fadiga acelerada progressiva, amostras fraturadas (Figura 8B) foram analisadas qualitativamente em MEV utilizando o microscópio EVO - MA 10 (Zeiss, Oberkochen, Bade-Vurtemberg, Alemanha) (Figura 8A) para obtenção de imagens e posterior avaliação da superfície de fratura. As imagens foram realizadas utilizando magnificação de 90x e 500x, no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, onde os espécimes fraturados não passaram por nenhuma preparação prévia e nem receberam revestimento em ouro. As análises foram realizadas com as partes fraturadas em posição

vertical para que fosse possível a verificação das falhas nos bordos fraturados. Foram analisados 6 espécimes sendo, 3 do grupo controle e 3 do grupo teste, provenientes de cada patamar do teste de fadiga acelerada.

Figura 8 – A: MEV. B: Amostras fraturadas.



Fonte: Própria (2019)

3.7 Microtomografia Computadorizada

Com o objetivo de avaliar qualitativamente a adaptação entre implante e pilar protético antes e após o ensaio termomecânico e diferenças macrogeométricas entre os implantes foi realizada análise por microtomografia computadorizada. Para esta análise foi utilizado o aparelho de microtomografia de raios-x SkyScan 1176 (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica) localizado no Laboratório de pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP (Figura 9). O escaneamento das amostras foi padronizado utilizando os seguintes parâmetros: tensão de aceleração em 90 kV, corrente de 272 mA, filtro de Cu (cobre) com tempo de exposição por imagem de 81 ms, em 360°, com voxel isotrópico de 9 μ m e frame de 4. Após o escaneamento as imagens foram reconstruídas pelo *software NRecon v.1.6.9.18* (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica) com os seguintes ajustes de imagem: Ring Artifact Correction (reduzidor de artefato em forma de anel): 20, Beam Hardening Correction (endurecimento de feixe): 51%, Smoothing (suavização): 4 e Output: 0,00 (valor mínimo) – 0,18 (valor máximo).

Figura 9 – Microtomógrafo

Fonte: <https://www.brukersupport.com/ProductDetail/9202>

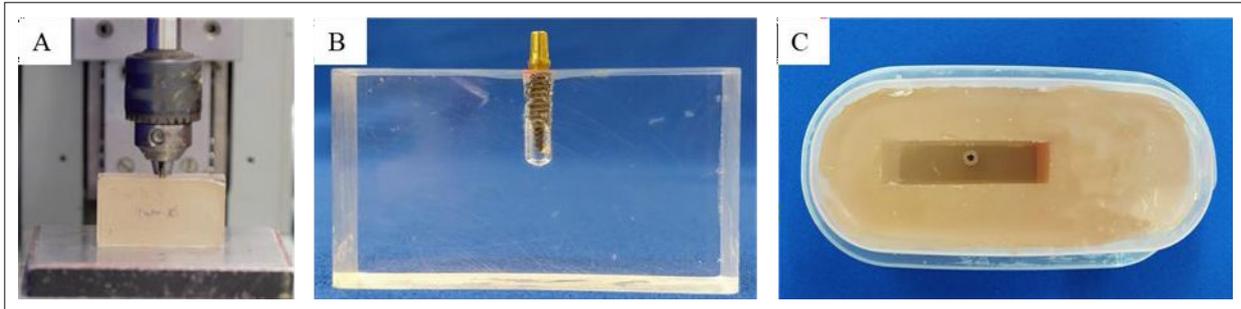
Após a reconstrução, as imagens foram transferidas para o programa *Data Viewer* (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica) onde o implante foi posicionado verticalmente e as imagens salvas em corte coronal e sagital. Em seguida as imagens foram carregadas no *software CTan v.1.14.4.1+* (Bruker micro-CT, Kontich, Bélgica), e dentre os 2.000 cortes por amostra, a imagem mais nítida do implante foi escolhida como corte central e utilizada para as análises. O próximo passo consistiu na análise bidimensional da adaptação do conjunto implante/pilar protético e da macrogeometria dos implantes, como valores de espessura de parede, profundidade de rosca e passo de rosca utilizando a ferramenta de medida linear do próprio programa.

3.8 Avaliação de tensões por Correlação de Imagens Digitais (CID)

Para avaliar tensões geradas ao redor do implante foi realizada a correlação de imagens digitais. Para execução da análise, 1 implante de cada grupo foi selecionado. Para a construção do modelo mestre, confeccionou-se um bloco de acrílico com as dimensões: 55 x 30 x 14 mm. Foi realizada uma perfuração na espessura do bloco, distando 7 mm, simulando uma região com tábua óssea mais espessa. Foi instalado o pilar universal no implante e, através de um paralelômetro (Figura 10A), posicionou-se o conjunto implante/pilar na perfuração, ao nível da borda superior, afixando-o com cianoacrilato (Super Bonder, Henkel Loctite Adesivos Ltda, Itapevi, SP, Brasil). Após 24 horas, o modelo mestre (Figura 10B) foi removido para ser

moldado em silicone de duplicação (Silikon, Odontomega, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) (Figura 10C). Após a polimerização, o conjunto implante/pilar foi posicionado no molde e então vertido resina de poliuretano (F16, Axson, Cergy, França) capturando o implante na posição pré-definida.

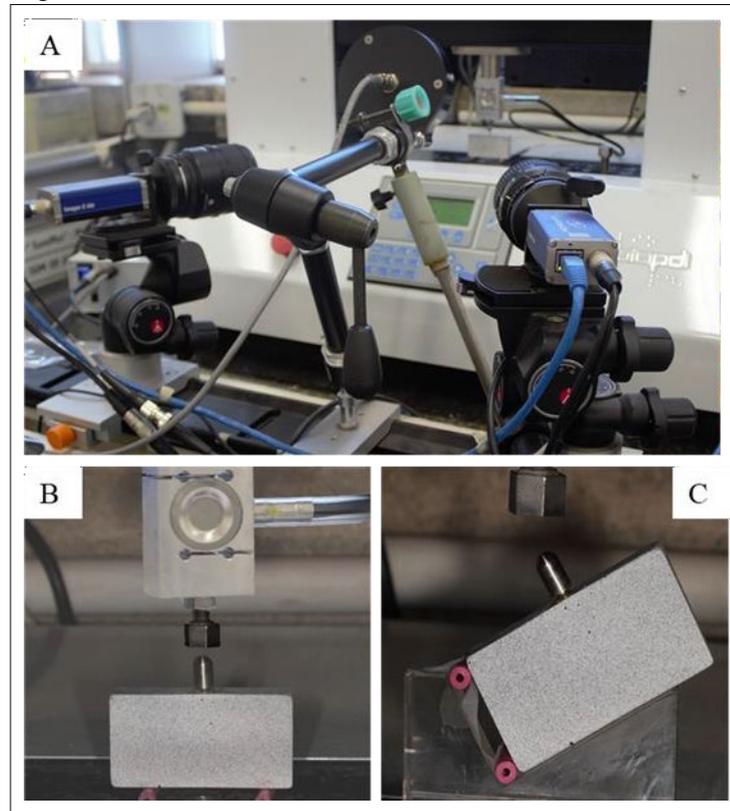
Figura 10 – A: Fixação do conjunto implante/pilar com paralelômetro. B: Modelo mestre. C: Moldagem em silicone de duplicação.



Fonte: Própria (2019)

Para a realização do ensaio, a superfície do modelo foi pintada com tinta *spray* branca fosca (Colorgin Premium, Sherwin-Williams do Brasil, Sumaré, São Paulo, Brasil), após secagem o modelo foi pulverizado com tinta *spray* preta fosca (Colorgin Premium, Sherwin-Williams do Brasil, Sumaré, São Paulo, Brasil) formando pequenos pontos irregulares sobre o fundo branco. Foi utilizado o sistema de análise StrainMaster (LaVision Inc., Goettingen, Alemanha) formado por duas câmeras CCD (*Charged-coupled device*) (Imager Intense, LaVision Inc.) (Figura 11A), com resolução de 1039 x 1395 *pixels*, utilizadas para a captura das imagens dos modelos em deformação e por *software* específico (DaVis 8.1.2, LaVision Inc.) para análise das imagens capturadas e cálculo das tensões desenvolvidas. Para produzir diferentes condições de carregamento foram utilizados dois modelos de aplicação de carga: axial – com o modelo em posição horizontal; angulado – com o modelo posicionado em base de acrílico com angulação de 30° (Figura 11B e C).

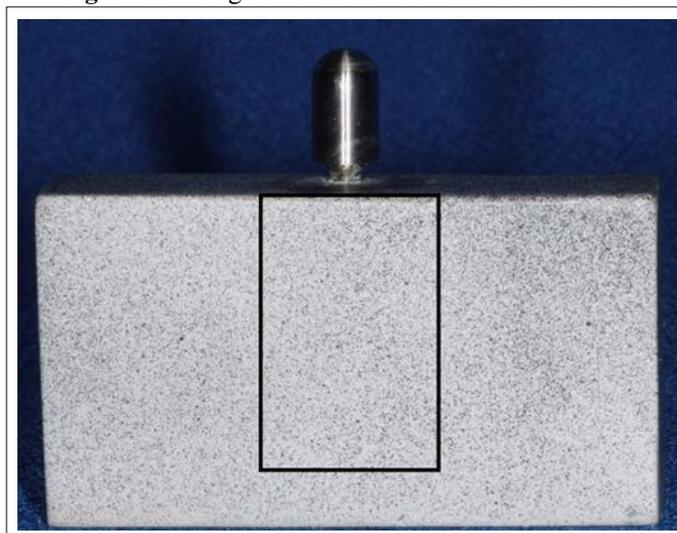
Figura 11 – A: Câmeras. B: Carregamento axial. C: Carregamento angulado em 30°.



Fonte: Própria (2020)

Para análise da CID, o modelo foi apoiado em dois pontos e para cada carregamento foi realizada calibração das imagens com placa padrão fornecida pelo fabricante do sistema (LaVision Inc.). Para gerar tensões no modelo foi realizado carregamento estático puntiforme em Máquina Universal de Ensaio (Biopdi, São Carlos, Brasil) com célula de carga de 50 kgf, velocidade de ensaio de 1 mm/min, até que a carga de 250 N fosse atingida. Durante a análise, esses pequenos pontos foram localizados pelo *software Davis 8* e a sua movimentação durante a aplicação da carga foi utilizada para calcular as tensões na superfície do modelo. Para reprodutibilidade do método foi realizado três carregamentos para cada modelo (controle e teste), em cada situação – axial e angulado.

A análise qualitativa das imagens obtidas foi realizada com base em escala de cores e pelos valores numéricos de tensão, na qual os valores positivos (do amarelo ao vermelho) indicam as tensões de tração e os valores negativos (do verde ao azul) tensão de compressão. Foi selecionada como área de interesse a região do longo eixo dos implantes, como representado na Figura 12.

Figura 12 – Região de análise das tensões no modelo

Fonte: Própria (2020)

3.9 Análise Estatística

3.9.1 Ciclagem Termomecânica

Para análise estatística da Ciclagem Termomecânica com o objetivo de verificar o afrouxamento dos pilares universais nos grupos Controle e Teste, bem como nos tempos inicial e final foi utilizado o modelo de regressão linear com efeitos aleatórios. Este modelo é utilizado na análise de dados onde o corpo de prova é analisado mais de uma vez, os dados apresentam-se desbalanceados e a suposição de independência não é adequada^(131,132). Este tipo de modelo contempla duas fontes de variabilidade, uma intra e outra inter espécimes⁽¹³³⁾. Para a análise das comparações intra e inter grupos foi utilizado contrastes ortogonais, o que nos permite realizar uma série de comparações e assim verificar as diferenças entre os grupos em estudo⁽¹³⁴⁾.

3.9.2 Fadiga acelerada progressiva

Para análise estatística da fadiga acelerada progressiva, após a obtenção dos dados, foi calculada a curva de probabilidade de Weibull. Esta análise determina o tempo de vida médio e a taxa de falhas em função do tempo. Foi utilizado como parâmetros 60% da carga máxima encontrada no teste de Resistência à compressão (365 N) e intervalo de confiança de 90% bilateral através do programa Alta Pro 7 (ReliaSoft, Tucson, EUA). Calculou-se a confiabilidade para uma missão de 50.000 ciclos a 100 N e 150 N para a comparação entre os grupos controle e teste. A análise de confiabilidade é a probabilidade de um item executar

adequadamente sua função, por um determinado período (ciclos)⁽¹³⁵⁾. Para medir a variabilidade dos resultados, foi realizado o cálculo do módulo de Weibull com intervalo de confiança de 90% bilateral.

4. Resultados

4. RESULTADOS

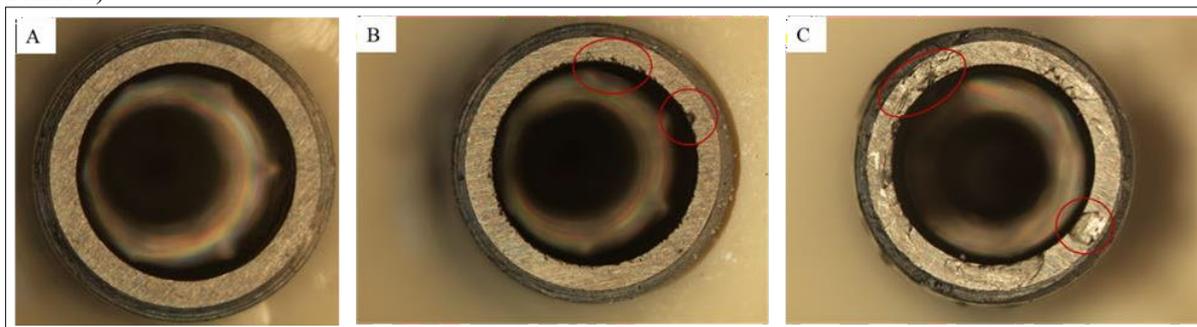
4.1 Análise em lupa estereoscópica

Prévia e posteriormente ao teste de ciclagem mecânica, utilizando lupa estereoscópica foi realizada análise qualitativa das plataformas dos implantes.

A análise demonstrou deformação mais acentuada na plataforma do grupo Controle que do grupo Teste, entretanto só foram analisados 3 implantes sobreviventes do grupo Teste, pois os demais fraturaram durante o ensaio de ciclagem. Dessa maneira, não é possível afirmar que os resultados correspondem ao todo do grupo Teste.

