



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO



ISABELA MIRALES PIRES

**EFEITO DA SIMULAÇÃO DE CICLOS MASTIGATÓRIOS SOBRE
DIFERENTES TIPOS DE COMPONENTES PARA IMPLANTES COM
CONEXÃO INTERNA CÔNICA**

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2019

ISABELA MIRALES PIRES

**EFEITO DA SIMULAÇÃO DE CICLOS MASTIGATÓRIOS SOBRE
DIFERENTES TIPOS DE COMPONENTES PARA IMPLANTES COM
CONEXÃO INTERNA CÔNICA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de mestre em Odontologia pelo Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Nível: Mestrado

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

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2019

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTES TRABALHOS 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 da USP – Ribeirão Preto

Pires, Isabela Mirales

Efeito da simulação de ciclos mastigatórios sobre diferentes tipos de componentes para implantes com conexão interna cônica. Ribeirão Preto, 2019.

136p. : il.; 30cm

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

Orientador: Prof. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli

1. Implante Dentário. 2. Prótese Dentária Fixada por Implante. 3. Torque. 4. Conexão Interna Cônica. 5. Desadaptação Marginal.

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

FOLHA DE APROVAÇÃO

ISABELA MIRALES PIRES

EFEITO DA SIMULÇÃO DE CICLOS MASTIGATÓRIOS SOBRE DIFERENTES TIPOS DE COMPONENTES PARA IMPLANTES COM CONEXÃO INTERNA CÔNICA.

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: __/__/__

Presidente

Prof. Dra. _____

Assinatura: _____

Banca Examinadora

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

À **Deus**, que me acolhe em todos os momentos e a quem sou eternamente grata.

Aos meus avós, **Antônio** (*in memoriam*), **José Maria** (*in memoriam*), **Valentina** (*in memoriam*) e **Maria**, por todo apoio e incentivo enquanto presentes, anjos que me iluminam.

Aos meus pais, **Beto e Monica**, os quais foram fundamentais na realização de mais uma etapa em minha vida. Toda forma de agradecimento é mínima frente àquilo que vocês sacrificam por mim. Obrigada pelo incentivo, apoio e amor incondicional até aqui. Vocês me inspiram e me motivam diariamente. A vocês, todo meu amor e minha eterna gratidão.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A minha orientadora, **Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, por toda paciência e ensinamentos transmitidos. Sou muito grata e honrada pela oportunidade de trabalhar com a senhora. Sem dúvidas as experiências que vivi foram muito especiais e engrandecedoras. Durante esse período de convivência seu profissionalismo e compreensão me tornou uma profissional mais competente. Por ti tenho grande admiração, tanto pessoal quanto profissional e guardarei comigo um carinho enorme.

À **Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz**, pesquisadora exemplar, de uma inteligência sublime, sempre disposta a nos ajudar no decorrer de toda a pesquisa. Obrigada pela paciência e amizade, sua colaboração foi essencial para que essa etapa esteja se concluindo. De coração, meu muito obrigada!

Ao meu namorado, **Vinícius**. Obrigada pelo companheirismo e acima de tudo pela nossa amizade. Suas palavras de apoio e carinho são de grande importância em minha vida. Espero que esta seja apenas uma das nossas tantas conquistas que virão!

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP)** por me proporcionar essa formação excepcional. Sem dúvidas a oportunidade de estudar graduação e pós-graduação em uma instituição nomeada como esta é motivo de grande alegria e orgulho.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral** da FORP-USP, em nome do coordenador, Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, pelas oportunidades oferecidas. Meus agradecimentos também a todos os professores do programa.

Ao **Departamento de Materiais Dentários e Prótese** da FORP-USP pela organização, oportunidades e ensinamentos oferecidos.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, homem íntegro e de postura profissional exemplar, todo tempo esteve solícito e aberto para diálogos visando melhorar nosso desempenho. Sempre tranquilo, sereno e correto em suas atitudes e opiniões, tais características juntamente com sua humildade são admiráveis. Sua ajuda foi de grande importância nesta caminhada. Obrigada!

À engenheira **Ana Paula Macedo** do Departamento de Materiais Dentários e Prótese pela ajuda na execução da soldagem durante o trabalho.

Aos **Técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Dentários e Prótese**, em especial ao **Paulo Sérgio**, por me prestar grande ajuda durante a confecção dos corpos de prova.

Ao funcionário do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, **Luiz Sérgio Soares**, por todo carinho e ajuda sempre que solicitado em várias etapas da execução do trabalho.

Ao **Laboratório Prótécnica**, em nome do proprietário **Lício**, pelo suporte e serviço prestados, sempre com total atenção e gentileza. Muito obrigada pelo apoio.

À **Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP)** pela disponibilização do microtomógrafo e em especial a **Profª. Dra. Izabela Cristina Maurício Moris**, pelo apoio e ajuda durante execução do scaneamento e processamento das imagens, meu muito obrigada!

A toda minha família, por todo apoio e incentivo. Sou muito feliz por tê-los em minha vida. Em especial, gostaria de agradecer minhas primas, **Camila, Elisa, Fabiana, Flávia e Lívia**. Obrigada por estarem presentes em todos os momentos da minha vida. Meu amor por vocês é eterno.

Aos colegas que estiveram comigo no dia a dia e acompanharam de perto todo o desenrolar deste trabalho: **Anselmo, Beatriz Almeida, Beatriz Kubata, Cristian, Ebele, Gabriela, Ingrid, Júlio, Lívia, Otávio e Renata**. Muito obrigada pelo bom convívio e os momentos de descontração. Em especial, agradeço minhas amigas **Beatriz Almeida e Beatriz Kubata**, por toda ajuda e conselhos nos momentos em que precisei. A amizade de vocês é muito valiosa.

Aos meus amigos, e por que não falar em irmãos, da **turma 87**, que me acolheram e se tornaram minha família em Ribeirão Preto. Em especial a **Fernanda e Giovana**, que estiveram mais próximas nesse período. Obrigada pela amizade, parceria, apoio, descontração e excelentes momentos compartilhados. São estes acontecimentos que ficam eternizados em nossas vidas.

Aos meus amigos de **Pongai e Pirajuí**, obrigada por fazerem parte da minha vida há tantos anos. Com vocês aprendi o verdadeiro significado de amizade e pude perceber que quando verdadeira ela apenas se fortalece com o tempo. Amo vocês.

À **CAPES** (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pelo apoio financeiro concedido durante todo o período do mestrado.

À empresa **Dérig** pela concessão dos implantes e componentes protéticos para a realização dos estudos e ainda por toda atenção prestada sempre que solicitada. Muito Obrigada!

Por fim, gostaria de agradecer a todos que de alguma forma fizeram parte desta caminhada!

A persistência é o caminho do êxito.

Charles Chaplin

RESUMO

PIRES, I.M. **Efeito da simulação de ciclos mastigatórios sobre diferentes tipos de componentes para implantes com conexão interna cônica** [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2019.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar perda de torque e desadaptação horizontal e vertical de componentes Mini-Pilar e UCLA para implantes Cone Morse antes e após ciclagem termomecânica. Foram confeccionadas 20 próteses fixas metalocerâmicas de três elementos suportadas por dois implantes, divididas em dois grupos. Grupo 1: Mini-Pilar e Grupo 2: UCLA (n=10). Todas as próteses foram avaliadas em relação a desadaptação horizontal e vertical, utilizando MicroCT, e também em relação à perda de torque e antes e após a ciclagem termomecânica. A ciclagem foi realizada com carga de 80N e com deslizamento de 0,7mm para simular movimento excursivo, a uma frequência de 2HZ, realizando 300.000 ciclos e variação de temperatura entre 5° e 55°. As comparações estatísticas de perda de torque e desadaptação foram realizadas pelo Modelo Linear de Efeitos Mistos com nível de significância $p \leq 0,05$. A perda de torque foi analisada antes (T0) e após 300.000 ciclos (T1), onde foram comparados o parafuso protético do grupo 1 e parafuso do UCLA do grupo 2. Ambos apresentaram perda de torque antes e após a ciclagem termomecânica ($p < 0,05$), porém, essa perda de torque foi maior para o grupo 1, antes e após ciclagem. A perda de torque do parafuso do Mini-Pilar antes e após ciclagem termomecânica também foi avaliada, a ciclagem demonstrou efeito significativo no aumento da perda de torque do parafuso de retenção do Mini-Pilar ($p < 0,05$). Em relação a desadaptação horizontal e vertical notou-se que no grupo 1 apenas a desadaptação marginal vertical apresentou diminuição significativa estatisticamente após ciclagem termomecânica ($p = 0,028$), por outro lado, no grupo 2 a desadaptação interna horizontal e vertical não apresentou resultados estatísticos significativos. Conclui-se que o componente UCLA teve melhor comportamento em relação a perda de torque e em relação a adaptação, apenas a adaptação marginal vertical do Mini-Pilar diminuiu significativamente após a ciclagem.

Palavras-chave: Implante dentário, Prótese Dentária Fixada por Implante, Torque, Conexão Cone Morse, Desadaptação Marginal.

ABSTRACT

PIRES, I.M. **Effect of chewing cycle simulation on different component types in implants with conical internal connection.** [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2019.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate torque loss and horizontal and vertical misfit of mini-conical and UCLA abutments for Morse Cone Implants before and after thermomechanical cycling. Twenty metaloceramic fixed prostheses were made with three elements, supported by two implants and divided into two groups. Group 1: Mini conical and Group 2: UCLA (n=10). All prostheses were evaluated for horizontal and vertical misfit using MicroCT, and torque loss before and after thermomechanical cycling. Cycling was performed with 80N load and 0.7mm slide to simulate excursion movement at a frequency of 2Hz, performing 300,000 cycles and temperature range between 5° and 55°. Statistical comparisons of torque loss and misfit were performed by the Linear Mixed Effects Model with significance level $p \leq 0.05$. Torque loss was analyzed before (T0) and after 300,000 cycles (T1), where the group 1 prosthetic screw and the group 2 UCLA screw were compared. Both presented torque loss before and after thermomechanical cycling ($p < 0.05$), but this torque loss was greater for group 1 before and after cycling. Mini conical screw torque loss before and after thermomechanical cycling was also assessed, cycling demonstrated significant effect on increased torque loss ($p < 0.05$). Regarding horizontal and vertical misfit, it was noted that in group 1 only the vertical marginal misfit showed a statistically significant decrease ($p = 0.028$). On the other hand, in group 2, the horizontal and vertical internal misfit did not present significant statistical results. It was concluded that the UCLA component presented better behavior regarding torque loss and fit, only the Mini conical vertical marginal misfit significantly decreased after cycling.

Keywords: Dental Implant, Implant Fixed Dental Prosthesis, Torque, Morse Cone Connection, Misfit.

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	A e B - Matriz metálica representando região posterior de mandíbula; C - Posicionamento dos implantes com auxílio do delineador.....	63
Figura 2:	A - Posicionamento dos transferentes aos implantes; B - Trançado com fio dental para anteparo de resina; C e D - União dos transferentes com resina.....	64
Figura 3:	A - Matriz em posição para confecção do molde; B - Silicone industrial vertido sobre a matriz; C - Obtenção do molde e posicionamento dos implantes; D - Poliuretano vertido para obtenção dos modelos.....	65
Figura 4:	A - Modelo em poliuretano simulando osso mandibular; B - 20 modelos confeccionados.....	65
Figura 5:	A - Mini-Pilar; B - Cilindro Cobalto-Cromo; C - UCLA Cobalto-Cromo..	66
Figura 6:	A - Enceramento do Grupo 1 (Mini-Pilar); B - Enceramento do Grupo 2 (UCLA).....	67
Figura 7:	A - Confecção da matriz em silicone; B - Injeção de cera na matriz; C - Matriz em posição para obtenção do enceramento.....	67
Figura 8:	A - Teste de passividade no grupo 1; B - Teste de passividade no grupo 2.....	68
Figura 9:	A e B - Posicionamento das peças para posterior fundição; C - <i>Spray</i> redutor de tensão superficial.....	69
Figura 10:	A - Manipuladora a vácuo; B e C - Inclusão das peças.....	69
Figura 11:	A - Revestimento removido do anel; B - Forno para eliminação de cera e expansão do revestimento.....	70
Figura 12:	A e B - corpos de prova após jateamento com partículas de óxido de alumínio.....	71
Figura 13:	A e B - Corpos de prova após remoção dos condutos de alimentação; C - Secção em cada estrutura para preenchimento com resina.....	71
Figura 14:	A e B - Preenchimento com resina <i>Duralay</i>	72
Figura 15:	Peça após ponto de solda.....	72
Figura 16:	A - Aplicação de vapor para eliminar resíduos; B - Cuba ultrassônica; C - Forno de cerâmica para queima do óxido.....	73
Figura 17:	A e B - Aplicação das camadas de opaco.....	73

Figura 18:	Kit protético Dérig.....	74
Figura 19:	A e B - Enceramento final das próteses.....	74
Figura 20:	A e B - Confecção das matrizes para replicação do enceramento.....	75
Figura 21:	Posicionamento das peças para posterior prensagem da cerâmica.....	76
Figura 22:	Inclusão.....	76
Figura 23:	Pastilha utilizada para prensagem.....	76
Figura 24:	Prensagem da cerâmica.....	77
Figura 25:	Acabamento e polimento das próteses.....	78
Figura 26:	Torquímetro digital.....	79
Figura 27:	Fotopolimerização da resina.....	79
Figura 28:	Microtomógrafo utilizado para escaneamento das próteses.....	80
Figura 29:	<i>Software</i> NRecon, utilizado para a reconstrução das imagens.....	81
Figura 30:	Interface do <i>software</i> Data Viewer.....	81
Figura 31:	Interface do <i>software</i> CTAn.....	82
Figura 32:	Medição da desadaptação marginal vertical no grupo 1.....	83
Figura 33:	Medição da desadaptação marginal horizontal no grupo 1.....	83
Figura 34:	A - Medição da desadaptação interna vertical no grupo 2; B - Medição da desadaptação interna horizontal no grupo 2.....	84
Figura 35:	A - Medidas de desadaptação marginal vertical por corte no grupo 1; B - Medida de desadaptação marginal horizontal por corte no grupo 1.....	84
Figura 36:	A - Medidas de desadaptação interna horizontal por corte no grupo 2; B - Medida de desadaptação interna vertical por corte no grupo 2.....	85
Figura 37:	A - Enceramento do antagonista; B - Obtenção do molde; C - Peça replicada.....	86
Figura 38:	A e B - Posicionamento das amostras nas mesas ajustáveis; C e D - Fixação do antagonista em oclusão com a prótese.....	87
Figura 39:	A - Posicionamento dos conjuntos na máquina de ensaios; B - Ajuste do parafuso para união da haste com peça antagonista.....	88
Figura 40:	A - Conjunto posicionado no delineador para ajuste oclusal; B - Verificação dos contatos oclusais com papel carbono; C - Ajuste oclusal com ponta diamantada.....	89
Figura 41:	A - Máquina simuladora de ciclos mastigatórios; B - Amostras submetidas ao ensaio termomecânico.....	90

Figura 42: Perda de torque dos parafusos entre os grupos Mini-Pilar e UCLA antes e após ciclagem termomecânica em cada um dos pilares da prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).....	95
Figura 43: Perda de torque dos parafusos do Mini-Pilar (Grupo 1) antes e após ciclagem termomecânica em cada um dos pilares da prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).....	97
Figura 44: Desadaptação marginal horizontal (μm) no grupo Mini-Pilar (interface prótese/pilar), antes e após ciclagem termomecânica em cada um dos pilares da prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).....	98
Figura 45: Desadaptação marginal vertical média (μm) no grupo Mini-Pilar (interface prótese/pilar), antes e após ciclagem termomecânica em cada um dos pilares da prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).....	99
Figura 46: Desadaptação interna horizontal média (μm) no grupo UCLA (interface implante/pilar), antes e após ciclagem termomecânica em cada um dos pilares da prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).....	100
Figura 47: Desadaptação interna vertical média (μm) no grupo UCLA (interface implante/pilar), antes e após ciclagem termomecânica em cada um dos pilares da prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).....	101

LISTA DE TABELAS

LISTA DE TABELAS

Tabela I:	Média (%) da perda de torque e Desvio Padrão (DP) no parafuso protético (Mini-Pilar) e no parafuso do UCLA antes e após ciclagem termomecânica.....	95
Tabela II:	Comparação da perda de torque entre os grupos Mini-Pilar e UCLA antes e após ciclagem termomecânica.....	96
Tabela III:	Comparação da perda de torque entre os grupos antes e após ciclagem termomecânica.....	96
Tabela IV:	Comparação do efeito da ciclagem termomecânica na perda de torque nos diferentes grupos.....	96
Tabela V:	Média (%) da perda de torque e Desvio Padrão (DP) dos parafusos do Mini-Pilar antes e após ciclagem termomecânica.....	97
Tabela VI:	Comparação da perda de torque do parafuso do Mini-Pilar antes e após ciclagem termomecânica.....	97
Tabela VII:	Média (μm) e Desvio Padrão (DP) da desadaptação marginal horizontal das próteses nos pilares (Mini-Pilar) antes e após ciclagem termomecânica.....	98
Tabela VIII:	Comparação da desadaptação marginal horizontal do grupo 1 (Mini-Pilar) antes e após ciclagem termomecânica.....	99
Tabela IX:	Média (μm) e Desvio Padrão (DP) da desadaptação marginal vertical das próteses nos pilares (Mini-Pilar) antes e após ciclagem.....	99
Tabela X:	Comparação da desadaptação marginal vertical do grupo 1 (Mini-Pilar), antes e após ciclagem termomecânica.....	100
Tabela XI:	Média (μm) e Desvio Padrão (DP) da desadaptação interna horizontal nos pilares (UCLA) antes e após ciclagem termomecânica.....	100
Tabela XII:	Comparação da desadaptação interna horizontal do grupo 2 (UCLA) antes e após ciclagem termomecânica.....	101
Tabela XIII:	Média (μm) e Desvio Padrão (DP) da desadaptação interna vertical nos pilares (UCLA) antes e após ciclagem termomecânica.....	101
Tabela XIV:	Comparação da desadaptação interna vertical do grupo 2 (UCLA) antes e após ciclagem termomecânica.....	102

SÚMARIO

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO e REVISÃO DA LITERATURA	45
2. PROPOSIÇÃO.....	57
3. MATERIAL E MÉTODO.....	61
3.1 Confeção dos corpos de prova para simulação de ciclos mastigatórios.....	63
<i>Obtenção dos modelos</i>	<i>63</i>
<i>Enceramento dos corpos de prova.....</i>	<i>65</i>
<i>Inclusão e Fundição</i>	<i>68</i>
<i>Aplicação da cerâmica</i>	<i>72</i>
3.2 Verificação de torque/destorque	78
3.3 Verificação da Desadaptação	80
3.4 Simulação de ciclos mastigatórios	85
<i>Confeção das pontas antagonistas</i>	<i>85</i>
<i>Ensaio de ciclagem termomecânica.....</i>	<i>89</i>
3.5 Análise dos dados.....	90
4. RESULTADOS.....	93
4.1 Perda de Torque.....	95
<i>Desadaptação.....</i>	<i>98</i>
5. DISCUSSÃO	103
5.1 Perda de Torque	105
5.2 Desadaptação Horizontal e Vertical	109
6. CONCLUSÕES.....	115
REFERÊNCIAS.....	119

1. INTRODUÇÃO e REVISÃO DA LITERATURA

1. INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

A perda dental é um problema de causa multifatorial, que afeta todo o sistema estomatognático e atinge grande parte da população. Historicamente, a substituição destas estruturas perdidas tem sido um grande desafio para profissionais da Odontologia. Com o intuito de reverter esse problema, Branemark e Albrektsson apresentaram, na Universidade de Havard, resultados referentes a quinze anos de investigação sobre a integração do titânio ao osso, momento em que se estabeleceu o termo “osseointegração” (Branemark *et al.*, 1969). A osseointegração é definida como conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vital e organizado e a superfície do implante, sendo assim, o tratamento com implantes dentários tem sido vastamente utilizado para reabilitar pacientes totalmente e parcialmente edêntulos (Branemark *et al.*, 1967; 1977), representando um avanço terapêutico importante da Odontologia moderna.