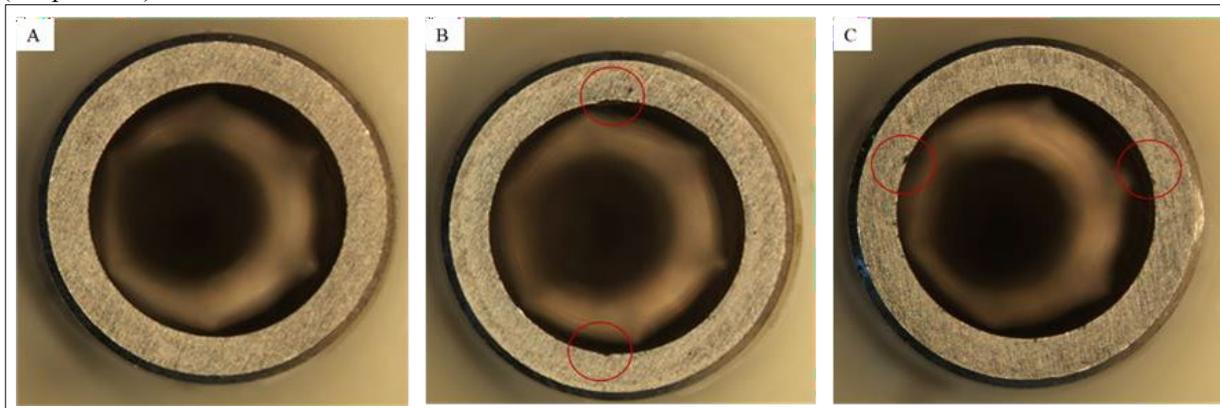
A deformação foi verificada através de observação visual da plataforma dos implantes e em 8 espécimes do grupo Controle foi observado defeitos na região da plataforma que fica em contato direto com o componente protético (Figura 13B) e 2 espécimes apresentaram danos mais significativos em toda a plataforma, como amassamento, lascamento do metal e arranhões (Figura 13C). No grupo Teste, dos 3 espécimes sobreviventes após ciclagem termomecânica, 2 apresentavam desgaste na região de contato com o componente protético (Figura 14B e C) e 1 espécime não apresentou danos e/ou deformações à inspeção visual.

Figura 13 – A: Implante anterior ao ensaio de ciclagem termomecânica. B: Implante com danos localizados na região de contato direto com o pilar protético. C: Implante com danos severos em toda a plataforma. (Grupo Controle)



Fonte: Própria (2019)

Figura 14 – A: Implante anterior ao ensaio de ciclagem termomecânica. B: Após ensaio, implante com danos localizados na região de contato direto com o pilar protético. C: Implante com mínimos danos na plataforma. (Grupo Teste)



Fonte: Própria (2019)

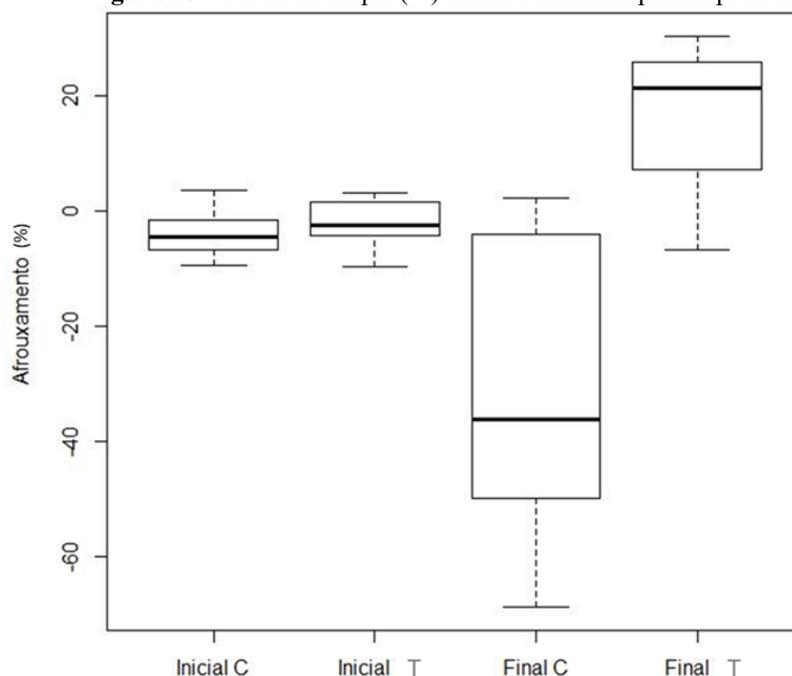
4.2 Ciclagem termomecânica

Os dados de perda de torque inicial e final dos pilares protéticos foram tabulados e estão descritos na Tabela 1 e Figura 15.

Tabela 1 – Média e desvio padrão (%) da perda de torque inicial e final dos pilares protéticos

GRUPOS	TEMPO	MÉDIA	DESV.PAD	MÍNIMO	MÁXIMO
Controle	Inicial	-3,93	±4,15	-9,57	3,4
	Após ciclagem	-33,52	±26,73	-68,83	2,18
Teste	Inicial	-2,26	±3,96	-9,85	3,06
	Após ciclagem	14,89	±19,36	-6,85	30,28

Figura 15 – Perda de torque (%) inicial e final dos pilares protéticos



Foram realizadas comparações da perda de torque inicial e final entre os grupos e da perda de torque dos pilares antes e após ciclagem termomecânica (Tabela 2).

Tabela 2 – Regressão linear com efeitos aleatórios – Comparação da perda de torque antes e após ciclagem termomecânica

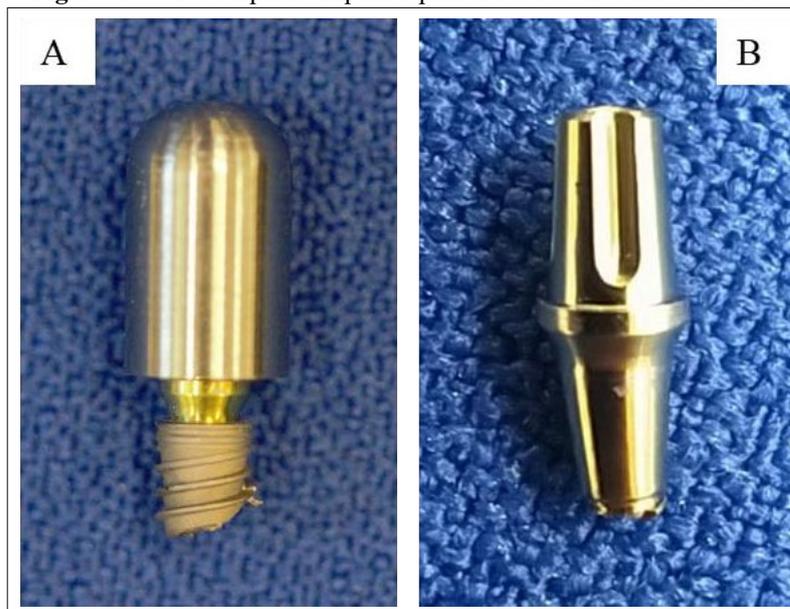
Comparação	Estimativa da diferença entre médias	IC 95%		P-valor
		LI	LS	
Grupo C - T - Inicial	-1,670	-17,476	14,136	0,820
Grupo C - T - Final	-48,410	-71,675	-25,145	0,001
Grupo C Inicial - Final	29,590	13,784	45,395	0,002
Grupo T Inicial - Final	-17,151	-40,416	6,115	0,133

C: Grupo controle; T: Grupo teste.

A análise estatística revelou não haver diferença significativa entre os grupos Controle e Teste com relação à perda de torque inicial ($p=0,820$) e no grupo Teste entre os diferentes tempos ($p=0,133$). No entanto, revelou haver diferenças significativas ($p\leq 0,05$) no grupo Controle entre os diferentes tempos, na qual o afrouxamento final foi maior que o inicial e entre os grupos na perda de torque após a ciclagem termomecânica, onde o grupo Teste apresentou menor perda de torque. Entretanto a quantidade de espécimes no grupo Teste ($n=3$) pode ter influência no resultado.

Durante o ensaio de ciclagem termomecânica alguns implantes e respectivos pilares protéticos do grupo Teste fraturaram antes da finalização dos ciclos (V7 – 49,115; V5 – 62,205; V4 – 82,044; V8 – 183,100; V12 – 310,342; V1 – 459,890; V6 – 660,770). A fratura do complexo implante-pilar ocorreu no corpo do implante na terceira rosca e no pilar antes da primeira rosca (Figura 16).

Figura 16 - A: Complexo implante-pilar fraturado. B: Pilar fraturado.



Fonte: Própria (2019)

4.3 Resistência à compressão

A Tabela 3 apresenta os valores médios de resistência à fratura que foram obtidos no teste de carga estática que foram utilizados para o cálculo das cargas dos perfis do ensaio de fadiga acelerada progressiva.

Tabela 3 – Valores da força máxima de deformação (N) dos grupos controle e teste; valor da força máxima média para todas as amostras.

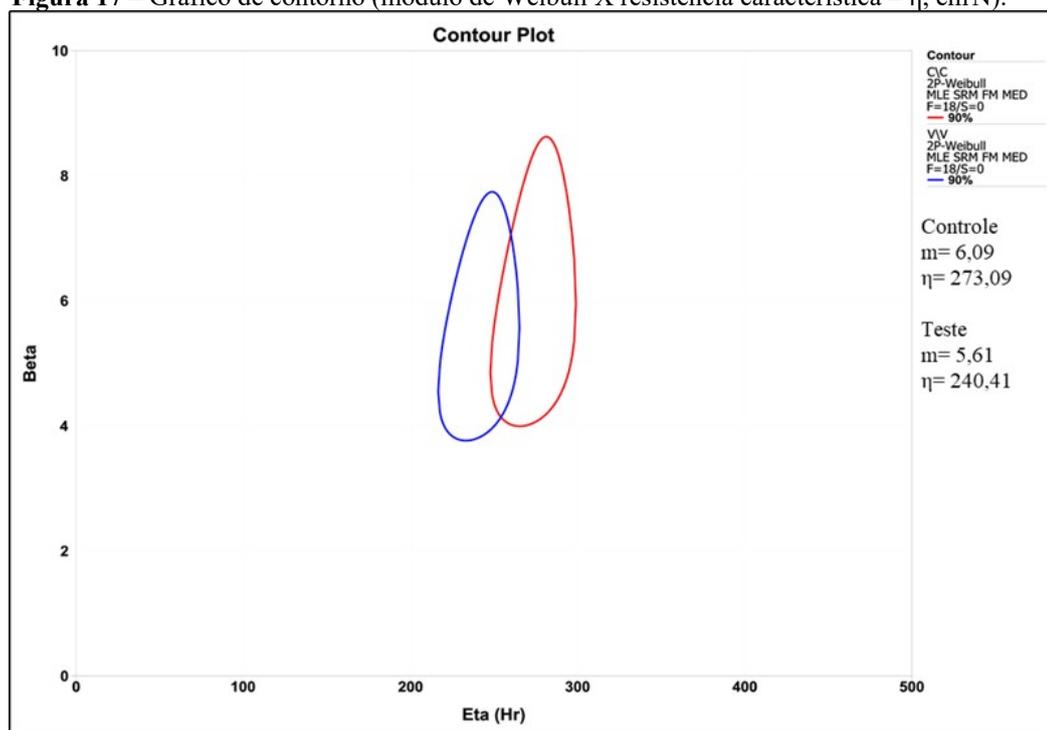
Grupos	C1	C2	C3	T1	T2	T3
Força Máxima	582,89	497,61	539,07	635,31	733,11	659,95
Média		539,86			676,12	
Média Total			607,99			

C: Grupo controle; T: Grupo teste. Valores em Newtons.

4.4 Fadiga Acelerada Progressiva

O gráfico e o resumo estatístico da probabilidade de Weibull são apresentados na Figura 16 e Tabela 4. Os valores médios de β derivados do cálculo da probabilidade de Weibull (probabilidade de falha X número de ciclos) foram de 0,66 para Grupo Controle e 0,33 para o Grupo Teste. Os resultados dos valores de β indicam que a fadiga não influenciou na sobrevivência dos espécimes, o principal fator para a falha foi a resistência do material e não o acúmulo de danos. Os valores de β descrevem mudanças nas taxas de falha relacionadas ao tempo ($\beta < 1$ indica que o material apresenta taxa de falhas que diminuem com o tempo, podendo ser por falhas precoces ou causadas por falhas grosseiras no material; $\beta > 1$ indica que as taxas de falha aumentam com o tempo e estão associadas ao acúmulo de danos; $\beta \sim 1$ aponta que as falhas não variam com o tempo, associado a falhas de natureza aleatória).

Com o objetivo de avaliar o comportamento de cada grupo quanto à resistência, a ser interpretada pela distribuição Weibull, assumindo que a fadiga teve pouca ou nenhuma importância na falha, o módulo de Weibull encontrado foi de 6,09 para o grupo controle e de 5,61 para o grupo teste, não havendo diferença significativa entre os grupos considerando a sobreposição dos intervalos de confiança (Figura 17). Valores de módulo de Weibull menores sugerem maior variabilidade na resistência, ou seja, um maior nível de falhas e defeitos e, conseqüentemente, menor confiança no material. Valores do módulo de Weibull superiores indicam menos defeitos e, portanto, maior estabilidade estrutural do material. A resistência característica (η) - indicadora da carga na qual 63,2% dos espécimes irão falhar, foi maior para o grupo controle com 273,09 N.

Figura 17 – Gráfico de contorno (módulo de Weibull X resistência característica – η , em N).

Nota-se que não existe diferença significativa entre os grupos quando os contornos se sobrepõem.

O ensaio da fadiga acelerada progressiva permite calcular valores de confiabilidade para determinados níveis de carga. A confiabilidade calculada (Tabela 4) com intervalo de confiança de 90% para missão de 50.000 ciclos a 100 N e 150 N indicam que o dano cumulativo em cargas mais altas levaria a uma sobrevivência mais baixa, principalmente no grupo Teste.

Tabela 4 – Confiabilidade para missão de 50.000 ciclos de acordo com a carga

Resultado	Controle		Teste	
	100 N	150 N	100 N	150 N
Limite Superior	1	0,9	0,98	0,71
Confiabilidade	0,98	0,79	0,95	0,57
Limite Inferior	0,92	0,59	0,87	0,39
β	0,66		0,33	

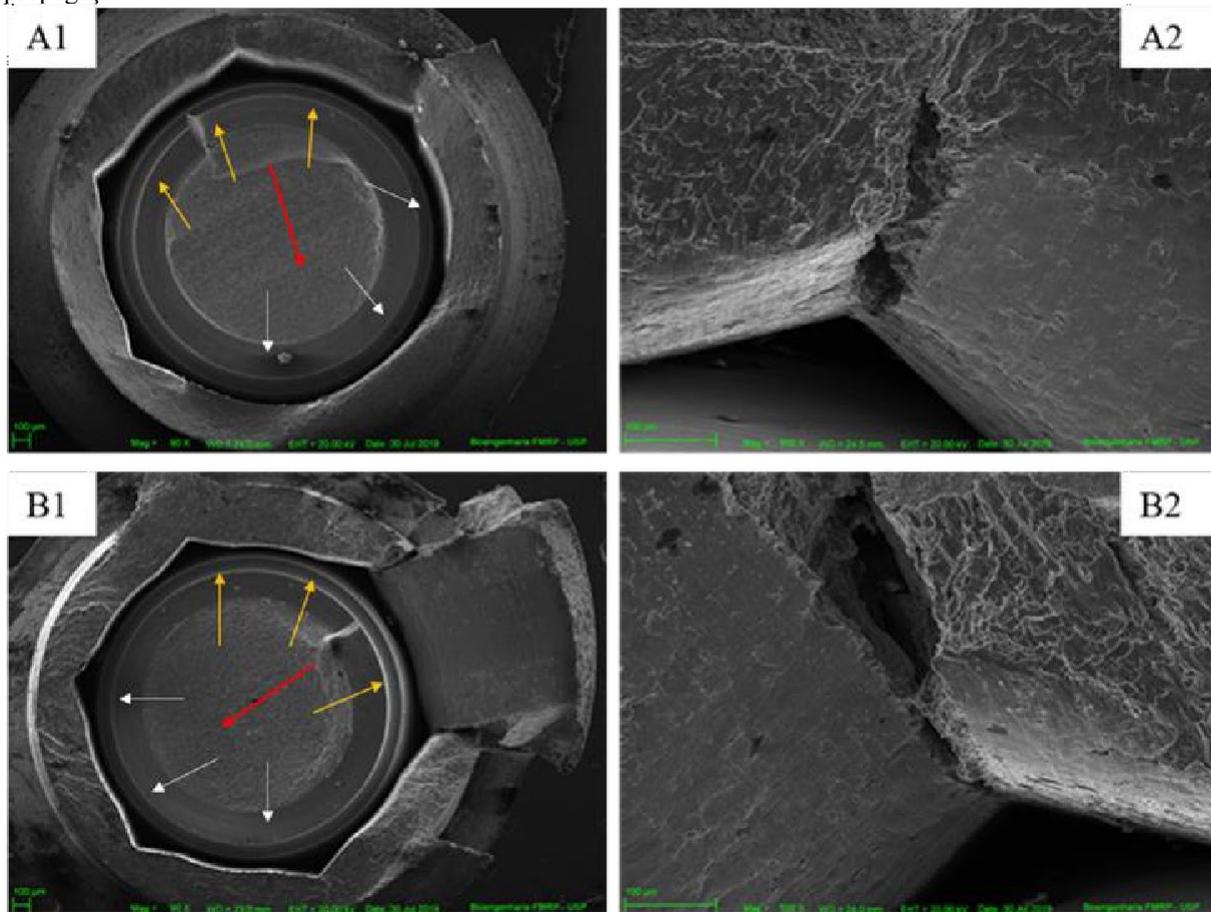
4.5 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Após o ensaio de fadiga acelerada progressiva, as regiões das falhas foram avaliadas qualitativamente em microscópio eletrônico de varredura. Falhas compreendem tanto o implante como o pilar protético, independente do grupo.

Nas Figuras A1 e B1 é possível observar os danos causados pela fratura após o ensaio de fadiga acelerada progressiva. As imagens mostram uma área de compressão e uma área de

tração indicando a origem da fratura e a direção de propagação. Assim como é possível notara presença de fendas longitudinais no vértice da parede hexagonal interna (Figura 18 - A2 e B2).

Figura 18 – Imagens em MEV do conjunto implante-pilar fraturados após fadiga acelerada progressiva. A1, A2: controle; B1, B2: teste. Onde A1 e B1 correspondem ao fragmento do implante fraturado; e A2 e B2 a área hexagonal interna do implante. Deformação plástica foi observada, correspondendo à área de compressão (seta branca), com a área de tração (seta amarela) correspondendo à origem da fratura. (Seta vermelha) Direção de propagação.



Fonte: Própria (2019)

4.6 Correlação de Imagens Digitais (CID)

A análise da transmissão de tensões através da CID foi realizada com base em avaliação qualitativa, através da comparação das imagens obtidas e dos valores de tensão gerados ao longo do implante.

4.6.1 Carregamento axial

As tensões de compressão e tração encontradas na região analisada estão ilustradas nas Figuras 19 e 20. Pode-se observar, qualitativamente, que há, no terço médio e apical, predominância de tensões de tração (cores variando do amarelo ao vermelho) nos dois grupos. Tensão de compressão (cores variando do verde ao azul) foi mais predominante na região cervical, o que pode ser confirmado no gráfico de distribuição de tensões.

Figura 19 – Tensões geradas após carregamento axial em 250 N. A: Grupo Controle. B: Grupo Teste

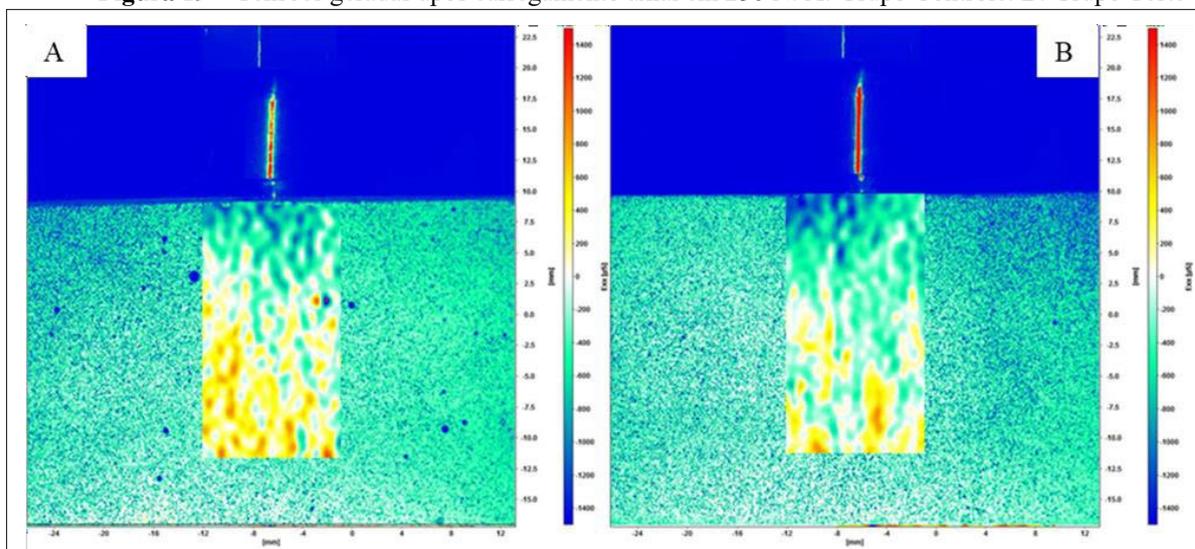
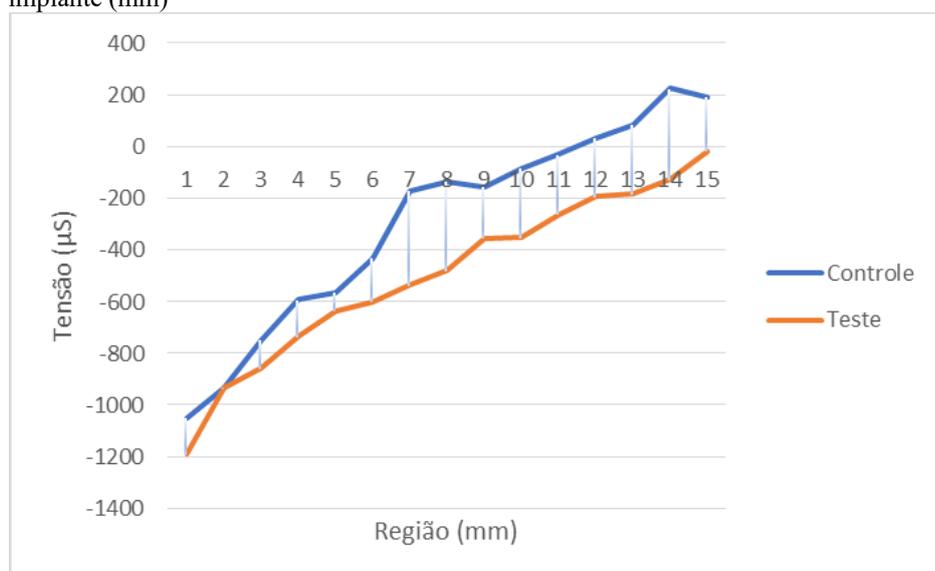


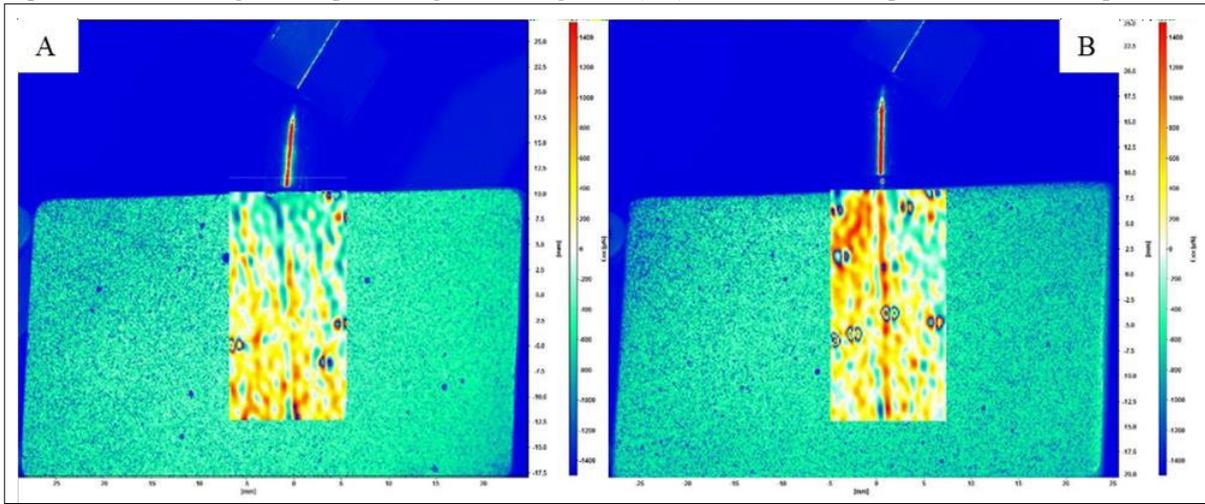
Figura 20 – Distribuição das tensões (μS) geradas após carregamento axial, ao longo do implante (mm)



4.6.2 Carregamento angulado

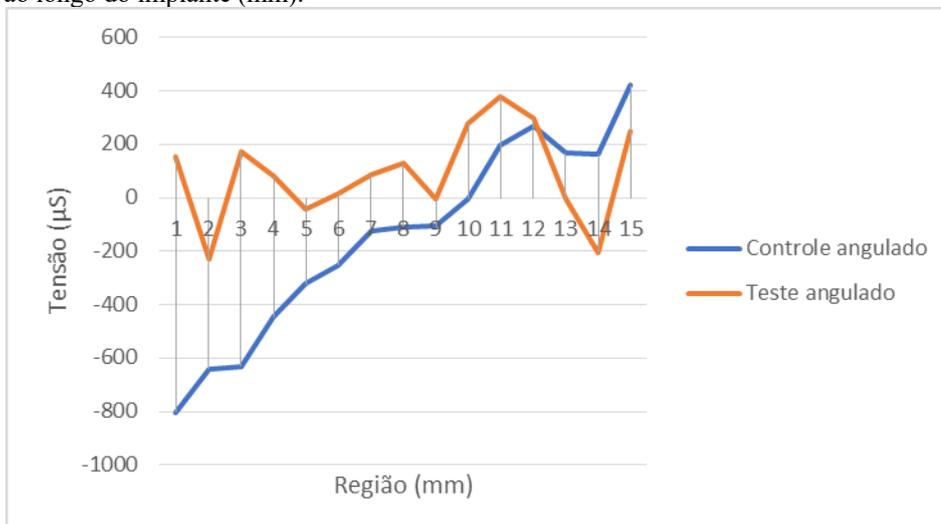
As tensões de compressão e tração encontradas na região analisada estão ilustradas nas Figuras 21 e 22. Pode-se observar que há predominância de tensões de tração no grupo teste, desde a região cervical. Tensões de compressão foram mais predominantes no terço cervical e médio do grupo controle.

Figura 21 – Tensões geradas após carregamento angulado (30°) em 250 N. A: Grupo Controle. B: Grupo Teste



Na análise do gráfico é possível confirmar o observado no mapa de tensões, onde desde o 1º milímetro já existe tensão de tração no implante do grupo teste, enquanto isso, no grupo controle, as tensões de tração só aparecem a partir do 10º milímetro. É importante observar que as tensões de tração no grupo Teste estão concentradas na região cervical e oposta à aplicação da carga, estendendo-se até 3 milímetros.