Alguns estudos demonstram que esse tipo de tratamento apresenta elevados índices de sucesso (Bezerra *et al.*, 1999; Sahin *et al.*, 2002), devido ao desenvolvimento de uma técnica segura e confiável, confirmada cientificamente (Bezerra *et al.*, 1999; Oliveira *et al.*, 2010). O titânio é o material mais amplamente aceito para esse tipo de reabilitação devido às vantagens oferecidas por suas propriedades mecânicas e excelente longevidade principalmente em osso mandibular (Albrektsson *et al.*, 1981; Buser *et al.*, 1988).

O sistema convencional de implantes é formado por duas estruturas: uma delas endóssea, em titânio, colocada durante a fase cirúrgica, denominada implante. A outra, por sua vez, é transmucosa e tem a função de conectar o implante à restauração protética, esta se denomina pilar (Steinebrunner *et al.*, 2005). Sendo assim, com o intuito de minimizar as complicações mecânicas e microbiológicas, diversas interfaces de conexão implante/pilar foram desenvolvidas. Essa conexão une o implante ao pilar por meio de um parafuso e sua interface de contato normalmente é anti-rotacional, em formato de hexágono, com paredes axiais paralelas, que pode ser externo ou interno em relação aos implantes (Quek *et al.*, 2008). Implantes com conexão do tipo hexágono externo, ainda são os mais utilizados, porque esse sistema tem como diferencial sua simplicidade e

previsibilidade, adquirida durante anos de casuística favorável. Também apresenta uma gama de componentes protéticos, facilitando para o profissional na hora de sua escolha (Lenharo *et al.*, 2007). Por outro lado, implantes hexágono interno apresentam vantagens sobre os de cone hexágono externo, tais como: resistência mecânica superior devido a maior área de contato entre o implante e o componente protético (Aislan *et al.*, 2009), distribuição lateral da carga dentro do implante, permitindo melhor proteção do parafuso e a presença de uma parede interna longa, que cria uma conexão rígida e estável, resistindo aos momentos de flexão (Binon, 2000). Alguns estudos compararam implantes hexágono externo e interno e relataram semelhança na distribuição de tensão (Astrand *et al.*, 2004), e aumento de tensões no tecido ósseo quando são aplicadas cargas oblíquas independentemente do tipo de conexão (Goiato *et al.*, 2013). Entretanto, a maioria dos autores afirma que as conexões internas proporcionam melhor distribuição de tensão do que as externas. (Merz *et al.*, 2000; Khraisat *et al.*, 2002; Drago *et al.*, 2006; Gehrke *et al.*, 2017).

Na tentativa de melhorar as propriedades mecânicas e diminuir as complicações pós-operatórias, um sistema alternativo a essas conexões foi desenvolvido. Nesse sistema, o pilar é inserido no orifício do implante com a mesma conicidade (Finger *et al.*, 2003), e a interface entre o implante e o pilar protético tem conformação cônica, com paredes anguladas. Esse mecanismo de junta, onde um cone é sobreposto a outro é denominado Cone Morse (Perriard *et al.*, 2002). O desenho dessa conexão foi idealizado de forma a melhorar as características dos implantes de conexão interna (Finger *et al.*, 2003), permitindo contato íntimo entre implante e pilar, melhorando assim, a estabilidade e evitando o afrouxamento do mesmo (Coppedê *et al.*, 2009; Guenther *et al.*, 2019). Implantes Cone Morse demonstraram melhor desempenho na capacidade de vedação e estabilidade da interface implante/pilar (Dittmer *et al.*, 2011; Schmitt *et al.*, 2014; Alberti *et al.*, 2019), tais fatores contribuíram para que esse novo *design* se tornasse popular. Além disso, o mecanismo de travamento fornece pressão de contato considerável na interface (Aguirrebeitia *et al.*, 2013; 2014), o que contribui para a redução do *microgap* (Baixe *et al.*, 2010). Embora ainda houvesse alguma quantidade de microinfiltração bacteriana, estudos indicaram uma capacidade de vedação

promissora (Assenza *et al.*, 2012; Tripodi *et al.*, 2012; Mishra *et al.*, 2017; Alberti *et al.*, 2019). Além do mais, a resistência friccional distribuída sobre a íntima área de contato nas conexões cônicas estabiliza mais o pilar protético (Bozkaya & Muftu, 2004), o que ajuda essa conexão de duas peças a funcionar como peça única (Akça & Cehreli, 2008). Sendo assim, o desempenho mecânico das conexões cônicas é considerado superior às demais, incluindo maior resistência à fadiga (Quek *et al.*, 2008; Seetoh *et al.*, 2011; Coray *et al.*, 2016), momento fletor e resistência máxima de carga (Ding *et al.*, 2003; Coppede *et al.*, 2009), que indicaram estabilidade confiável do pilar. Distinto as outras conexões, esse sistema possui grande área de contato e resistência por fricção da interface implante/pilar para fornecer uma conexão estável (Alkan *et al.*, 2004; Mangano *et al.*, 2009; Macedo *et al.*, 2017), também permite posicionamento do implante ao nível ósseo, melhorando o perfil de emergência protético e dissipação de cargas ao longo do implante. (Jansen *et al.*, 1997; Ding *et al.*, 2003).

O tratamento reabilitador com implantes demonstrou alta sobrevida e taxas de sucesso (Jung *et al.*, 2008; Pjetursson 2014). De acordo com um estudo, os 5 anos de sobrevida protética aumentaram de 93,5 para 97,1% nos últimos 10 anos (Pjetursson 2014). Apesar dessa alta taxa de sobrevida, próteses implantossuportadas ainda são propensas às falhas e complicações (De Boever *et al.* 2006; Theoraridou *et al.*, 2008). A estabilidade da interface implante/pilar é um fator importante que influencia a distribuição de carga ao osso marginal. As complicações mais frequentes decorrentes de desajustes nessa interface incluem: a) complicações biológicas, como por exemplo, o aumento da transferência de carga ao osso, perda óssea e desenvolvimento de microbiota no *microgap* entre implante/pilar (Jansen *et al.*, 1997; Quirynen *et al.*, 2002; Michalakis *et al.*, 2003; Prerna *et al.*, 2019) e b) complicações protéticas, que incluem afrouxamento ou fratura do parafuso e conseqüentemente, possível perda do implante (Burguete *et al.*, 1994). A adaptação entre implante/pilar é um fator fundamental para sucesso do tratamento reabilitador, a presença do *microgap* entre essa interface pode acarretar na penetração de microrganismos (Jansen *et al.*, 1997; Steinebrunner *et al.*, 2005; Coelho *et al.*, 2008), resultando na colonização bacteriana através da formação de placa nessa interface (Proff *et al.*, 2006; Rack *et al.*, 2010), levando a inflamação

perimplantar, podendo acarretar em perda óssea e eventualmente falha do implante (Tsuge *et al.*, 2008; Rack *et al.*, 2010). Embora a terapia periimplantar possa ser usada para combater a doença, a perda óssea se já ocorreu é irreversível e a falha do implante ainda é comum mesmo após tratamento (Faggion *et al.*, 2010).

As falhas, em especial as tardias que ocorrem após o período da osseointegração, têm sido frequentemente relatadas durante a fase do tratamento protético e estão principalmente relacionadas às complicações mecânicas, devido à sobrecarga, fadiga e instabilidade dos componentes. Como consequência, o afrouxamento dos parafusos de fixação do pilar ou de retenção da coroa protética são as intercorrências mais prevalentes (Taylor *et al.*, 2000; Akour *et al.*, 2005; Guda *et al.*, 2008; Teixeira *et al.*, 2011, Do Nascimento *et al.*, 2012; Nithyapriya *et al.*, 2018). A perda ou diminuição do torque do parafuso de retenção protético, com consequente afrouxamento deste, pode ser ocasionado por diferentes fatores, como baixa pré-carga aplicada ao parafuso, falhas no reaperto após inserção e assentamento inicial, variáveis induzidas pelo operador durante aplicação do torque, dificuldade de acesso na região oral posterior, variação de torque produzida pelos diferentes dispositivos mecânicos (Binnon 1994; 2000; Theoharidou *et al.*, 2008), assim como desenho geométrico, tipo de liga e superfície do parafuso (Coelho *et al.*, 2007; Theoharidou *et al.*, 2008; Nithyapriya *et al.*, 2018). A pré-carga corresponde à aplicação predeterminada de uma quantidade de torque durante a instalação do implante. Quando as cargas oclusais excedem o valor da pré-carga, complicações como afrouxamento do parafuso ou deformação na interface implante/pilar podem ocorrer (Merz & Hunenbart 2000).

As conexões externas são mais propensas ao afrouxamento do parafuso, porque a força transmitida está concentrada principalmente no parafuso do pilar (Jemt *et al.*, 1991; Becker 1995). No entanto vários outros fatores parecem ter grande influência na perda de torque e consequente afrouxamento, incluindo desenho estrutural da conexão (Cehreli *et al.*, 2004; Coelho *et al.*, 2007), com uma prevalência de estudos indicando superioridade das internas (Taylor & Agar 2002; Finger *et al.*, 2003), enquanto alguns autores não relatam diferenças entre as conexões (Alkan *et al.*, 2004; Maeda *et al.*, 2006); presença de algum desajuste na

coroa protética implantossuportada (Assunção 2009; 2011; Kano *et al.*, 2004; 2007; Barbosa *et al.*, 2008); e a incidência de cargas funcionais, axiais ou não, que promovem redução da pré-carga com o passar do tempo (Erneklint *et al.*, 2006).

O pilar, ou *abutment*, é o componente entre implante e prótese, e deve fornecer retenção, suporte, estabilidade e uma posição ideal para a restauração definitiva (Karunagaran 2014). Considerando a ampla gama de conexões e de componentes protéticos disponíveis, a correta seleção do pilar protético torna-se um desafio e exige conhecimento dos profissionais para reabilitar pacientes nas mais diversas situações (Zavanelli *et al.*, 2015). A correta seleção do pilar tem como intuito diminuir os problemas mecânicos mais comuns, como o afrouxamento ou fratura dos parafusos, que ocorrem na interface entre implante/pilar, ocasionando complicações, desde inflamação tecidual ao redor dos implantes, crescimento gengival, formação de fístula, e em alguns casos até mesmo comprometimento da osseointegração (Shin *et al.*, 2014; Zavanelli *et al.*, 2015).