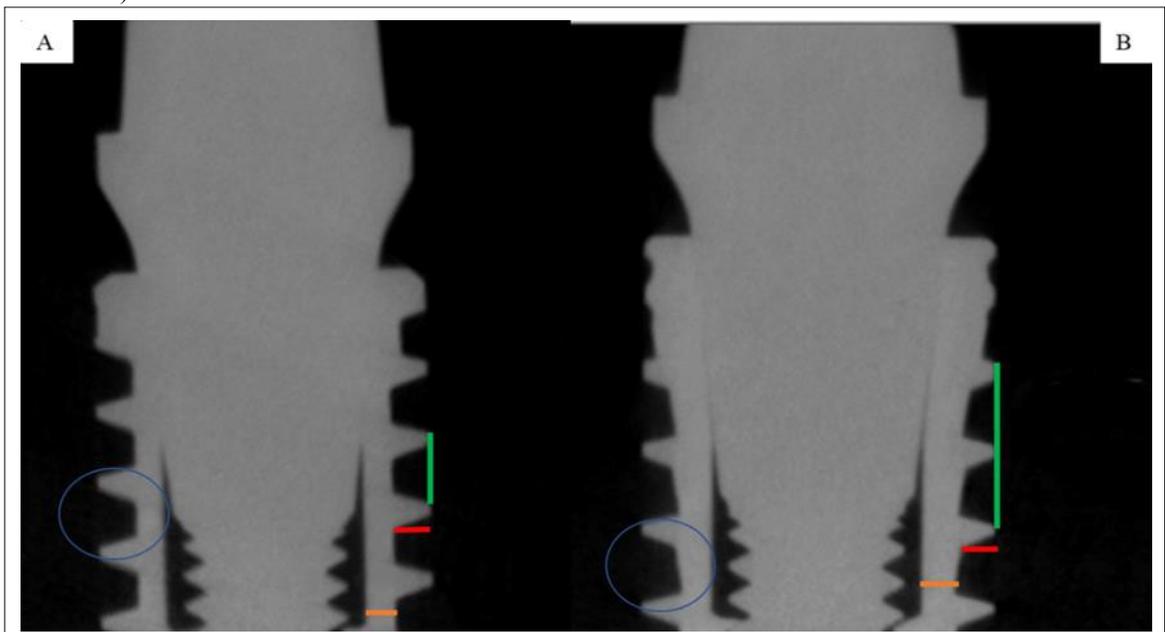
Figura 22 – Distribuição das tensões (μS) geradas após carregamento angulado em 30°, ao longo do implante (mm).



4.7 Microtomografia computadorizada (Micro-CT)

Foi utilizada análise qualitativa bidimensional para observar as diferenças macrogeométricas entre os grupos. Foi selecionado o corte sagital para a análise, onde as medições e imagens estão ilustradas na Figura 23.

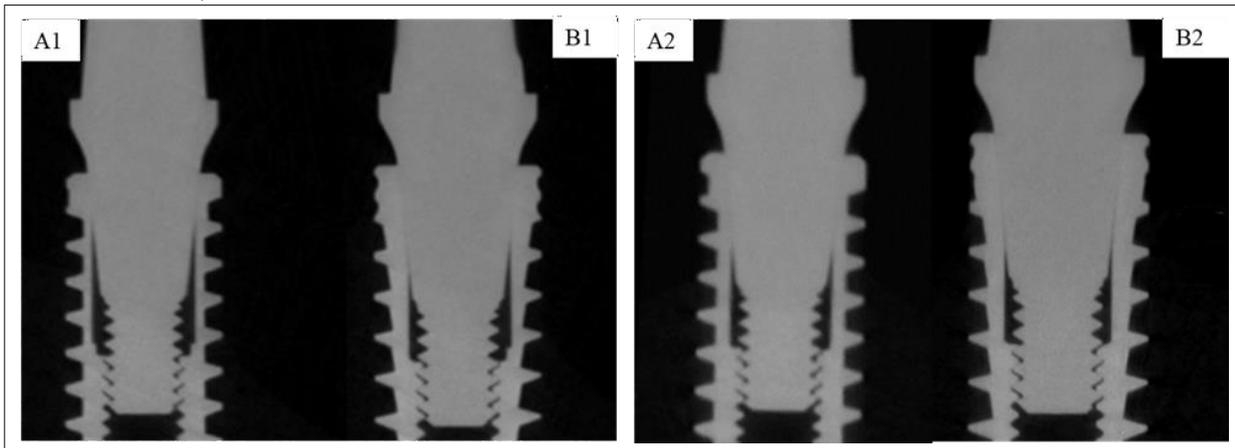
Figura 23 – Imagem bidimensional em micro-CT com medidas lineares evidenciando diferenças entre os grupos (anterior ao ensaio de ciclagem termomecânica). A: Controle; B: Teste. (Traço laranja – espessura de parede; traço vermelho – profundidade de rosca; traço verde – passo de rosca; círculo azul – secção transversal).



Os implantes do grupo Teste apresentam roscas de dupla entrada, portanto o passo de rosca nesses implantes é o dobro do passo de um implante com rosca única. Isso se deve ao fato de, após rotação completa, o término da rosca se encontrar abaixo da rosca subsequente. Através das medições lineares obtidas no *software* do micro-CT, foi possível observar que o implante dos grupo Controle e Teste possuem diferenças macrogeométricas importantes e que podem apresentar influência na concentração de estresse no corpo do implante, na distribuição das forças oclusais para o osso circundante e na resistência biomecânica dos implantes, como: passo de rosca de 1,696 mm para o grupo Teste e de 0,805 mm para os implantes do grupo Controle, profundidade das roscas, onde o grupo teste apresenta profundidade de 0,402 mm e o grupo controle 0,381 mm; e a secção transversal dos implantes, sendo trapezoidal no grupo Teste e paralela no grupo Controle. Foi possível observar também que a espessura da parede no local das fraturas foi levemente superior para os implantes do grupo Teste (0,304 mm) que para o grupo Controle (0,294 mm).

Com base nas imagens microtomográficas de antes e depois da ciclagem termomecânica, não foi possível visualizar alterações significativas na adaptação entre implante e pilar protético no grupo Teste, entretanto no grupo Controle é possível observar um maior imbricamento entre o componente protético e as paredes internas do implante (figura 24).

Figura 24 – Comparativo de imagem bidimensional em micro-CT antes e após ensaio de ciclagem termomecânica. Controle: A1 e A2; Teste: B1 e B2.



5. Discussão

5. DISCUSSÃO

Desde a descoberta da Osseointegração, os implantes de titânio revolucionaram a Odontologia moderna e desde então são desenvolvidos novos materiais, novas técnicas, novos desenhos de conexão e de implantes.^(2,25,127,136) Altas taxas de sucesso são relatadas nas reabilitações com implantes, no entanto, falhas tardias de natureza biológica ou mecânica acontecem em proporção significativa.^(4-13,137-139)

Falhas mecânicas por fadiga do tipo fratura do implante são essencialmente complexas devido à sua resolução⁽³⁰⁾. No presente trabalho um implante de conexão cone Morse com nova macrogeometria externa foi testado segundo a Norma ISO 14801:2016⁽¹²⁵⁾, foram realizados testes mecânicos a fim de compreender a influência do macrodesenho dos implantes na sua resistência à fadiga, confiabilidade, perda de torque e na transmissão das forças oclusais para o osso circundante. Com base nos resultados obtidos, pode-se afirmar que a hipótese nula testada foi parcialmente rejeitada, visto que houve diferenças significativas para algumas das propriedades analisadas entre os dois grupos.

A conexão implante-pilar é complexa e, o íntimo contato entre as partes, somado a micromovimentos e carregamento oblíquo excessivo podem gerar desgaste na superfície do implante, bem como provocar deformações permanentes na plataforma, comprometendo a estabilidade da conexão em longo prazo e levando à perda do implante^(140,141). Poucos estudos avaliaram o desgaste dos implantes de titânio quando submetidos a cargas cíclicas⁽¹⁴¹⁻¹⁴³⁾. Através da análise em lupa foi possível observar o desgaste produzido na plataforma dos implantes após serem submetidos a ciclos termomecânicos. Foram observados danos à plataforma nos dois grupos (Figura 13), no entanto o implante controle apresentou deterioração mais acentuada da plataforma. Os resultados corroboram com Maeda *et al*⁽¹⁴⁴⁾ que observaram que a espessura da parede a nível de plataforma forneceria um reforço adicional a fim de resistir a possíveis deformações. Em razão das fraturas ocorridas em 70% das amostras testadas, não foi possível avaliar os danos em todos os implantes do grupo Teste. Dessa maneira, não é possível afirmar que as amostras do grupo Teste obtiveram rendimento superior ao grupo controle com relação à análise da plataforma. Ademais, não foi possível analisar a parte interna dos implantes, haja vista a dificuldade de observação dessa região. Os resultados deste estudo não demonstram desadaptação visível do componente protético, ainda assim o conjunto implante/pilar é passível de desadaptações que podem variar entre 40 e 100 μm ⁽¹⁴⁵⁾ e que podem gerar instabilidade do conjunto e por consequência, deformação na plataforma do implante. Khayat *et al*⁽¹⁴⁶⁾ ressaltaram a necessidade de compreender mecanicamente as possíveis

alterações que ocorrem no implante, visto que há riscos de deformações permanentes na plataforma. Assim como Nary *et al*⁽¹⁰¹⁾ destacaram que a junção implante-pilar possui resistência limitada e dessa forma, podem ocorrer danos na plataforma e/ou na conexão entre implante e pilar protético. No entanto, poucos relatos associam falhas na reabilitação com próteses sobre implante com a deformação da plataforma e adaptação do pilar protético⁽¹⁴⁷⁻¹⁵⁰⁾. Em concordância com estudos anteriores, é necessário investigar possíveis desadaptações do pilar protético, visto que deformações na plataforma podem resultar em falhas biomecânicas em longo prazo.

O teste de fadiga por ciclagem visa simular ciclos mastigatórios através da aplicação de carga pré-definida por determinado número de ciclos, a uma determinada frequência⁽¹⁵¹⁾. A fim de representar o cenário mais desfavorável possível para o conjunto implante-pilar, carga de 140 N foi aplicada em implante inclinado em 30°, simulando cargas mastigatórias não axiais a uma frequência de 2 Hz. Segundo Elshiyab *et al*⁽¹⁵²⁾ frequência de até 2 Hz e carga máxima de 150 N aproximam-se da frequência e da força mastigatória fisiológica. Testes com força acima da carga máxima podem mostrar resultados não representativos. O presente trabalho avaliou a influência da fadiga por ciclagem termomecânica na perda de torque dos pilares protéticos. Verificou-se que a fadiga mecânica durante 1 milhão de ciclos não influenciou significativamente no afrouxamento dos parafusos protéticos no grupo teste, obtendo menor perda de torque após ciclagem quando comparado ao grupo Controle que apresentou diferenças significativas na perda de torque antes e após fadiga mecânica.

Por meio de ensaios mecânicos como a ciclagem, o conjunto implante/pilar protético pode sofrer micromovimentos que resultam em afrouxamento dos pilares e seus respectivos parafusos de retenção, bem como o implante pode desenvolver microtrincas internas diretamente proporcionais à quantidade de ciclos e que resultam em fendas no implante, fratura do corpo do implante, do pilar ou do parafuso de retenção^(99,103,106,153,154). Segundo Binon *et al*⁽¹⁵⁵⁾ a micromovimentação provoca perda de pré-carga em parafusos protéticos. Weiss, Kozak e Gross⁽¹⁵⁶⁾ após testarem diferentes conexões realizando ciclos de torque e destorque dos parafusos, constataram que todas as conexões perdem pré-carga inicial, mesmo antes do ensaio de simulação funcional. No entanto, Coppédé⁽¹²⁷⁾, Almeida *et al*⁽¹¹⁸⁾, Feitosa *et al*⁽¹⁵⁷⁾, Gil *et al*⁽¹⁵⁸⁾, Freitas *et al*⁽¹²³⁾, Pereira Jorge *et al*⁽¹⁵⁹⁾, Prados-Privados *et al*⁽¹⁶⁰⁾, Bordin *et al*⁽¹⁶¹⁾ afirmaram que as conexões internas apresentam melhor estabilidade e menor afrouxamento após serem submetidos à fadiga quando comparada às conexões externas, podendo chegar a uma diferença no torque de remoção de 10 a 20% maior que no torque de inserção⁽¹⁶²⁾. Sendo assim, seriam capazes de resistir a micromovimentos que levam ao afrouxamento e fratura de

parafusos protéticos. Mesmo em comparação a conexões internas do tipo octogonal, a conexão Morse mostrou menor perda de torque⁽¹⁶³⁾. Contrariamente, Santafé⁽¹⁵³⁾ relatou melhor desempenho na perda relativa de torque em implantes de conexão hexagonal interna e sugere que conexões de hexágono interno concentram as tensões ao redor do colo do implante, desta forma protegendo o parafuso protético e mantendo assim o torque inicial dos componentes. Sugere também que as conexões cônicas, por não possuírem dispositivos antirrotacionais tiveram seu desempenho prejudicado. No entanto, a estabilidade das conexões do tipo Morse ocorre pelo íntimo contato friccional entre superfícies metálicas, com correspondência da inclinação de ambas paredes perfeitamente alinhadas no mesmo centro de rotação^(9,164). A análise do afrouxamento dos componentes protéticos após ensaios de ciclagem mecânica é vastamente descrita na literatura, como mostram os trabalhos de Merz *et al*⁽¹⁶⁴⁾, Cashman *et al*⁽¹⁶⁵⁾, Fernandes *et al*⁽¹⁵⁴⁾, Villarinho⁽¹⁶⁶⁾, Feitosa *et al*⁽¹⁵⁷⁾, Jorge *et al*⁽⁹⁵⁾, Tabuse *et al*⁽¹⁰³⁾, Bacchi *et al*⁽¹⁰⁶⁾, De Oliveira *et al*⁽¹⁰⁸⁾, Pardal-Pelaez *et al*⁽¹⁰⁴⁾, Jalalian *et al*^(167,168), Martins *et al*⁽¹¹¹⁾. Em suma, os trabalhos confirmam os resultados superiores da conexão interna do tipo cone Morse em detrimento de outras conexões protéticas com relação ao afrouxamento dos parafusos protéticos.

Contudo no presente trabalho ocorreram fraturas no corpo do implante em 7 espécimes do grupo Teste que não permitem afirmar que este implante com nova macrogeometria apresente superioridade quanto à perda de torque quando comparado ao grupo Controle. Poucos trabalhos^(143,169) relatam a fratura do implante como complicação após ensaio de fadiga cíclica, como o encontrado por Shemtov-Yona *et al*⁽¹⁰²⁾ e por Velasco-Ortega *et al*⁽¹⁷⁰⁾ que ao simularem cargas mastigatórias em implantes estreitos de titânio comercialmente puro demonstraram baixa resistência após ciclagem mecânica. Contrariamente, Duan *et al*⁽¹⁷¹⁾ realizaram ensaio de fadiga cíclica e após análise fractográfica verificaram que todas as amostras possuíam fratura combinada do pilar e do parafuso do pilar protético, enquanto o corpo do implante permaneceu intacto. Assim como Bordin *et al*⁽¹⁶¹⁾ que após ensaio de fadiga acelerada em implantes estreitos de conexão cônica interna não observaram nenhuma fratura do corpo do implante, somente falhas restritas aos pilares e parafusos protéticos. Quaisquer componentes do complexo implante/pilar são passíveis de fratura⁽¹⁷²⁻¹⁷⁴⁾, no entanto, padrões internacionais de comportamento de fratura por fadiga referem que as mesmas se localizam na conexão implante/pilar protético⁽¹⁵⁸⁾. Alguns autores indicam o parafuso protético como a parte mais frágil do complexo implante/pilar^(6,116,118,153,175-177).