Dentre várias opções de componentes protéticos, podemos citar os do tipo Mini-Pilar e UCLA (Universal Castable Long Abutment). Estes se diferem principalmente pelo fato do Mini-Pilar ser um intermediário que recebe uma prótese parafusada e o UCLA, pelo contrário, permite o posicionamento da prótese diretamente sobre a plataforma do implante. O Mini-Pilar é indicado para próteses parafusadas múltiplas e apresenta várias alturas de cinta metálica, podendo ser reto ou angulado e apresentando-se na forma rotacional (Cardoso, 2005). Já o componente UCLA foi desenvolvido na Universidade da Califórnia, EUA, na década de 80 por Lewis e colaboradores, que propuseram uma alternativa para pilares pré-fabricados, desenvolvidos para próteses sobre implantes parciais ou múltiplas e nas situações clínicas com espaço interoclusal e distância méso-distal restrita e em casos de implantes mal posicionados. Estão disponíveis no mercado os pilares UCLA calcináveis que ainda são bastante utilizados devido ao menor custo e a versatilidade para resolução de casos complexos (Medeiros, 2012). Porém, vê-se, por parte dos profissionais, a opção indiscriminada por este componente, que é conectado diretamente ao implante, sem ter a preocupação com a seleção do pilar mais adequado para cada situação clínica (Zavanelli *et al.*, 2015).

O uso indiscriminado do pilar UCLA pode trazer transtornos, como soltura ou

afrouxamento de parafusos, dificuldade de assentamento passivo das estruturas e, assim ocasionar perda óssea periimplantar (Krishnan *et al.*, 2014). Ainda, esse tipo de pilar conectado diretamente sobre a plataforma do implante poderá gerar tensões deletérias que afetarão o desempenho do próprio implante e da prótese implantossuportada (Montero *et al.*, 2012). O baixo custo, capacidade de superar problemas como a distância interoclusal limitada e pequena distância interproximal entre os implantes, bem como a possibilidade de amenizar erros de angulação de implantes, são apontadas como as vantagens desse tipo de pilar (Lewis *et al.*, 1988; 1989; 1992; 1996). Por outro lado, uma grande desvantagem desse componente é o encaixe entre implante e pilar porque pode acontecer um desajuste, resultando em afrouxamento e/ou fratura do parafuso, bem como perda do implante (Hebel & Gajjar 1997; Watanabe *et al.*, 2000). Entretanto, a segurança biológica, estabilidade mecânica e o desempenho em comparação a outros tipos de pilares, ainda não foram totalmente investigados. Ainda, esse tipo de componente foi desenvolvido recentemente para implantes de conexões cônicas, sendo assim, na literatura a grande maioria dos estudos evidenciam seu comportamento frente a implantes hexágono externo e não há estudos publicados que avaliam pilares UCLA para implantes Cone Morse.

As forças oclusais, a depender da área sobre a qual estão incidindo, têm ampla variação, podendo ir de 17N até 450N (Morneburg *et al.*, 2002; Oliveira 2013), sendo assim, o conjunto implante/pilar/prótese deve resistir a estas intensidades diferentes de força. Pensando nisso, testes de fadiga foram utilizados para simular a carga mastigatória sobre os implantes e para determinar a estabilidade da interface. Pesquisas laboratoriais permitem simular dinamicamente as condições clínicas, padronizando algumas variáveis e com isso reduzindo o tempo do experimento, utilizando, por exemplo, a ciclagem termomecânica para simular a mastigação que se aproxima às condições do no meio bucal (Itinoche *et al.*, 2004; Nakao *et al.*, 2006). Assim, para analisar o desempenho dos implantes e seus componentes, a simulação mastigatória é uma ferramenta indispensável, mesmo apresentando limitações inerentes à complexidade da mastigação humana (Winkler *et al.*, 2003; Oliveira, 2013). O carregamento cíclico, também conhecido como ciclagem termomecânica, caracteriza-se pela aplicação de carga previamente

definida por um determinado número de ciclos repetidos com intensidade, frequência e temperatura controlada (Itinoche, 2002). Considerando que o afrouxamento do parafuso de retenção é a falha mais comum de próteses parafusadas (Byrne *et al.*, 2006; Kano *et al.*, 2006; Nithyapriya *et al.*, 2018) e que o desajuste vertical da coroa protética tem um papel importante no desempenho clínico da prótese, a carga cíclica tem se mostrado como um método eficiente para avaliar a relação entre aplicação de carga e essa complicação (Khraisat *et al.*, 2004; Kano *et al.*, 2007; Assunção *et al.*, 2011; Delben *et al.*, 2011). Como o clínico tem diferentes tipos de conexões disponíveis (Aboyoussef *et al.*, 2000; Binnon 2000) também é oportuno estudar o efeito da carga cíclica na manutenção do torque dos parafusos de retenção assim como o desajuste vertical entre pilar/implante em diferentes tipos de conexão.

Alguns estudos comparam aspectos mecânicos e biológicos dos diversos tipos de conexões e componentes protéticos existentes, contribuindo para a melhora do dia-a-dia clínico do cirurgião dentista. Khraisat *et al.* (2002) compararam respectivamente dois sistemas: hexágono externo e Cone Morse. Os sistemas receberam cargas cíclicas perpendiculares ao longo eixo do implante, para simular função mastigatória de 6 anos, totalizando 1.800.000 ciclos. Em todas as amostras do sistema hexágono externo houve fratura do parafuso de conexão entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos, enquanto no sistema Cone Morse nenhuma falha ocorreu até 1.800.000 ciclos. Kitagawa *et al.* (2005), utilizando o método de elemento finito, compararam a influência das conexões tipo hexágono externo e Cone Morse sobre o afrouxamento de parafusos, e observaram maior estabilidade da interface implante/pilar no sistema Cone Morse. Quanto aos aspectos biológicos, tal sistema também teve vantagem, desde o melhor selamento da interface, que diminuiu a quantidade de bactérias nessa região, a uma menor perda óssea marginal aos implantes. Ainda, resultados de estudos realizados por Oliveira *et al.* (2007), mostraram que o afrouxamento de componentes nos implantes com conexões cônicas é menor quando comparado as outras conexões. Já no que diz respeito aos aspectos biológicos, resultados diferentes têm sido relatados sobre colonização microbiana em conexões Cone Morse sob carga dinâmica. Do Nascimento *et al.* (2012), não encontram diferenças significativas na quantidade de

bactérias, comparando grupos com implantes Cone Morse carregados e sem carga. Por outro lado, Koutouziz *et al.* (2014), verificaram que a penetração microbiana foi influenciada pelas condições de carga, pois o número de conjuntos colonizados por microorganismos foi quatro vezes maior no grupo onde houve aplicação de carga.

Coppedê *et al.* (2009), relataram que uma das principais preocupações inerentes às conexões hexagonais internas é quanto à sua resistência mecânica, pois, como as paredes são mais delgadas nessa conexão e as tensões são geradas ao longo eixo do implante, ocorre fadiga do metal, levando à fratura do implante e conseqüentemente, ao insucesso do tratamento cirúrgico-protético. Já no que diz respeito a desajuste da conexão implante/pilar, Gehrke *et al.*, (2017), avaliaram três diferentes conexões: Hexágono externo, Hexágono Interno e Cone Morse. Os parâmetros para avaliação mecânica foram definidos como 360.000 ciclos, carga de 150 N e frequência de 4 Hz. Após ensaio, concluíram que a aplicação de carga cíclica produz acomodação da interface implante/pilar independente da conexão. Também em 2017, Gehrke *et al.*, compararam e mediram, utilizando microscopia eletrônica de varredura, a interface implante/pilar no sistema Cone Morse antes e após carregamento cíclico e obtiveram como resultado que após carregamento, houve diminuição significativa na interface, ocasionada provavelmente por intrusão e deformação do pilar. Assim, as forças da mastigação podem melhorar a retenção do pilar, aumentando a fricção entre as paredes desses componentes, reduzindo a probabilidade de micromovimentação entre as partes e então, a possibilidade de afrouxamento do pilar.

Moris *et al.* (2017), analisaram as falhas e desadaptação de pilares com diâmetro reduzido sob coroas parafusadas e cimentadas após o carregamento cíclico. Como resultado, obtiveram que o carregamento cíclico diminuiu o desajuste de coroas cimentadas e parafusadas em pilares com diâmetro reduzido. Entretanto, o desajuste nas coroas cimentadas foi maior, também puderam notar que pilares com diâmetro reduzido apresentam mais falhas quando comparados aos pilares convencionais.

Apesar do número de estudos *in vitro* existentes relacionados ao afrouxamento de parafusos de fixação dos pilares submetidos a cargas cíclicas, existem poucas publicações que comparam o tipo da conexão e o efeito da perda de

torque aplicada na pré-carga, perante presença de cargas oclusais repetidas, assim como também não há estudos que se referem ao comportamento do componente UCLA para implantes Cone Morse. Pardal-Peláez & Montero, (2017) realizaram uma revisão sistemática da literatura sobre os fatores condicionantes da perda de pré-carga dos parafusos, em implantes de conexão externa e interna, com aplicação de valores variados de torque e submetidos a cargas cíclicas. Concluíram que a maioria dos estudos indicam as conexões internas e Cone Morse, como mais resistentes à carga cíclica em termos de afrouxamento do parafuso.

A relação entre torque aplicado e pré-carga depende de vários fatores, incluindo geometria do parafuso, propriedades do material, textura de superfície, grau de lubrificação e integridade da interface (Goheen *et al.*, 1994). Tendo em vista a escassez da literatura relacionada ao assunto, Ribeiro *et al.*, (2013) avaliaram a manutenção do torque nos parafusos de retenção e o desajuste vertical de coroas parafusadas em conexões Cone Morse e Hexágono Externo antes e depois do carregamento cíclico. Assim, observaram que todos os grupos apresentaram uma diminuição de torque significativa antes e depois da ciclagem quando comparados ao torque de inserção. Por outro lado, após o carregamento, implantes Cone Morse apresentaram menor perda de torque e a ciclagem mecânica reduziu o desajuste vertical em todos os grupos. Nenhuma correlação significativa foi estabelecida entre desajuste vertical e perda de torque.