Fraturas do corpo do implante podem ocorrer por sobrecargas biomecânicas ou por fadiga^(178,179), bem como por falhas no desenho e na fabricação dos implantes⁽²⁷⁾. Segundo

Carneiro *et al*⁽¹⁴⁰⁾ a região de maior concentração de tensões encontra-se na área de constrição das roscas, favorecendo assim o início e a propagação da fratura. Em estudo retrospectivo, Quirynen *et al*⁽¹⁸⁰⁾ avaliaram 509 implantes instalados em 146 pacientes parcialmente edêntulos por um período de 6 anos. Houve fratura em 5 implantes durante este período e, segundo os autores todas as fraturas ocorreram a partir da terceira rosca do implante. Shemtov-Yona *et al*⁽¹⁸¹⁾ testaram o efeito de diferentes diâmetros de implantes cone Morse no comportamento à fadiga e observaram divergências no padrão de fratura para cada diâmetro, onde implantes de 5 mm fraturaram, em sua totalidade, no colo do pilar ou do parafuso protético, 55,5% dos implantes de plataforma regular (3,75 mm) e 52% dos implantes de 3,3 mm fraturaram na segunda rosca dos implantes, bem como 48% dos implantes estreitos fraturaram na terceira rosca. Esse achado corrobora com os resultados da presente pesquisa que mostram um padrão de falha do corpo do implante na região da terceira rosca e na primeira rosca do pilar protético. No entanto, Carneiro *et al*⁽¹⁴⁰⁾ encontraram resultado oposto ao avaliarem as condições de falha em implantes de diferentes plataformas e diâmetros após ensaio de resistência à fratura, as fraturas observadas ocorreram abaixo do parafuso do pilar.

Reis *et al*⁽¹⁸²⁾ avaliaram o comportamento biomecânico de diferentes implantes estreitos de conexão cone Morse através da análise por elementos finitos e microscopia óptica e revelaram que as fraturas ocorreram na região onde não há contato entre o componente e o implante, tornando essa região mais frágil e mais susceptível à fratura, pois há maior concentração de tensões. Os achados deste trabalho corroboram com os resultados da presente pesquisa, onde a região de fratura é coincidente, correspondendo ao início do espaço vazio no interior dos implantes. A falta de contato entre pilar protético e as paredes internas do implante podem gerar um ponto de tensão no local e desencadear possíveis falhas⁽¹⁸³⁾. O espaço vazio somado à existência de fendas provocadas por sobrecarga ou por fadiga, pode gerar menor resistência estrutural e possibilitar a ocorrência de fraturas. É importante ressaltar que diferenças nos resultados podem ocorrer por diferenças inerentes às amostras e pelo uso de diferentes metodologias.

Para o sucesso clínico do tratamento com implantes osseointegráveis é necessário compreender os aspectos biomecânicos que podem levar à falha do tratamento⁽¹¹⁶⁾. Atendendo para o papel da fadiga como principal causa de fratura de implantes⁽¹⁶⁾, o presente trabalho também avaliou a confiabilidade dos implantes e expectativa de vida do conjunto prótese/implante quando em função. Foi simulada uma situação clínica de substituição de um dente anterior da maxila através do ensaio de fadiga acelerada progressiva. Testes laboratoriais que visam simular condições clínicas devem ser facilmente reprodutíveis e devem possibilitar

análise comparativa com mesma carga, posicionamento e tempo^(16,86,88), logo, estudos de fadiga dos materiais, como a fadiga acelerada, são capazes de reproduzir as falhas encontradas clinicamente^(89,184). Na engenharia dos materiais é necessário extrapolar o comportamento de falha de um material em condições normais e obter uma variedade de dados que permitam inferir as causas dessas falhas⁽¹¹³⁾. O resultado do cálculo de Weibull, neste estudo, não indica a fadiga como causa das falhas nos dois grupos, mas sim à resistência do material dos implantes ao nível de carga aplicada como evidenciado pelo valor de β : 0,66 e 0,33 (controle e teste, respectivamente). Em concordância com o resultado deste estudo, Freitas Júnior *et al*⁽¹²¹⁾, Martins *et al*⁽¹¹⁷⁾, Machado *et al*⁽¹⁸⁵⁾, Freitas *et al*⁽¹²³⁾ e Bordin *et al*⁽¹¹⁴⁾ encontraram valores de β inferiores a 1 ao testar implantes cone Morse. Em contrapartida, os trabalhos de Freitas Júnior *et al*⁽¹¹⁶⁾; Almeida *et al*⁽¹⁸⁶⁾ e Bordin *et al*⁽¹⁶¹⁾ contrastam com os apresentados por esta pesquisa, onde os valores são superiores a 1, ou seja, os implantes apresentam um comportamento de falha associado à fadiga.

Adicionalmente à determinação da causa das falhas, é possível apontar através do módulo de Weibull (m) a presença de falhas na estrutura do material; e a resistência característica (η) que indica a carga necessária para que 63,2% das amostras falhe^(187,188). Valores de m mais altos, como os evidenciados em ambos os grupos (6,09 e 5,61 – controle e teste, respectivamente) indicam distribuição homogênea da falha, menos dispersão de dados e maior confiabilidade estrutural do material. Entretanto, o valor de η foi maior para o grupo Controle (273,09 N). Com o intuito de tornar essa análise mais didática e facilitar a interpretação da significância entre grupos, é utilizado um gráfico de contorno aplicando os dois parâmetros (módulo de Weibull x resistência característica)⁽¹¹³⁾. Como resultado não há diferença significativa entre os grupos no tocante aos dois parâmetros citados.

Através do teste de fadiga acelerada também é possível determinar, matematicamente, limites de confiança de até 90% que relacionem determinado número de ciclos (missão) com níveis específicos de carga⁽¹¹³⁾. Dada uma missão de 50.000 ciclos com carga de 100 e 150 N, que seria a força mastigatória média durante apertamento bilateral na região anterior do arco dentário⁽⁷³⁾, foi observada confiabilidade diminuída em ambos os grupos à medida que a carga aumentou, no entanto, essa redução foi mais acentuada no grupo teste, indicando que o acúmulo de danos levaria a menor sobrevivência em cargas mais altas. Sendo assim, em cargas fisiológicas que atinjam 150 N, cerca de 57% dos implantes com nova geometria externa, localizados em região anterior do arco, sobreviveriam. Os resultados desta análise não coadunam com outros trabalhos, onde a taxa de sobrevivência dos implantes de conexão cônica em condições similares variam de 72 a 99%^(115,117,121,123,186). Outrossim, Bordin *et al*⁽¹¹⁴⁾ ao

avaliar implantes estreitos (3,3 mm) em condições semelhantes à presente pesquisa, observou decréscimo significativo da taxa de sobrevivência quando a carga foi aumentada de 100N para 150 N (98% - 42%, respectivamente).

Em relação à região da fratura após ensaio de fadiga acelerada, todas as amostras falharam no mesmo ponto (na região da terceira rosca no implante e na primeira rosca do pilar protético). Em estudo realizado por Santos *et al*⁽¹⁸³⁾ foi observada fratura do corpo dos implantes na altura da quarta rosca e na primeira rosca do pilar protético, início do espaço vazio no interior do implante. Observando-se, pois, de acordo com os achados desta pesquisa, semelhanças na região de fratura em ambos os ensaios de ciclagem termomecânica e fadiga acelerada progressiva. Contrariamente, os estudos de Freitas Júnior *et al*⁽¹¹⁶⁾, Gil *et al*⁽¹⁵⁸⁾ e Bordin *et al*^(115,161) observaram localização das fraturas na região cônica do pilar e não houve fratura de corpo do implante. Em estudo retrospectivo de 2015, Shim e Yang⁽¹⁸⁹⁾ observaram 450 implantes cônicos instalados e após um período de 8 anos não houve fratura de nenhum implante, somente fratura do parafuso e do pilar protético localizada na porção cervical. Resultados divergentes entre estudos podem ocorrer por diferenças nos implantes utilizados, na padronização das forças aplicadas, da frequência utilizada, do ângulo de carregamento, do número de ciclos e das metodologias empregadas.

A análise qualitativa por microscopia eletrônica de varredura verificou a superfície fraturada tanto do implante, quanto do pilar protético em ambos os grupos estudados. É possível notar duas regiões diferentes, uma área de fadiga e uma de sobrecarga. A análise da superfície corrobora com os achados na análise de Weibull, onde a principal causa de falha não foi a fadiga, mas sim falhas no material que podem provocar falhas precoces e/ou repentinas. É possível observar que a fratura se inicia onde a carga causa tensão de tração, que excedendo a resistência do material, cria uma zona de deformação plástica, em razão da natureza dúctil do metal, levando à falha do implante. Bonfante *et al*⁽¹¹²⁾ e Shemtov-Yona *et al*⁽¹⁶⁾ observaram a mesma zona de fadiga e sobrecarga, evidenciando fratura dúctil como origem da falha.

Além de avaliar a confiabilidade de implantes com nova macrogeometria e seus modos de falha, faz-se necessário obter resultados mais confiáveis quanto à distribuição de tensão para a interface osso-implante. As características geométricas dos implantes são fundamentais para a distribuição de tensões equilibradas para o osso subjacente durante aplicação de carga mastigatória⁽¹⁹⁰⁾. No presente estudo, foi utilizada a correlação de imagens digitais (CID) como método de análise de tensões, que é capaz de gerar dados detalhados das tensões produzidas na superfície do modelo^(77,81).

A CID calcula e analisa a distribuição de tensões ao redor dos implantes, de forma contínua, automatizada, em 3D e com alta precisão⁽⁸⁴⁾. A avaliação possibilita a obtenção de

dados de tensões tanto horizontais, quanto de cisalhamento^(77,190). No entanto, neste estudo, somente tensões horizontais foram avaliadas.

A transmissão de tensões é verificada na superfície do modelo, por conseguinte, foi necessário selecionar uma área para análise que correspondeu àquela localizada no longo eixo dos implantes, sob o carregamento puntiforme (5 x 15 mm). Foi aplicada carga de 250 N axial e oblíqua em 30°. Dessa forma foi possível observar, no carregamento axial, maior concentração de tensões de compressão na região cervical. Em ambos os grupos foi apresentada uniformidade de tensões nessa área, tão crítica para o sucesso das reabilitações protéticas, beneficiando a preservação da crista óssea e dos tecidos peri-implantares^(191,192). Tensões de tração são observadas somente a partir do 10º milímetro. A distribuição uniforme de forças mastigatórias favorece a manutenção e saúde do tecido ósseo, promovendo a longevidade do tratamento com implantes⁽¹⁹³⁾. Estes resultados estão de acordo com o trabalho de Carvalho *et al*⁽⁸²⁾ e Peixoto *et al*⁽¹⁹⁴⁾ que demonstram maiores tensões compressivas em região cervical no longo eixo de implantes estreitos de conexão cone Morse, com intensidade decrescente em região apical.

Por outro lado, no carregamento angulado, foi observada maior concentração de tensões de tração na região cervical dos implantes do grupo teste. Esse resultado demonstra a influência da sobrecarga e de forças não axiais no aumento das tensões na interface osso-implante⁽¹⁹⁵⁾; e corrobora com outros estudos que demonstraram que cargas oblíquas geram maiores tensões^(191,196,197), principalmente no lado oposto ao da aplicação da carga^(198,199). Sobrecarga mecânica e tensões desfavoráveis resultam em alta tensão/deformação, podendo levar à reabsorção óssea^(200,201) e a falhas nos implantes^(77,194,202). A transferência de tensão, inicialmente, ocorre na parte cervical dos implantes (colo e primeiras roscas) e é reduzida à medida que se desloca em direção à região apical⁽²⁰³⁾.

A maioria dos estudos que avalia a distribuição de tensões de implantes unitários e de plataforma estreita e foi feita utilizando análise por elementos finitos. Verri *et al*⁽¹⁹⁷⁾ analisaram a distribuição de tensões em prótese unitária sobre implante com carga axial e oblíqua através do método dos elementos finitos (MEF) e observaram menor concentração de tensão ao redor das áreas cervical e apical do implante cone Morse, bem como aumento de tensão à medida que a inclinação aumentou. Os autores concluíram que o aumento de tensão gerado pela inclinação da força aplicada no longo eixo do implante induz a sobrecarga no tecido ósseo periimplantar e na estrutura interna dos implantes. Os mesmos resultados foram encontrados por Moraes *et al*⁽²⁰⁴⁾ e Prados-Privado *et al*⁽¹⁶⁰⁾. Os resultados anteriores corroboram com a pesquisa de Bento⁽²⁰²⁾, que complementa que, a região do pilar protético é o local em que predomina a concentração de tensões. Resultado igualmente obtido por Himmlová *et al*⁽²⁰⁵⁾, Baggi *et al*⁽²⁰⁶⁾

e Verri *et al*⁽¹⁹⁷⁾. Neste estudo, maiores tensões de tração foram observadas na região cervical e ao longo do corpo do implante no grupo Teste após carregamento angulado, demonstrando a influência da sobrecarga e da ausência de forças equilibradas no aumento das tensões no tecido ósseo⁽¹⁹⁵⁾. Valente⁽¹⁹⁰⁾ em estudo avaliando mini-implantes com macrogeometrias distintas, observou resultado similar em análise fotoelástica para mini-implantes com passo de rosca mais longo, concluindo que o passo de rosca afetou significativamente a distribuição de tensões no corpo do implante.

A análise através da correlação de imagens digitais (CID) é um método efetivo para avaliação biomecânica de implantes, pois permite obter uma gama de informações sobre a transferência de tensões para a interface osso-implante, além de possibilitar uma análise crítica da situação clínica, oportunizando a escolha da opção mais favorável^(197,203).

Há uma diversidade de opções de implantes osseointegráveis no mercado, com diferentes conexões, desenhos, roscas, onde o objetivo é compensar problemas que sejam inerentes à quantidade e qualidade óssea ou por questões técnicas e biológicas, como melhoria da osseointegração, aumento do contato osso-implante, inserção mais rápida do implante, melhor distribuição de tensões ao osso adjacente. A compreensão e avaliação das características geométricas dos implantes são um dos elementos fundamentais para otimização biomecânica e funcional de próteses implanto-retidas e por conseguinte, fator relevante para o sucesso ou falha do tratamento com implantes.

A microtomografia computadorizada é uma das ferramentas mais modernas e precisas para avaliações geométricas dos implantes, visto que permite adquirir imagens tridimensionais e realizar avaliação não invasiva e não destrutiva⁽⁵⁾. No presente estudo, foram realizadas medidas lineares do passo e da profundidade da rosca, bem como da espessura da parede. Foi possível observar diferenças entre os grupos, principalmente no que tange ao passo de rosca e a secção transversal, onde o grupo Teste possui passo de rosca com dupla entrada e secção trapezoidal. E, de acordo com o trabalho de Abuhussein *et al*⁽⁵¹⁾, o passo igual a 0,8 mm apresenta resistência superior aos implantes com passo de 1,6 e 2,4 mm. Assim como Kong *et al*⁽⁶¹⁾ afirmaram que, quanto menor o passo de rosca melhor será a distribuição de tensões. No que diz respeito à secção transversal dos implantes, a forma trapezoidal produz tensões de compressão e tração tanto em osso cortical como em osso esponjoso⁽²⁰⁷⁾, transmite menor quantidade de tensão ao osso cortical e, devido à sua configuração geométrica, resulta em uma maior interface osso-implante, beneficiando assim, a osseointegração^(53,56), diferentemente da rosca em V do grupo Controle, que produz forças de cisalhamento maiores⁽⁵¹⁾. Entretanto, Hansson & Werke⁽⁶⁴⁾ afirmaram que tanto a rosca em V quanto a trapezoidal geram forças que

podem induzir a falhas, enquanto Steigenga *et al*⁽⁴⁴⁾ não verificaram diferenças significativas entre as duas formas. Ainda não existe um consenso na literatura sobre qual desenho de rosca produz menor transmissão de forças ao osso subjacente.

Com relação à profundidade das roscas, não foi observada diferença expressiva entre os grupos (0,021 mm), uma vez que estudos anteriores determinam 0,34 a 0,5 mm como profundidade ideal⁽⁵¹⁾. Esse achado corrobora com o estudo de Hansson *et al*⁽⁶⁴⁾ que não encontraram diferenças significativas em implantes com roscas de profundidade entre 0,1 e 0,4 mm. Sendo assim, a diferença da profundidade das roscas entre os grupos não influenciou na transferência de tensões para o osso subjacente, assim como a leve dessemelhança observada entre os grupos quanto à espessura da parede (0,01 mm) não impactou no desempenho dos implantes.

Não foi observada diferença aparente na junção implante-pilar antes e após ciclagem mecânica no micro-CT para o grupo Teste, assim como no trabalho de Moura⁽¹³⁾. No entanto, o grupo Controle apresentou maior imbricamento entre pilar protético e as paredes do implante após ciclagem termomecânica. Segundo Fortes *et al*⁽²⁰⁸⁾ o maior travamento mecânico friccional da superfície interna do implante com a superfície do componente protético diminui a possibilidade de micromovimentos e, conseqüentemente, a ocorrência de falhas. Níveis de desajuste inferiores a 10 µm são considerados “cl clinicamente aceitáveis”⁽⁸³⁾, no entanto, a presença de uma pequena desadaptação, formando espaços vazios entre pilar e implante podem diminuir a eficiência na distribuição de tensões entre pilar e implante, entre implante e osso circundante, e afetar a resistência estrutural do implante e dos componentes protéticos⁽²⁰⁹⁾. A diminuição do espaço entre pilar e implante no grupo Controle pode ter tido influência no melhor desempenho observado neste grupo, porém não foram realizadas quaisquer análises que pudessem comprovar a melhor adaptação implante-pilar. No presente trabalho, os pilares protéticos foram removidos para registrar o afrouxamento dos parafusos antes de serem levados para avaliação em micro-ct, o que pode ter interferido nos resultados.

Este estudo *in vitro* apresenta algumas limitações. A avaliação da deformação da plataforma dos implantes através de lupa estereoscópica não permite a análise de deformações de pequena magnitude tanto na plataforma quanto na parte interna dos implantes. Porém, o objetivo desse trabalho era simular uma situação clínica, na qual somente alterações visíveis clinicamente foram consideradas falhas. Os testes de ciclagem termomecânica e fadiga acelerada progressiva foram realizados em meio úmido (água), no entanto, não reproduzem a cavidade oral (presença de saliva, interferências oclusais, condições parafuncionais, etc), a dinâmica dos músculos da mastigação e a inter-relação osso-implante^(139,183,210). O método da

correlação de imagens digitais por utilizar modelos confeccionados com resina de poliuretano que são homogêneos e sem porosidade, isotrópicos e foi assumido total integração com o poliuretano⁽⁸⁴⁾, podem dificultar a extrapolação dos resultados para situações clínicas⁽²¹¹⁾, já que o osso alveolar é heterogêneo (osso medular e cortical), anisotrópico e a osseointegração pode sofrer modificações ao longo do tempo^(202,203,206,212). No entanto, apesar de todas as limitações técnicas, o padrão dos resultados encontrados em estudos *in vitro* tende a ser semelhante aos encontrados em estudos *in vivo*, podendo dar subsídios às pesquisas posteriores, promovendo embasamento científico mais acurado acerca das causas de sucessos e insucessos dos implantes com nova macrogeometria.

Os resultados do presente estudo trazem implicações clínicas importantes e sugerem que mudanças macrogeométricas interferem diretamente na resistência estrutural e na transferência de tensões dos implantes osseointegráveis. Do ponto de vista mecânico, não existe o conceito de macrogeometria ideal, uma vez que a otimização do desenho do implante deve ter objetivos claramente identificados, como reduzir as tensões na interface osso-implante, melhorar o processo de osseointegração, favorecer a estabilidade primária, entre outros. Os implantes possuem estrutura complexa e que não pode ser considerada independente, mas incluída em um ambiente oral tão complexo quanto, e, sendo assim, deve ser considerada a interação entre ambos. A otimização estrutural de um implante dentário objetiva alcançar uma vantagem específica, entretanto essas modificações de projeto podem levar a consequências indesejadas – aprimorando um aspecto e prejudicando outro ponto. Do ponto de vista clínico, os resultados obtidos neste estudo vão colaborar para a tomada de decisão do clínico, orientando para a realização de tratamentos mais seguros, com maior e melhor longevidade, aumentando o sucesso clínico e, conseqüentemente, a satisfação dos pacientes e do profissional.

Diferenças intrínsecas na geometria dos implantes, bem como um maior imbricamento entre pilar e implante foram responsáveis pelo resultado diferente entre grupos, e de acordo com os resultados obtidos no presente trabalho é possível inferir que os implantes do grupo Controle obtiveram desempenho superior com relação aos implantes do grupo Teste. No entanto, não é possível obter nenhuma conclusão definitiva, sendo, pois, indispensável a utilização de metodologias diversas às realizadas neste estudo, que possam elucidar o comportamento biomecânico do implante cone Morse com nova macrogeometria.

6. *Conclusões*

6. CONCLUSÕES

Com base nos resultados do presente estudo e dentro das limitações da metodologia aplicada, pode-se concluir que:

- Houve diferença significativa entre os grupos na perda de torque dos pilares universais após ciclagem termomecânica sendo que o grupo Teste apresentou ganho de torque; na análise intragrupos, o grupo Controle, apresentou diferença antes e após ciclagem termomecânica, onde o afrouxamento final foi maior que o inicial;
- Não houve diferença significativa na resistência entre os grupos, segundo a distribuição Weibull, onde a fadiga não influenciou na falha;
- O grupo Controle apresentou resistência característica maior que o Grupo Teste;
- Houve diferença quanto à confiabilidade do conjunto implante-pilar protético, onde o grupo Teste apresentou menor sobrevivência à medida que aumenta a carga;
- Com relação à distribuição de tensões, no carregamento axial não foram observadas diferenças entre os grupos; no entanto no carregamento angulado, o grupo Teste apresentou maior concentração de tensões de tração na região cervical e ao longo do corpo do implante.

Referências Bibliográficas

1. Albrektsson T, Wennerberg A. The Impact of Oral Implants - Past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc.* 2005;71(5):327.
2. Campos L. Análise físico-química e biológica de duas superfícies de implantes osteointegráveis de uso odontológico [Dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Veiga de Almeida, Faculdade de Odontologia; 2007.
3. Fuzo A. História da Osseointegração. *ImplantNews.* 2015;3-9.
4. Manor Y, Oubaid S, Mardinger O, Chaushu G, Nissan J. Characteristics of Early Versus Late Implant Failure : Retrospective Study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67:2649-2652.
5. Meleo D, Baggi L, Di Girolamo M, Di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. *Ann Ist Super Sanità.* 2012;48(1):53-8.
6. Paim R. Avaliação do torque de afrouxamento do parafuso do pilar sobre implantes de titânio grau 4 hard [Dissertação]. Campo Grande: Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, Faculdade de Odontologia; 2017.
7. Sakaguchi R, Borgersen S. Nonlinear Contact Analysis of Preload in Dental Implant Screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:295-302.
8. Aglietta M, Siciliano V, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson B, Lang N, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Impl Res.* 2009;20:441-51.
9. Pita M. Estudo biomecânico de conexões implante/pilar com parafusos convencionais e parafusos modificados tipo cone morse: análise tridimensional pelo método dos elementos finitos [Tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013.
10. Pjetursson B, Tan K, Lang N, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Impl Res.* 2004;15:625-42.
11. Kreissl M, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub J. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Impl Res.* 2007;18:720-6.
12. Jung R, Pjetursson B, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang N. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Impl Res.* 2008;19:119-30.
13. Moura M. Avaliação mecânica da estabilidade de pilares cone Morse com diferentes características de fabricação : Estudo in vitro [Dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia; 2017.
14. Burguete R, Johns R, King T, Patterson E. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):592-9.
15. Sbordone L, Traini T, Caputi S, Scarano A, Bortolaia C, Piattelli A. Scanning electron microscopy fractography analysis of fractured hollow implants. *J Oral Implantol.* 2010;36(2):105-11.

16. Shemtov-yona K, Rittel D. Fatigue failure of dental implants in simulated intraoral media. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;62:636–44.
17. Binon P. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76–94.
18. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):832–7.
19. Chang P-K, Chen Y-C, Huang C-C, Lu W-H, Chen Y-C, Tsai H-H. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(6):96-101.
20. Perez M. Influência do desenho dos implantes endósseos na distribuição de tensões após aplicação de cargas verticais e oblíquas. Análise estrutural e fotoelástica [Dissertação]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia; 2008.
21. Mattheos N, Li X, Zampelis A, Ma L, Janda M. Investigating the micromorphological differences of the implant–abutment junction and their clinical implications: a pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27:134–43.
22. Nakamura L. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de abutment em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica [Dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2005.
23. Moris I. Efeito de cargas compressivas oblíquas e da simulação de ciclos mastigatório sobre pilares para implantes cone morse [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011.
24. Wiedenhof A. Desenvolvimento de uma bancada de teste para torque de parafusos para implantes [Dissertação]. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Engenharia; 2008.
25. Rittel D, Shemtov-Yona K, Korabi R. Engineering Dental Implants. *Curr Oral Heal Reports.* 2017;4:239–47.
26. Silva E. Influência do torque e da ciclagem mecânica na manutenção da pré-carga e resistência à fratura de parafusos de retenção em diferentes junções parafusadas [Dissertação]. Araçatuba: Unesp, Faculdade de Odontologia; 2016.
27. Balshi T. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:660–6.
28. Weinberg L. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:19–31.
29. Eckert S, Meraw S, Cal E, Ow R. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:662–7.
30. Shemtov-Yona K, Rittel D. On the mechanical integrity of retrieved dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;49:290–9.
31. Gealh W, Mazzo V, Barbi F, Camarini E. Osseointegrated implant fracture: Causes and treatment. *J Oral Implantol.* 2011;37(4):499–503.

32. Novaes Jr A, Souza S, Barros R, Pereira K, Iezzi G, Piattelli A. Influence of implant surfaces on osseointegration. *Braz Dent J.* 2010;21(6):471–81.
33. Hara T, Matsuoka K, Matsuzaka K, Yoshinari M, Inoue T. Effect of surface roughness of titanium dental implant placed under periosteum on gene expression of bone morphogenic markers in rat. *Bull Tokyo Dent Coll.* 2012;53(2):45–50.
34. Rosa M, Albrektsson T, Francischone C, Schwartz Filho H, Wennerberg A. The influence of surface treatment on the implant roughness pattern. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(5):550–5.
35. Meirelles L, Currie F, Jacobsson M, Albrektsson T, Wennerberg A. The effect of chemical and nanotopographical modifications on the early stages of osseointegration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:641–7.
36. Lavenus S, Louarn G, Layrolle P. Nanotechnology and Dental Implants. *Int J Biomater.* 2010;2010:1–9.
37. Pereira D. Influência do tipo de rosca e do design na estabilidade dos implantes dentários [Dissertação]. Viseu: Instituto Politécnico de Viseu, Escola Superior de Tecnologia e Gestão; 2014.
38. Carmo Filho L. Influência da macrogeometria de implantes dentários durante o processo de cicatrização: um estudo clínico, prospectivo, randomizado de boca dividida [Tese]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia; 2017.
39. Araújo M. Influência da anatomia do implante na osteointegração [Dissertação]. Lisboa: Universidade de Lisboa, Faculdade de Odontologia; 2013.
40. Huang H, Hsu J, Fuh L, Tu M, Ko C, Shen Y. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study. *J Dent.* 2008;36:409–17.
41. Huang H, Hsu J, Fuh L, Lin D, Chen MC. Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant. *Comput Biol Med.* 2010;40:525–32.
42. Rismanchian M, Birang R, Shahmoradi M, Talebi H, Zare R. Developing a new dental implant design and comparing its biomechanical features with four designs. *Dent Res J.* 2010;7(2):70–5.
43. Sykaras N, Iacopino A, Marker V, Triplett R, Woody R. Implant Materials, Designs, and Surface Topographies: Their Effect on Osseointegration. Literature Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:675–90.
44. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti F, Wang H. Effects of Implant Thread Geometry on Percentage of Osseointegration and Resistance to Reverse Torque in the Tibia of Rabbits. *J Periodontol.* 2004;75:1233–41.
45. Huang H, Chang C, Hsu J, Fallgatter A, Ko C. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:551–62.
46. Eraslan O, Inan Ö. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: A 3D finite element analysis. *Clin Oral Investig.* 2010;14:411–6.