Para avaliação da adaptação marginal das próteses implantossuportadas, diferentes metodologias podem ser utilizadas, tais como: microscopia de luz (lupa estereoscópica) e microtomógrafo computadorizado (MicroCT). O MicroCT é um método não destrutivo e permite a avaliação marginal em 2 e 3 dimensões (2D e 3D), dentro do intervalo de alguns micrometros, em diferentes locais e direções (Pelekanos *et al.*, 2009; Seo *et al.*, 2009). Um estudo realizado por Ribeiro *et al.*, 2013, teve como objetivo avaliar a desadaptação vertical entre implante/pilar após ciclagem mecânica, foram estudados implantes Cone Morse e Hexágono Externo com pilares cônicos e implantes Hexágono Externo com pilares UCLA. Após ciclagem, concluiu-se que os valores de desajuste vertical foram significativamente menores após ensaio, porém, não houve diferença entre os grupos. Assunção *et al.*, 2011 avaliaram diferentes níveis de desajuste angular unilateral na manutenção da pré-

carga de parafusos de retenção submetidos a ciclagem mecânica. Foram utilizados pilares UCLA com implantes hexágono externo divididos em 4 grupos, onde o grupo controle não apresentava desajuste, seguido pelos grupos com desajustes unilaterais de 50, 100 e 200 μ m. Após análise concluíram que o desajuste unilateral influenciou a manutenção da pré-carga somente antes do ensaio e a ciclagem mecânica não influenciou na redução de torque.

Há poucos relatos na literatura no que se refere ao comportamento do componente UCLA em conexões cônicas, tanto no que diz respeito à perda de torque após carregamento cíclico como também referente à análise da adaptação interna deste componente. Sendo assim, o presente estudo tem como objetivo de avaliar *in vitro* o comportamento dos componentes de conexões do tipo Mini-Pilar e UCLA para implantes Cone Morse, visando buscar evidências que consolidem a inserção de novas opções de componentes para reabilitações implantossuportadas.

2. PROPOSIÇÃO

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar comparativamente próteses sobre conexões do tipo Mini-Pilare e UCLA para implantes Cone Morse utilizando a metodologia de simulação de ciclos mastigatórios.

Para tal comparação foi avaliado:

- Perda de torque do Mini-Pilar e dos parafusos protéticos da prótese implantossuportada antes e após ciclagem.
- Perda de torque do parafuso do UCLA antes e após ciclagem.
- Desadaptação marginal entre Mini-Pilar e prótese antes e após ciclagem.
- Distância interna entre implante e UCLA antes e após ciclagem.

A hipótese nula testada foi de que não existe diferença significativa entre as duas conexões analisadas, independentemente da propriedade mecânica avaliada.

3. MATERIAL E MÉTODO

3. MATERIAL E MÉTODO

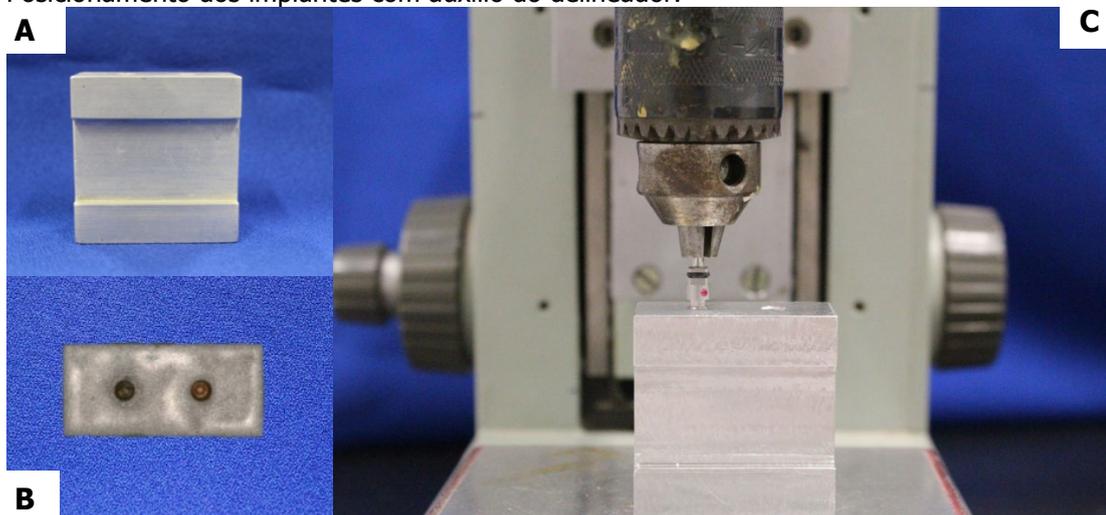
3.1 Confeção dos corpos de prova para simulação de ciclos mastigatórios

Obtenção dos modelos

Para confecção dos corpos de prova, foi utilizada uma matriz usinada em metal (Sartori *et al.*, 2004) (Figura 1A e 1B), e sobre ela foram instalados dois implantes com conexão do tipo Cone Morse (DÉRIG[®], São Paulo, Brasil): o primeiro implante com dimensão de 3,5 mm de diâmetro X 10 mm de comprimento, alojado na área que corresponde ao 2º pré-molar inferior, o segundo implante com 5 mm de diâmetro e mesmo comprimento, instalado em região de 2º molar inferior.

Com o auxílio de um delineador modificado (Laboratório de Estudos biomecânicos em prótese e implante, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto) os implantes foram posicionados na matriz e fixados à mesma com cianoacrilato (Adesivo instantâneo multiuso 793, Tek Bond, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 1C).

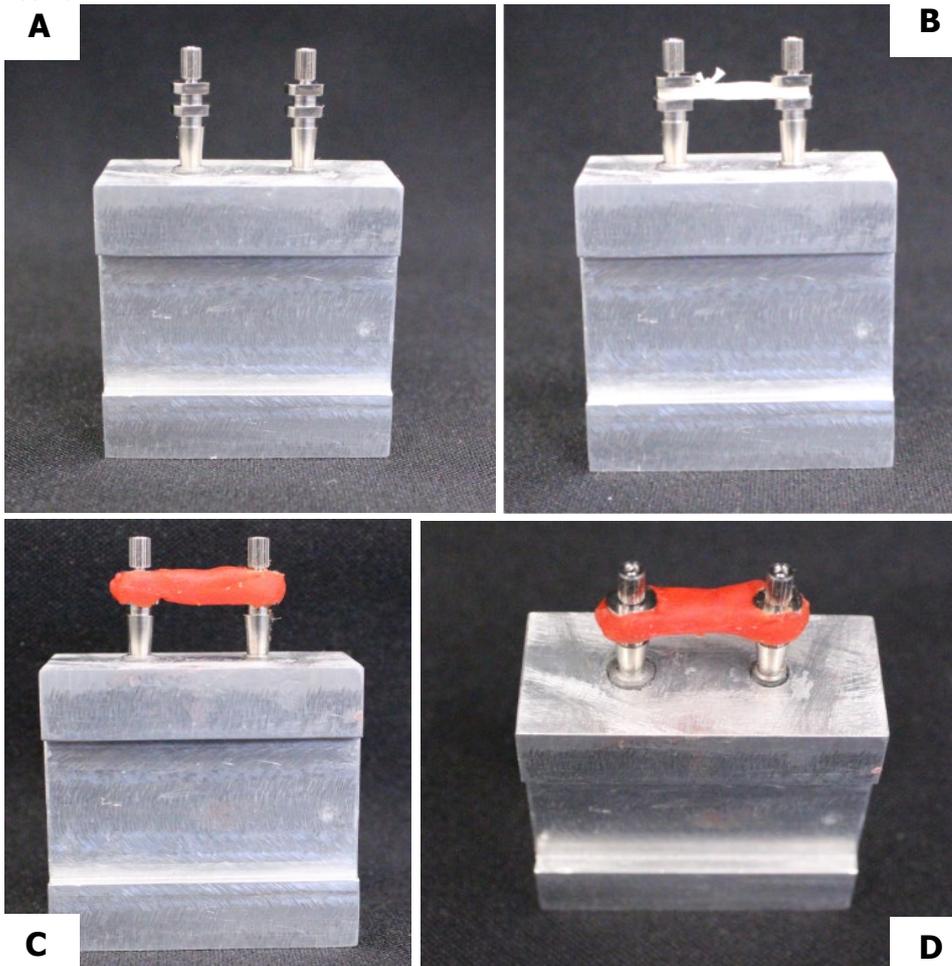
Figura 1: **A e B** - Matriz metálica representando região posterior de mandíbula; **C** - Posicionamento dos implantes com auxílio do delineador.



Após 24h em posição para completa fixação dos implantes à matriz metálica, foi realizado o posicionamento de dois transferentes sobre os mesmos (Figura 2A), em seguida esses transferentes foram unidos por um trançado feito com fio dental (Fio Dental Johnson & Johnson Reach, São José dos Campos, SP, Brasil) (Figura 2B), funcionando como anteparo para colocação de resina Duralay, (Reliance Dental

Manufacturing, Chicago – Illinois, EUA) permitindo união dos componentes (Figura 2C e 2D). Após o tempo de polimerização da resina, realizou-se um corte com disco carburundum (Schelble Abrasivos Piranha, Petrópolis RJ, Brasil) e posteriormente, no local seccionado aplicou-se resina novamente, para diminuir as distorções causadas por sua contração de polimerização (Mariotto, 2018).

Figura 2: **A** - Posicionamento dos transferentes aos implantes; **B** - Trançado com fio dental para anteparo de resina; **C** e **D** - União dos transferentes com resina.



Em seguida, a matriz foi posicionada sobre uma placa de vidro e circundada com um suporte plástico, para que fosse vertido o silicone industrial, (Polglass, Borracha de silicone azul, Fiberglass Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil) (Figura 3A e 3B) obtendo-se o molde do conjunto. Posteriormente, sobre o molde foi feita a instalação dos implantes (Figura 3C) e vertido poliuretano (Isocyanate F 160, Sika Axson, Michigan, EUA) (Figura 3D), tal produto se apresenta em dois frascos, um contendo base e outro catalisador. Foram utilizados 3g de base e 3g de catalisador,

pesados em balança de precisão, manipulados por 30 segundos e em seguida vertidos no molde, aguardando tempo de polimerização de 15 minutos, seguindo orientações do fabricante. Esse procedimento foi feito 20 vezes, obtendo-se 20 modelos (Figura 4A e 4B).