47. Koticha T, Fu J, Chan H, Wang H. Influence of Thread Design on Implant Positioning in Immediate Implant Placement. *J Periodontol.* 2012;83:1420–4.
48. Tetè S, Zizzari V, De Carlo A, Sinjari B, Gherlone E. Macroscopic and microscopic evaluation of a new implant design supporting immediately loaded full arch rehabilitation. *Ann Stomatol.* 2012;3:44–50.
49. Geng J, Ma Q, Xu W, Tan K, Liu G. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil.* 2004;31:233–9.
50. Geng J, Beng W, Tan K, Liu G. Finite element analysis of an osseointegrated stepped screw dental implant. *J Oral Implantol.* 2004;30(4):223–33.
51. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang H. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21:129–36.
52. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007;23:844–54.
53. Desai SR, Desai MS, Katti G, Karthikeyan I. Evaluation of design parameters of eight dental implant designs: A two-dimensional finite element analysis. *Niger J Clin Pract.* 2012;15:176–81.
54. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29:565–74.
55. Steigenga J, Al-Shammari K, Nociti F, Misch C, Wang H. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent.* 2003;12:306–17.
56. Lan T, Du J, Pan C, Lee H, Chung W. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clin Oral Investig.* 2012;16:363–9.
57. Wiskott H, Belser U. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10:429–44.
58. Norton M, Gamble C. Bone classification: An objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:79–84.
59. Roberts W, Smith R, Zilberman Y, Smith R, Mozsary P. Osseous adaptation to continuous of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984;86:95–111.
60. Motoyoshi M, Yano S, Tsuruoka T, Shimizu N. Biomechanical effect of abutment on stability of orthodontic mini-implant: A finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:480–5.
61. Kong L, Liu BL, Hu KJ, Li DH, Song YL, Ma P, et al. Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2006; 24:509–12 apud Hussein FA, Salloomi KN, Abdulrahman BY, Al-Zahawi AR, Sabri LA. Effect of thread depth and implant shape on stress distribution in anterior and posterior regions of mandible bone: A finite element analysis. *Dent Res J.* 2019;16(3):200–7.
62. Ao J, Li T, Liu Y, Ding Y, Wu G, Hu K, et al. Optimal design of thread height and width on an immediately loaded cylinder implant: A finite element analysis. *Comput Biol Med.* 2010;40:681–6.

63. Misch CE. *Implantes dentais contemporâneos*. 3.ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008.
64. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: The effect of thread size and thread profile: A finite element study. *J Biomech*. 2003;36:1247–58.
65. Kõunönen M, Hormia M, Kivilahti J, Hautaniemi J, Thesleff I. Effect of surface processing on the attachment, orientation, and proliferation of human gingival fibroblasts on titanium. *J Biomed Mater Res*. 1992;26:1325–41.
66. Bumgardner J, Boring J, Cooper R, Gao C, Givaruangawat S, Gilbert J, et al. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dent*. 2000;9:252–60.
67. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol*. 1993;38:491–6.
68. Teng F, Ko C, Kuo H, Hu J, Lin J, Lou C, et al. A comparison of epithelial cells, fibroblasts, and osteoblasts in dental implant titanium topographies. *Bioinorg Chem Appl*. 2012;2012.
69. Shin Y, Han C, Heo S, Kim S, Chun H. Radiographic evaluation of marginal bone levels around dental implants with different designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;20:789–94.
70. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;92:523–30.
71. Nordeste I. *Análise da distribuição de tensões em implantes angulados: um estudo in vitro*. [Dissertação]. Porto: Universidade do Porto, Faculdade de Medicina Dentária; 2013.
72. Yao K, Kao H, Cheng C, Fang H, Huang C, Hsu M. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;90:426–32.
73. Craig RG. *Materiais dentários restauradores*. St. Louis: Mosby, 1997 apud Bonfante EA. *Confiabilidade e modos de fratura de próteses fixas implanto-suportadas metalocerâmicas e em zircônia* [Tese]. Bauru: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2009.
74. Li J, Fok A, Satterthwaite J, Watts D. Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. *Dent Mater*. 2009;25:582–8.
75. Tiozzi R, Lin L, Rodrigues RS, Heo Y, Conrad H, de Mattos M, et al. Digital image correlation analysis of the load transfer by implant-supported restorations. *J Biomech*. 2011;44:1008–13.
76. Amodio D, Broggiato GB, Campana F, Newaz GM. Digital speckle correlation for strain measurement by image analysis. *Exp Mech*. 2003;43:396–402.
77. Tiozzi R. *Efeitos Do Uso De Próteses Múltiplas Implantossuportadas, unidas e isoladas, nas tensões geradas em áreas posteriores de mandíbula* [Tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.
78. Tiozzi R, Lin L, Conrad H, Rodrigues RS, Heo Y, de Mattos M, et al. A digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *J Prosthodont Res*. 2012;56:25–31.

79. Tiozzi R, Vasco MA, Lin L, Conrad H, Bezzon O, Ribeiro R, et al. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater*. 2013;29:788–96.
80. Tiozzi R, Torres E, Rodrigues R, Conrad H, Mattos M, Fok A, et al. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*. 2014;112:276–84.
81. Peixoto R, Macedo A, Martinelli J, Faria A., Tiozzi R, Ribeiro R, et al. A Digital Image Correlation Analysis of Strain Generated by 3-Unit Implant-Supported Fixed Dental Prosthesis: An in Vitro Study. *Implant Dent*. 2017;26:567–73.
82. de Carvalho E, Herbst P, Faria A, Ribeiro R, Costa P, Tiozzi R. Strain transfer behavior of different planning options for mandibular single-molar replacement. *J Prosthet Dent*. 2018;119:250–6.
83. Mendes F. Avaliação da adaptação marginal e interna, da resistência à fratura após ciclagem termomecânica e das tensões nos implantes por correlação de imagens digitais em próteses parciais fixas sobre implantes com pilares e copings em zircônia com diferentes sistemas CAD/CAM [Tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015.
84. Peixoto R. Análise das tensões geradas por implantes curtos e convencionais reabilitados com próteses fixas unidas e isoladas, por meio do método de correlação de imagem digital [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013.
85. Schneiders R. Determinação da curva tensão-deformação com o auxílio da correlação de imagens digitais (DIC) [Trabalho de conclusão de curso]. Alegrete: Universidade Federal do Pampa, Faculdade de Engenharia Mecânica; 2018.
86. Coray R, Zeltner M, Ozcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing : systematic review and a meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;62:333–46.
87. Callister WDJ. *Fundamentals of materials science and engineering: An integrated approach*. New York: John Wiley & Sons, 2005 apud Melo CSSA. Ensaio de fadiga mecânica sobre conexões implante-pilar [Dissertação]. Porto: Universidade Fernando Pessoa, Faculdade de Medicina Dentária; 2015.
88. Natali A, Pavan P, Ruggero A. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17:67–74.
89. Fissore B, Nicholls J, Yuodelis R. Load fatigue of teeth restored by a dentin bonding agent and a posterior composite resin. *J Prosthet Dent*. 1991;65:80–5.
90. Bonfante E. Confiabilidade e modo de falha de próteses fixas implanto-suportadas metalocerâmicas e em zircônia [Tese]. Bauru: Universidade de São Paulo, Faculdade de odontologia; 2009.
91. Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2001;12(4):350–60.
92. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VAR, Gomes ÉA. Effect of vertical misfit on screw joint stability of implant-supported crowns. *J Mater Eng Perform*. 2011;20(6):947–51.
93. Delben J, Gomes E, Barão V, Assunção W. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:251–6.

94. Dittmer M, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant – abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J Prosthodont Res.* 2012;56:19–24.
95. Jorge J, Barão V, Delben J, Assunção W. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:415–22.
96. Vianna A, Delben J, Barão V, Ferreira M, Santos P, Assunção W. Torque Stability of Different Abutment Screws Submitted to Mechanical Cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:209–14.
97. Xia D, Lin H, Yuan S, Bai W, Zheng G. Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values. *Biomed Mater Eng.* 2014;24:2143–9.
98. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, et al. Mechanical Reliability Evaluation of an Oral Implant-Abutment System According to UNI en ISO 14801 Fatigue Test Protocol. *Implant Dent.* 2016;25(5):613–8.
99. Benjaboonyazit K, Chaijareenont P, Khongkhunthian P. Removal torque pattern of a combined cone and octalobule index implant-abutment connection at different cyclic loading: an in-vitro experimental study. *Int J Implant Dent.* 2019;5(1):1–9.
100. Wiskott H, Nicholls J, Belser U. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995;8:105–16.
101. Nary Filho H, Calvo Guirado J, Matsumoto M, Bresaola M, Aur R. Biomechanical evaluation of resistance to insertion torque of different implant systems and insertion driver types. *Implant Dent.* 2015;24(2):211–6.
102. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei E. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part I: Mechanical behavior. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(2):172–7.
103. Tabuse H, Corrêa C, Vaz L. Comportamento biomecânico do sistema prótese/implante em região anterior de maxila: análise pelo método de ciclagem mecânica. *Rev Odontol da UNESP.* 2014;43(1):46–51.
104. Pardal-Peláez B, Montero J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. *J Clin Exp Dent.* 2017;9:1355–61.
105. Sammour S, Maamoun El-Sheikh M, Aly El-Gendy A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: In-vitro study. *Dent Mater.* 2019;35:265–71.
106. Bacchi A, Regalin A, Bhering C, Alessandretti R, Spazzin A. Loosening torque of Universal Abutment screws after cyclic loading: Influence of tightening technique and screw coating. *J Adv Prosthodont.* 2015;7:375–9.
107. Cerutti-Kopplin D, Rodrigues Neto D, Lins Do Valle A, Pereira J. Influence of reverse torque values in abutments with or without internal hexagon indexes. *J Prosthet Dent.* 2014;112:824–7.
108. de Oliveira Silva T, Mendes Alencar S, da Silva Valente V, de Moura C. Effect of internal hexagonal index on removal torque and tensile removal force of different Morse taper connection abutments. *J Prosthet Dent.* 2017;117:621–7.
109. Villarinho E, Cervieri A, Shinkai R, Grossi M, Teixeira E. The effect of a positioning index on

- the biomechanical stability of tapered implant-abutment connections. *J Oral Implantol*. 2015;41:139–43.
110. Michelon M, Milanos E, Lourenço E, de Moraes Telles D. Do Oblique Cyclic Loads Influence the Tensile Strength of Different Morse Taper Connection Abutments? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34:1047–52.
 111. Martins C, Ramos E, Kreve S, De Carvalho G, Franco A, De Macedo L, et al. Reverse torque evaluation in indexed and nonindexed abutments of Morse Taper implants in a mechanical fatigue test. *Dent Res J*. 2019;16:110–6.
 112. Bonfante E, Almeida E, Lorenzoni F, Coelho P. Effects of Implant Diameter and Prosthesis Retention System on the Reliability of Single Crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(1):95–101.
 113. Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Adv Dent Res*. 2016;28(1):18–27.
 114. Bordin D, Bergamo ETP, Fardin VP, Coelho PG, Bonfante EA. Fracture strength and probability of survival of narrow and extra-narrow dental implants after fatigue testing: In vitro and in silico analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2017;71:244–9.
 115. Bordin D, Bergamo ETP, Bonfante EA, Fardin VP, Coelho PG. Influence of platform diameter in the reliability and failure mode of extra-short dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;77:470–4.
 116. Freitas Júnior A, Almeida E, Bonfante E, Silva N, Coelho P. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24:197–202.
 117. Martins L, Bonfante E, Zavanelli R, Freitas A, Silva NFA, Marotta L, et al. Fatigue reliability of 3 single-unit implant-abutment designs. *Implant Dent*. 2012;21:67–71.
 118. Almeida EO, Freitas Jr AC, Bonfante EA, Marotta L, Silva NRFA, Coelho PG. Mechanical Testing of Implant-Supported Anterior Crowns with Different Implant/Abutment Connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):103–8.
 119. Hirata R, Bonfante EA, Anchieta RB, Machado LS, Freitas G, Fardin VP, et al. Reliability and failure modes of narrow implant systems. *Clin Oral Investig*. 2016;20(7):1505–13.
 120. Nelson W. Accelerated testing: Statistical models, test plans and data analysis. New York: John Wiley & Sons, 1990 apud Almeida EO, Freitas Jr AC, Bonfante EA, Marotta L, Silva NRFA, Coelho PG. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013; 28: 103-108.
 121. Freitas Júnior AC. Plataforma regular versus switching: estudo mecânico por meio de testes laboratoriais de fadiga e análise de elementos finitos em implantes com hexágono externo e interno [Tese]. Araçatuba: UNESP, Faculdade de odontologia; 2011.
 122. Hirata R, Bonfante E, Machado L, Tovar N, Coelho P. Mechanical Evaluation of Four Narrow-Diameter Implant Systems. *Int J Prosthodont*. 2014;27(4):359–62.
 123. Freitas G, Hirata R, Bonfante E, Tovar N, Coelho P. Survival Probability of Narrow and Standard-Diameter Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *Int J Prosthodont*. 2016;29(2):179–85.
 124. Daood U, Banday N, Akram Z, Tsoi JKH, Neelakantan P, Omar H, et al. Mechanical and

- spectroscopic analysis of retrieved/failed dental implants. *Coatings*. 2017;7(11):1–12.
125. ISO 14801. Dentistry - Implants - Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. 2007.
126. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88(6):604–10.
127. Coppedê AR. Estudo biomecânico da conexão implante/pilar protético em implantes do sistema cone morse [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2007.
128. Park J, Choi J, Jeon Y, Choi K, Jeong C. Effects of Abutment Screw Coating on Implant Preload. *J Prosthodont*. 2010;19:458–64.
129. DeLong R, Douglas WH. Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control. *J Dent Res*. 1983;62(1):32–6.
130. Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(1):47–56.
131. Schall R. Estimation in generalized linear models with random effects. *Biometrika*. 1991; 78: 719-727 apud Coppedê AR, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin. Oral Impl. Res*. 2009; 20: 624-632.
132. Cnaan A, Laird N, Slasor P. Using the general linear mixed model to analyse unbalanced repeated measures and longitudinal data. *Stat Med*. 1997;16:2349–80.
133. Fausto MA, Carneiro M, Antunes CMDF, Pinto JA, Colosimo EA. Mixed linear regression model for longitudinal data: Application to an unbalanced anthropometric data set. *Cad Saude Publica*. 2008;24(3):513–24.
134. Nogueira MCS. Orthogonal contrasts: definitions and concepts. *Sci Agric*. 2004;61(1):118–24.
135. Fogliatto FS, Ribeiro JLD. Confiabilidade e manutenção industrial. Rio de Janeiro: 2009 apud Santos IP. Introdução à análise de confiabilidade: Uma aplicação ao setor de transportes [Trabalho de Conclusão de Curso]. Campo Grande: Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências e Tecnologia; 2016.
136. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25:506–15.
137. Shemtov-Yona K, Rittel D. Identification of failure mechanisms in retrieved fractured dental implants. *Eng Fail Anal*. 2014;38:58–65.
138. Lérault EAM. Overload e perda óssea em implantes osteointegrados [Dissertação]. Porto: Universidade Veiga de Almeida, Faculdade de Ciências de Saúde; 2017.
139. Shemtov-yona K, Rittel D. Fatigue of Dental Implants : Facts and Fallacies. *Dent J*. 2016; 4(16): 1-11.
140. Carneiro T, Prudente M, Silva-Neto J, Neves F. Avaliação das condições de falha de implante, parafuso de pilar e pilar após ensaio mecânico de resistência à fratura. 2008;1–25.