Figura 3: **A** - Matriz em posição para confecção do molde; **B** - Silicone industrial vertido sobre a matriz; **C** - Obtenção do molde e posicionamento dos implantes; **D** - Poliuretano vertido para obtenção dos modelos.

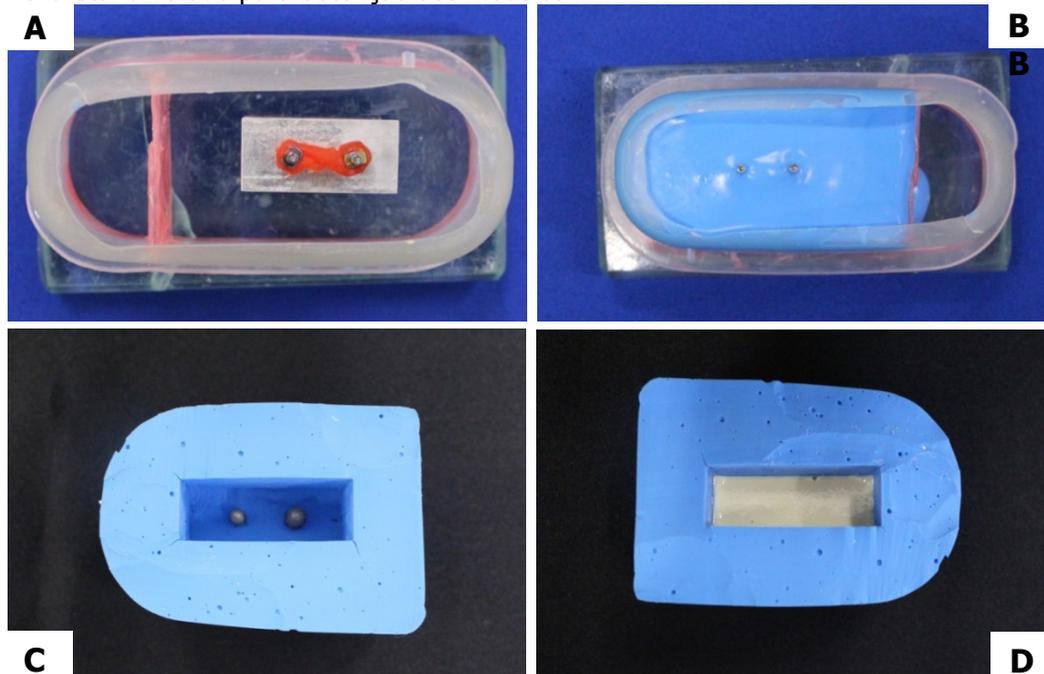
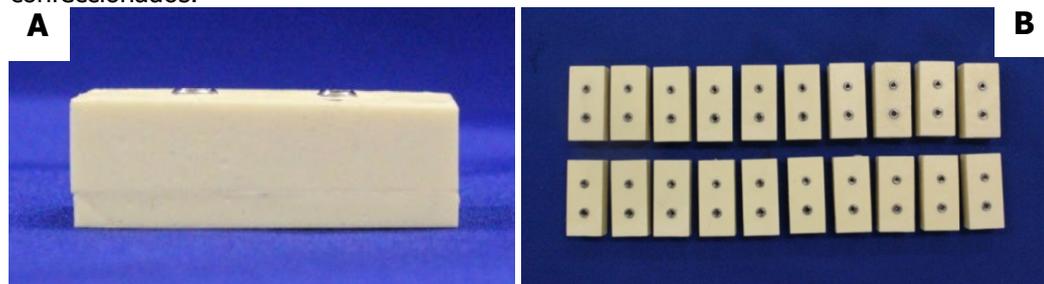


Figura 4: **A** - Modelo em poliuretano simulando osso mandibular; **B** - 20 modelos confeccionados.

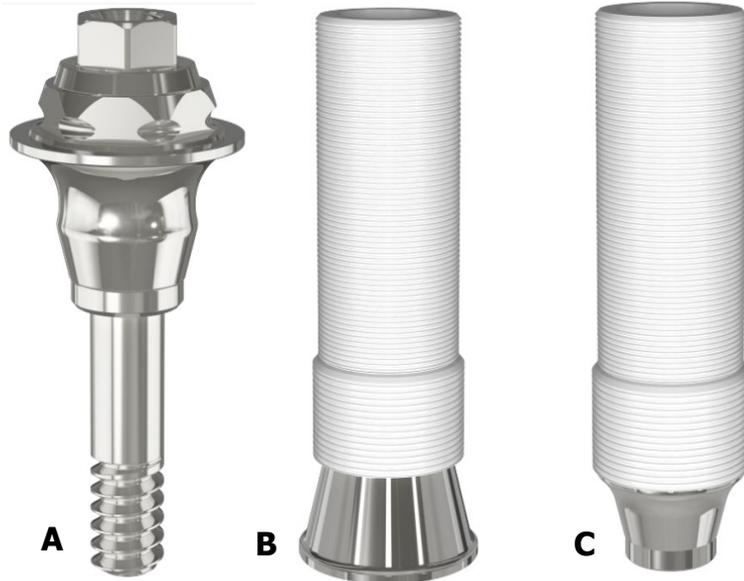


Enceramento dos corpos de prova

Os corpos de prova contendo os implantes foram divididos em dois grupos (n=10): G1: Mini-Pilar em região de segundo pré-molar e segundo molar inferior, com cilindro com cinta de cobalto-cromo e parafuso de fixação (DÉRIG[®], São Paulo, Brasil) (Figura 5A e 5B).

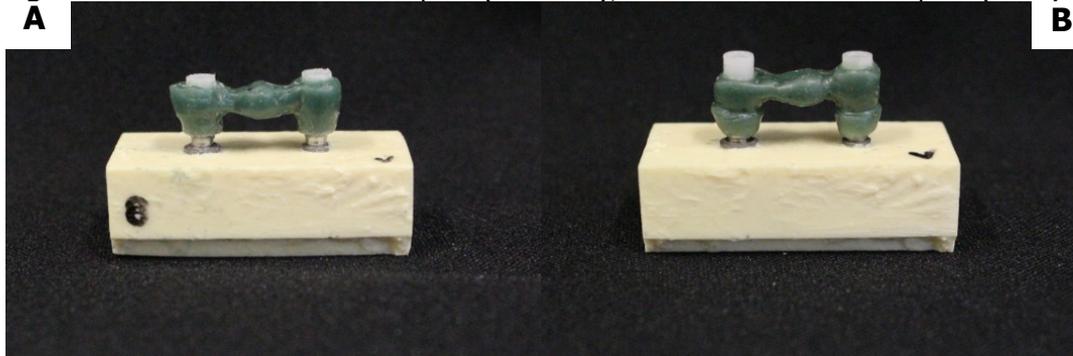
G2: UCLA Cobalto-Cromo na região de segundo pré-molar e segundo molar inferior (DÉRIG[®], São Paulo, Brasil) (Figura 5C).

Figura 5: **A** - Mini-Pilar; **B** - Cilindro Cobalto-Cromo; **C** - UCLA Cobalto-Cromo.



Sobre os cilindros no grupo I e sobre UCLAS no grupo II, foi feito o enceramento de uma prótese fixa parafusada de três elementos, suportada por dois implantes utilizando cera para incrustações (Kota Indústria e Comércio, São Paulo, SP, Brasil). Foram feitos dois tipos de enceramento para infraestrutura metálica, pois, próteses sobre UCLA são posicionadas diretamente sobre a plataforma do implante, já as próteses sobre os cilindros são posicionadas sobre o Mini-Pilar, o que proporcionaria coroas com alturas distintas caso não houvesse a adaptação do enceramento. No grupo 1 (Mini-Pilar) o enceramento foi estendido até o término do componente (Figura 6A), já as infraestruturas metálicas do grupo 2 (UCLA) foram enceradas com a presença de um “término” que serviu para delimitação da aplicação da cerâmica, esse procedimento foi realizado para que a altura das próteses metalocerâmicas dos dois grupos fosse a mesma (Figura 6B). O enceramento apresentou o formato dos dentes em tamanho reduzido, para permitir posterior aplicação da cerâmica com espessura uniforme. Essa infraestrutura não apresentou ângulos e arestas vivas, para que não houvesse pontos de concentração de tensões e falhas no revestimento estético.

Figura 6: **A** - Enceramento do Grupo 1 (Mini-Pilar); **B** - Enceramento do Grupo 2 (UCLA).

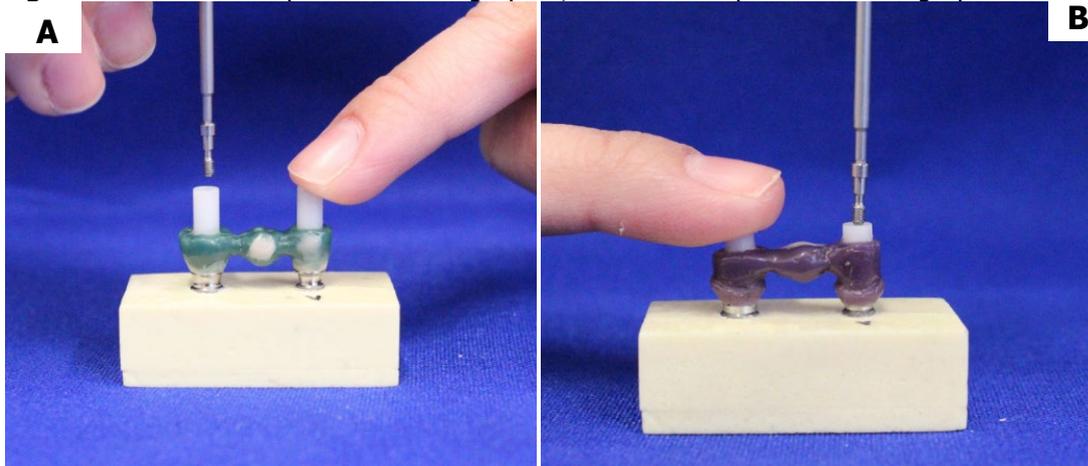


Após a realização do enceramento, foi produzida uma matriz em silicone (Variotime Kit Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha) para cada grupo, a fim de padronizar a forma final da infraestrutura e auxiliar na replicação das peças protéticas mantendo as dimensões do enceramento inicial (Figura 7A). A matriz foi cortada ao meio e em uma das partes a cera foi gotejada, com auxílio de gotejador de vidro aquecido em lamparina (Figura 7B). Em seguida, a matriz foi colocada em posição juntamente com a outra metade, para solidificação da cera (Figura 7C). Para a plastificação da cera foi utilizado um plastificador com regulagem digital da temperatura de fusão (Hotty LED, Renfert GmbH, Hilzigen, Alemanha).

Figura 7: **A** - Confeccção da matriz em silicone; **B** - Injeção de cera na matriz; **C** - Matriz em posição para obtenção do enceramento.



Terminado o enceramento, foi realizado o teste de passividade, com as peças posicionadas sobre o modelo mestre. Foi realizado aperto manual de apenas um dos parafusos até sua primeira resistência e posterior análise visual da adaptação da peça encerada do lado oposto, com o intuito de visualizar distorções decorrentes do enceramento. Correções foram feitas nas peças onde foram identificadas distorções (Figura 8A e 8B).

Figura 8: A - Teste de passividade no grupo 1; **B** - Teste de passividade no grupo 2.

Foram obtidos 20 enceramentos, sendo 10 para cada grupo.

Inclusão e Fundição

O próximo passo executado foi inclusão e fundição das peças enceradas. Sobre elas foram posicionados *sprues* de cera com 5 mm de diâmetro com câmara de compensação (Asfer Indústria Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brasil) com inclinação de 45° e fixados 1 a 1 em base formadora de cadinho para posterior fundição (Figura 9A e 9B). Antes da inclusão, foi borrifado sobre as peças enceradas um *spray* redutor de tensão de superfície (Lubrofilm, Dentaurum, Ispringen, Alemanha) (Figura 9C). Para inclusão utilizou-se o revestimento de precisão e alta expansão (Universal Investment, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA), proporcionado seguindo orientações do fabricante, com 180g de pó, 36 ml de líquido e 5,4 ml de água destilada. O revestimento foi espatulado mecanicamente a vácuo por 50 segundos (Twister Evolution, Renfert, Hilzingen, Alemanha) (Figura 10A, 10B e 10C). Após 50 minutos, o bloco de revestimento foi removido do anel e levado ao forno (EDG 7000, São Carlos, São Paulo, Brasil) (Figura 11A), para eliminação da cera e expansão do revestimento, seguindo o ciclo orientado pelo fabricante (Figura 11B).

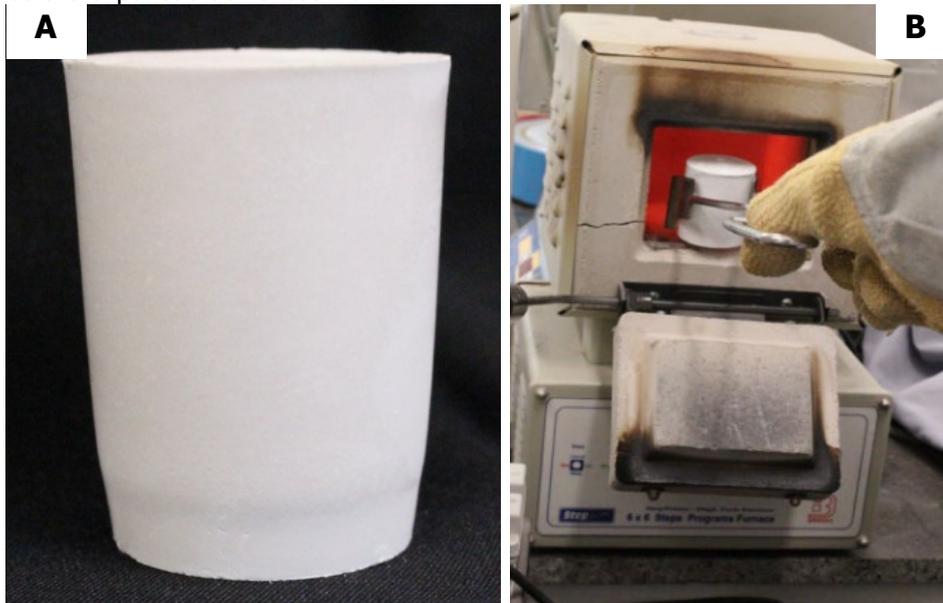
Figura 9: A e B - Posicionamento das peças para posterior fundição; **C** - *Spray* redutor de tensão superficial.



Figura 10: A - Manipuladora a vácuo; **B e C** - Inclusão das peças.



Figura 11: A - Revestimento removido do anel; **B** - Forno para eliminação de cera e expansão do revestimento.



A fundição das peças foi feita por chama na centrífuga elétrica C1 (EDG, São Carlos, São Paulo, Brasil) em liga de Cobalto-Cromo (Fit Cast Cobalto, Talmax, Curitiba, PR, Brasil). A chama do maçarico foi ajustada em 3 psi de gás (0,21 kgf/cm²) e 25-30 psi de oxigênio (1,75- 2,10 kgf/cm²). O cadinho pré-aquecido recebeu o metal e com movimentos circulares a liga foi aquecida até atingir um tom alaranjado. Neste momento o metal foi aquecido a uma distância de aproximadamente 3 cm, e então foi declinado repentinamente sendo a centrífuga desarmada para que a liga pudesse ser injetada no interior do revestimento. Programou-se a centrífuga com aceleração de 95%, RPM 360 e tempo de centrifugação 20 segundos. Em seguida, foi aguardado o resfriamento em temperatura ambiente.

Após resfriamento do anel, foi realizada a desinclusão e posteriormente, jateamento dos corpos de prova obtidos com partículas de óxido de alumínio (Polidental Ind. E Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil) de 100 µm sob pressão de 40 lib/pol² (5,62 Kgf/cm²) para remoção dos resíduos de revestimento (Figura 12A e 12B). Os condutos de alimentação foram cortados com disco de carborundum 0,7 mm de espessura (Schelble Abrasivos Piranha, Petrópolis RJ, Brasil) (Figura 13A e 13B) e, em seguida, foi feita seccões em cada estrutura metálica na região entre molar e pôntico, com o mesmo disco (Figura 13C), seguido pelo preenchimento da abertura com resina Duralay (Reliance Dental Manufacturing, Chicago – Illinois, EUA) (Figura 14A e 14B). Então, foi realizado ponto solda convencional na região (Figura 15), a fim de garantir passividade no assentamento das peças. No grupo 2 (UCLA) a solda

convencional não permitiu perfeito assentamento da estrutura, então, foi realizada a solda do tipo TIG (Tungsten Inert Gas) para esse grupo (Kernit NTY 60K, Indaiatuba, SP, Brasil).

Figura 12: A e B - corpos de prova após jateamento com partículas de óxido de alumínio.



Figura 13: A e B - Corpos de prova após remoção dos condutos de alimentação; **C** - Secção em cada estrutura para preenchimento com resina.

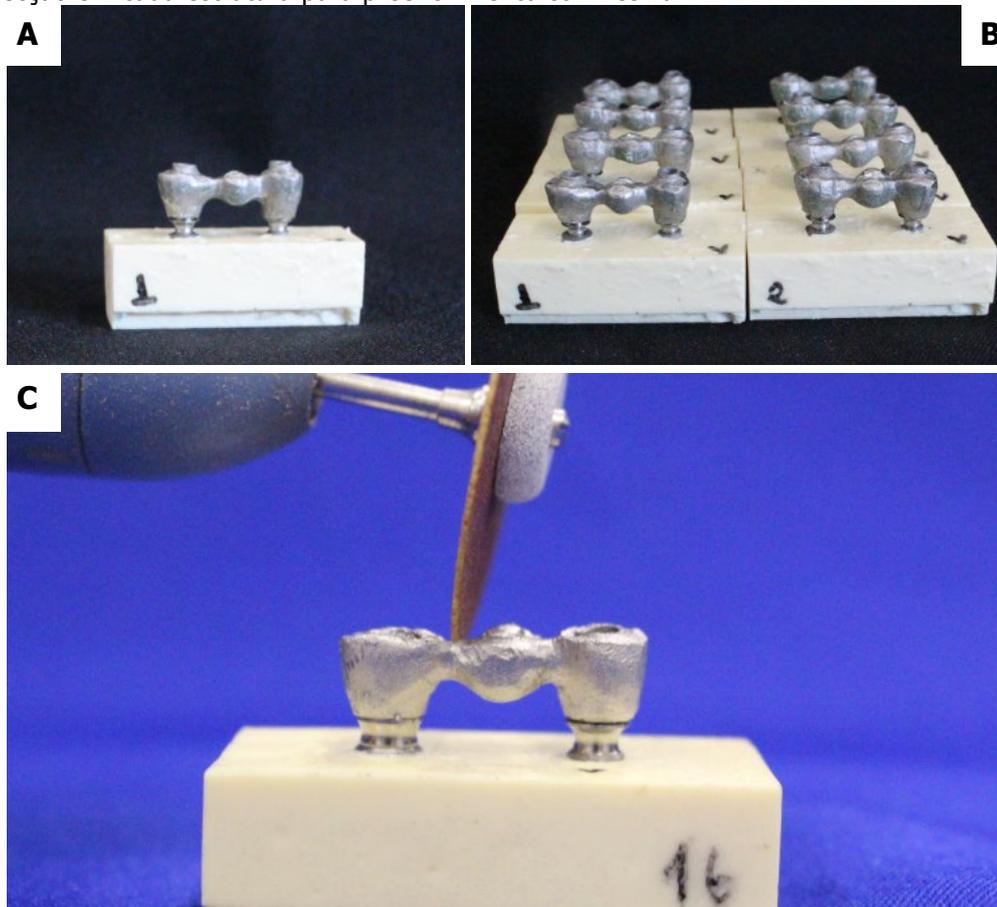
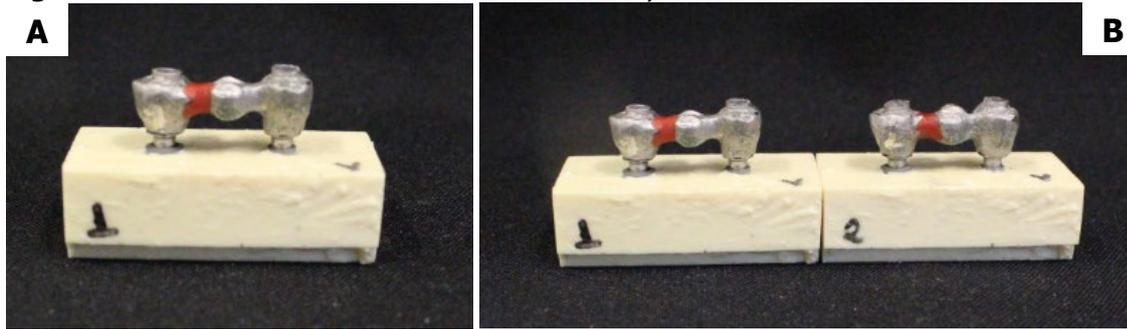


Figura 14: A e B - Preenchimento com resina *Duralay*.**Figura 15:** Peça após ponto de solda.