141. Mendes TA, Caramês J, Lopes LP, Ramalho AL. Sphere-plane methodology to evaluate the wear of titanium of dental implants: A research proposal. *BMC Res Notes*. 2018;11(1):1–6.
142. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: A comparative in vitro study. *Dent Mater*. 2012;28:1215–20.
143. Tuzzolo Neto H, Tuzita AS, Gehrke SA, Moura R de V, Casati MZ, Mesquita AMM. A comparative analysis of implants presenting different diameters: Extra-narrow, narrow and conventional. *Materials*. 2020;13(8): 1-11.
144. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: A short communication. *J Oral Rehabil*. 2006;33(1):75–8.
145. Farronato D, Pieroni S, Mangano F, Briguglio F, Re D. Effects of different abutment material and surgical insertion torque on the marginal adaptation of an internal conical interface: An in vitro study. *J Prosthodont Res*. 2014;58(4):230–6.
146. Khayat P, Arnal H, Tourbah B, Sennerby L. Clinical outcome of dental implants placed with high insertion torques (Up to 176Ncm). *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(2):227–33.
147. Degidi M, Piattelli A. Comparative analysis study of 702 dental implants subjected to immediate functional loading and immediate nonfunctional loading to traditional healing periods with a follow-up of up to 24 months. *J Prosthet Dent*. 2005;20:99–107.
148. Davi L, Golin A, Bernardes S, de Araújo C, Neves F. In vitro integrity of implant External Hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Braz Oral Res*. 2008;22(2):125–31.
149. Kwon J, Han C, Kim S, Chang J. The change of rotational freedom following different insertion torques in three implant systems with implant driver. *J Adv Prosthodont*. 2009;1:37–40.
150. Morais RC. Avaliação da plataforma tri-channel por meio de microtomografia computadorizada e suas propriedades mecânicas após torque de inserção, fadiga e fratura. [Tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2018.
151. Melo CSSA. Ensaio De Fadiga Mecânica Sobre Conexões Implante - Pilar [Dissertação]. Porto: Universidade Fernando Pessoa, Faculdade de Medicina Dentária; 2015.
152. Elshiyab S, Nawafleh N, George R. Survival and testing parameters of zirconia-based crowns under cyclic loading in an aqueous environment: A systematic review. *J Investig Clin Dent*. 2017;8:1–14.
153. Santafé S. Avaliação da pré-carga e do torque de remoção pós ciclagem mecânica de três sistemas de conexão implante-pilar protético [Dissertação]. Porto Alegre: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia; 2010.
154. Fernandes T, Gehrke S, Mardegan F, De Bortoli Junior N, Tritto M. Estudo comparativo do torque de remoção dos parafusos de conexão de pilares protéticos sobre implantes com conexão de hexágono interno e Cone Morse após ensaio de ciclagem mecânica. *J Heal Sci Inst*. 2011;29(3):161–5.
155. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996;9(6):511–9.
156. Gross M, Kozak D, Laufer B, Weiss E. Manual closing torque in five implant abutment systems:

- An in vitro comparative study. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):574–8.
157. Feitosa PCP, Lima APB, Silva-Concílio LR, Brandt WC, Neves ACC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *European Journal of Dentistry.* 2013;7(3): 267-271.
 158. Gil FJ, Herrero-Climent M, Lázaro P, Rios J V. Implant-abutment connections: Influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med.* 2014;25(7):1825–30.
 159. Pereira J, Morsch C, Henriques B, Nascimento R, Benfatti C, Silva F, et al. Removal Torque and Biofilm Accumulation at Two Dental Implant–Abutment Joints After Fatigue. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31:813–9.
 160. Prados-Privado M, Gehrke S, Rojo R, Prados-Frutos J. Probability of Failure of Internal Hexagon and Morse Taper Implants with Different Bone Levels: A Mechanical Test and Probabilistic Fatigue. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33(6):1266–73.
 161. Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of Narrow Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *J Prosthodont.* 2018;27(7):659–64.
 162. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The New Restorative Concept of the ITI Dental Implant System: Design and Engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13(5):408–31.
 163. Ding T, Woody R, Higginbottom F, Miller B. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:865–72.
 164. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519–26.
 165. Cashman PM, Schneider RL, Schneider GB, Stanford CM, Clancy JM, Qian F. In vitro analysis of post-fatigue reverse-torque values at the dental abutment/implant interface for a unitarian abutment design. *J Prosthodont.* 2011;20(7):503–9.
 166. Villarinho EA. Avaliação da pré-carga e do torque de remoção pós ciclagem mecânica da conexão implante-pilar protético tipo cone morse com e sem índice de posicionamento [Dissertação]. Porto Alegre: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia; 2012.
 167. Jalalian E, Banifateme A, Zarbakhsh A, Eskandari damaneh A, Hashemi E, Shariaty M. Comparison of the Effect of Two Different Abutment Diameters on Detorque Value Using Cyclic Loading and Thermocycling. *J Res Dent Maxillofac Sci.* 2019;4(2):12–8.
 168. Jalalian E, Hashemi E, Naser Mostufi S, Banifateme A, Shariati M, Pirmoazen A, et al. Effect of Abutment Connection Type and Cyclic Loading on Removal Torque Value. *J Res Dent Maxillofac Sci.* 2019;4(1):36–40.
 169. Quek C, Tan K, Nicholls J. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:929–36.
 170. Velasco-Ortega E, Flichy-Fernández A, Punset M, Jiménez-Guerra A, Manero JM, Gil J. Fracture and fatigue of titanium narrow dental implants: New trends in order to improve the mechanical response. *Materials.* 2019;12(22): 1-11.
 171. Duan Y, Griggs JA. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter

- implant with an internal abutment connection. *Dent Mater.* 2018;34(12):1711–6.
172. Luterbacher S, Fourmoussis I, Lang N, Brägger U. Fractured prosthetic abutments in osseointegrated implants: A technical complication to cope with. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11:163–70.
173. Green N, Machtei E, Horwitz J, Peled M. Fracture of Dental Implants: Literature Review and Report of a Case. *Implant Dent.* 2002;11:137–43.
174. Wiskott H, Jaquet R, Scherrer S, Belser U, Dent M. Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2007;22:249–57.
175. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990;64:185–94.
176. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(6):202–16.
177. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle C, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: A systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(6):163–201.
178. Vlassis J, Wetzel A, Caffesse R. Guided bone regeneration at a fenestrated dental implant: Histologic assessment of a case report. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1993;8:447–51.
179. Neves F, Fernandes Neto A, Mendonça G, Silveira Júnior C, Kayatt F. Fratura de implantes - relatos de casos clínicos. *RBD.* 2005;12(45):21–6 apud Carneiro TAPN, Prudente MS, Silva-Neto JP, Neves FD. Avaliação das condições de falha de implante, parafuso de pilar e pilar após ensaio mecânico de resistência à fratura. 2009: 1-25.
180. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. *Clin Oral Implants Res.* 1992;3:104–11.
181. Shemtov-Yona K, Rittel D, Machtei EE, Levin L. Effect of dental implant diameter on fatigue performance. Part II: Failure analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(2):178–84.
182. Reis TA, Zancopé K, Karam FK, Neves FD das. Biomechanical behavior of extra-narrow implants after fatigue and pull-out tests. *J Prosthet Dent.* 2019;122(1):54.1-54.6.
183. Santos V, Trento C, Santos P, Siqueira A, Santos S, Griza S. Análise da resistência à fratura entre pilares retos e angulados do sistema cone Morse. *Rev Odontol UNESP.* 2015;44(2):67–73.
184. Parrington RJ. Fractography of Metals and Plastics. Practical Failure Analysis. Materials Park: ASM International, 2002 apud Freitas Jr AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clin. Oral Impl. Res.* 2013; 24: 197-202.
185. Machado LS, Bonfante EA, Anchieta RB, Yamaguchi S, Coelho PG. Implant-abutment connection designs for anterior crowns: Reliability and failure modes. *Implant Dent.* 2013;22(5):540–5.
186. Almeida EO, Freitas Júnior AC, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NRFA, Coelho PG. Effect of

- microthread presence and restoration design (screw versus cemented) in dental implant reliability and failure modes. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(2):191–6.
187. Nelson W. *Accelerated Testing: Statistical Models, Test Plans and Data Analysis*. New York: Wiley; 2004 apud Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of narrow implants with different implant-abutment connection designs. *J Prosthodontics.* 2018; 17: 659-664.
188. Abernathy RB. *The New Weibull Handbook*. North Palm Beach, FL: Barringer and Associates; 2006 apud Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of narrow implants with different implant-abutment connection designs. *J Prosthodontics.* 2018; 17: 659-664.
189. Shim HW, Yang BE. Long-Term cumulative survival and mechanical complications of single-tooth ankylos implants: Focus on the abutment neck fractures. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(6):423–30.
190. Valente MLC. *Desenvolvimento de dois modelos de mini-implantes e componentes protéticos: correlação da macroestrutura e propriedades mecânicas [Tese]*. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2017.
191. Zanardi P, Stegun R, Sesma N, Costa B, Shibli J, Lagana D. Stress distribution around dental implants placed at different depths. *J Craniofac Surg.* 2015;26:2163–6.
192. Lee J, Lee Y, Kim Y, Cho H. Effect of implant number and distribution on load transfer in implant-supported partial fixed dental prostheses for the anterior maxilla: A photoelastic stress analysis study. *J Prosthet Dent.* 2016;115:161–9.
193. Kim Y, Oh T, Misch C, Wang H. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:26–35.
194. Peixoto RF, Tonin BSH, Martinelli J, Macedo AP, de Mattos M da GC. In vitro digital image correlation analysis of the strain transferred by screw-retained fixed partial dentures supported by short and conventional implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;103: 1-9..
195. De Castro Ferreira E, Corbella S, Zanatta L, Taschieri S, del Fabbro M, Gehrke S. Photo-elastic investigation of influence of dental implant shape and prosthetic materials to patterns of stress distribution. *Minerva Stomatol.* 2012;61(6):263–72 apud Valente MLC. *Desenvolvimento de dois modelos de mini-implantes e componentes protéticos: correlação da macroestrutura e propriedades mecânicas [Tese]*. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2017.
196. Rasouli-Ghahroudi, AA Geramy A, Yaghobee S, Khorsand A, Yousefifakhr H, Rokn A, Soolari A. Evaluation of Platform Switching on Crestal Bone Stress in Tapered and Cylindrical Implants: A Finite Element Analysis. *J Int Acad Periodontol.* 2015;17(1):2–13 apud Valente MLC. *Desenvolvimento de dois modelos de mini-implantes e componentes protéticos: correlação da macroestrutura e propriedades mecânicas [Tese]*. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2017
197. Verri F, Santiago J, Almeida D, de Souza Batista V, Lemos C, Mello C, et al. Biomechanical Three-Dimensional Finite Element Analysis of Single Implant-Supported Prostheses in the Anterior Maxilla, with Different Surgical Techniques and Implant Types. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32:191–8.
198. Çehreli M, kça K, Iplikçioğlu H, Şahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment

- junction in an internally notched morse-taper oral implant: Influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:459–65.
199. Pellizzer E, Carli R, Falcón-Antenucci R, Verri F, Goiato M, Villa L. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol.* 2014;40(2):117–22.
200. Şahin S, Çehreli M, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *J Dent.* 2002;30:271–82.
201. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res.* 2010;54:133–42.
202. Bento G. Análise biomecânica de implantes cone morse estreitos x convencionais para reabilitações unitárias anteriores - Estudo pelo método dos elementos finitos [Dissertação]. Alfenas: Universidade Federal de Alfenas, Faculdade de Odontologia; 2018.
203. Cinel S, Celik E, Sagirkaya E, Sahin O. Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2018;119:417–25.
204. Moraes L De, Roselino R, Tirapelli C, Pires-de-souza FDCP. Randomized clinical study of alterations in the color and surface roughness of dental enamel brushed with whitening toothpaste. 2018:1–7.
205. Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Svatava K. Influence of Orbital Implant Length and Diameter on Stress Distribution: A Finite Element Analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91:20–5.
206. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100:422–31.
207. Vairo G, Sannino G. Comparative evaluation of osseointegrated dental implants based on platform-switching concept: Influence of diameter, length, thread shape, and in-bone positioning depth on stress-based performance. *Comput Math Methods Med.* 2013;2013:1–15.
208. Fortes R, Kobayashi W, Sendyk W, Romão-Junior W. Análise comparativa do afrouxamento de abutments conectados a implantes Cone-Morse, após ciclagem mecânica. *ImplantNews.* 2008;5:639–45.
209. Ribeiro LRO. Avaliação da interface protética pilar- implante de conexões cônicas por técnica de microtomografia 3d estudo in vitro [Dissertação]. Vitória: Universidade Federal do Espírito Santo, Faculdade de Odontologia; 2017.
210. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. The effect of oral-like environment on dental implants' fatigue performance. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(2):166–70.
211. Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent.* 2009;101:119–27.
212. Iplikçioğlu H, Kça K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(2):258–65.