Aplicação da cerâmica

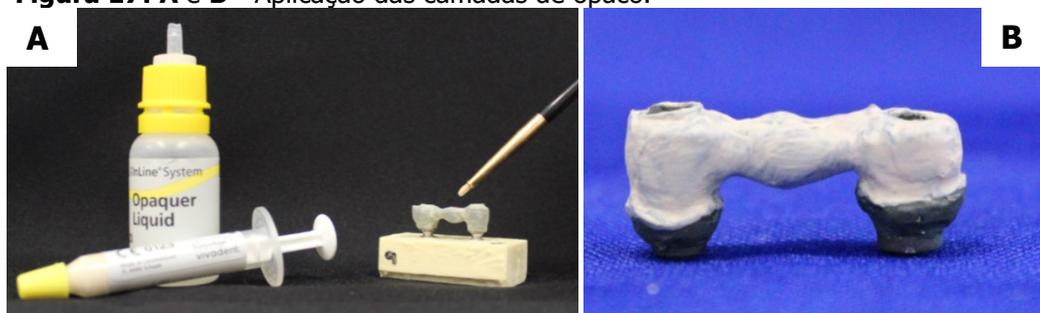
Terminada a fundição e acabamento, as 20 estruturas receberam aplicação do revestimento estético. Primeiro foi feita aplicação de vapor com a ajuda de um jato (EZ Home, Van Den Berg Ásia Ltd., China) (Figura 16A), com intuito de eliminar quaisquer resíduos sobre a estrutura. Então, foi realizado jateamento das peças (Basic Classic, Reinfert, Hilzingen, Alemanha) com esferas de vidro, sob pressão de 40 lib/pol². Após o jateamento, as 20 infraestruturas foram submersas em solução de álcool isopropílico e levadas a cuba ultrassônica (Ultrasonic Cleaner, Odontobrás, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), onde permaneceram durante 10 minutos em agitação para eliminação de resíduos (Figura 16B). Em seguida, foram colocados no forno de cerâmica (Alumini Sinter Press, EDG, São Carlos, Brasil) sobre um refratário para que a queima do óxido fosse realizada, seguindo as especificações do fabricante (Figura 16C). Sob vácuo relativo, a temperatura do forno inicialmente em 550° C, foi aumentada 55° C por minuto, até que se atingiu a temperatura de 970° C. Com a temperatura alcançada, o vácuo foi liberado e aguardou-se o resfriamento para aplicação da primeira camada de opaco.

Figura 16: **A** - Aplicação de vapor para eliminar resíduos; **B** - Cuba ultrassônica; **C** - Forno de cerâmica para queima do óxido.



Após resfriamento, foram feitas as aplicações das camadas de opaco (IPS In Line PoM Opaquer, A2, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (Figura 17A e 17B). Uma fina camada foi aplicada sobre toda a estrutura metálica utilizando um pincel, em seguida as peças foram colocadas no forno de cerâmica para a queima, e foi aguardado seu resfriamento. Posteriormente, foi aplicada uma segunda camada de opaco da mesma maneira, também se submeteu as peças à queima, seguindo as orientações do fabricante.

Figura 17: **A e B** - Aplicação das camadas de opaco.



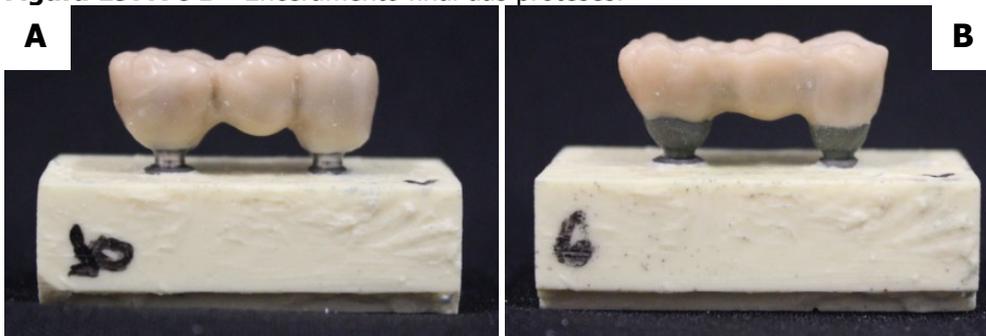
Posteriormente, realizou-se o enceramento final da prótese fixa de três elementos. Para isso, os componentes do Grupo I e II foram posicionando aos

implantes, em ambos os grupos foi utilizada catraca torquímetro (Dérig, Barueri, SP, Brasil) (Figura 18). O enceramento simulou a anatomia dental do pré-molar e molares inferiores, com espessura de cera de 1,5mm sobre a extensão da infraestrutura metálica (Figura 19A e 19B).

Figura 18: Kit protético Dérig.



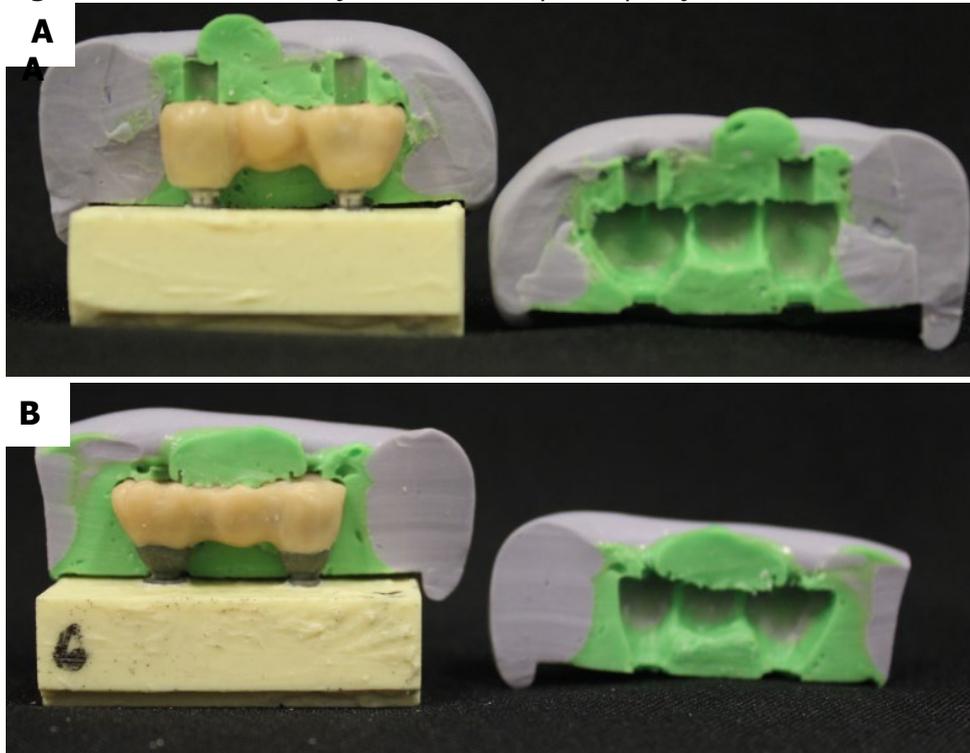
Figura 19: A e B - Enceramento final das próteses.



Sobre o primeiro enceramento, foi confeccionada uma matriz em silicone (Variotime Kit Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha) para padronizar a reprodução das peças protéticas (Figura 20A e 20B). Com a infraestrutura parafusada, foi feito o posicionamento da matriz de silicone e através de um orifício em sua lateral a cera plastificada foi gotejada com auxílio de gotejador de vidro. Para a plastificação da cera utilizou-se o plastificador com regulagem digital da temperatura de fusão (Hotty LED, Renfert GmbH, Hilzigen, Alemanha). Após o resfriamento da cera, removeu-se a matriz, obtendo o enceramento da prótese fixa. O enceramento das próteses foi realizado com cera orgânica (Rainbow, Porto Ferreira, SP, Brasil), própria para enceramento de peças a serem trabalhadas com cerâmica prensada. Uma vez que, para se trabalhar com esta técnica faz-se

necessário que a cera seja eliminada completamente, para que não haja contaminação da cerâmica e, conseqüentemente, seu manchamento por pigmentos provenientes da não eliminação total da cera.

Figura 20: A e B – Confeção das matrizes para replicação do enceramento.



Terminado o enceramento, realizou-se a prensagem da cerâmica. *Sprues* feitos com a mesma cera orgânica (Rainbow) de 3 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento, foram posicionados sobre as cúspides vestibulares das coroas com inclinação entre 45° a 60°. Foram posicionados dois conjuntos próteses-*sprues* por anel de silicone de 200g, específico para cerâmica prensada (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (Figura 21). Em seguida foi realizada a inclusão com revestimento (Universal Investment, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) (Figura 22), proporcionado seguindo orientações do fabricante (180g de pó, 36 ml de líquido e 5,4 ml de água destilada) e espatulado mecanicamente a vácuo por 50 segundos (Twister Evolution, Renfert, Hilzingen, Alemanha). Passado o período de 50 minutos, o conjunto foi removido do anel e levado para o forno convencional (Forno EDG 3000, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) para que fosse feita a eliminação da cera. Ao atingir a temperatura ideal para queima, o anel foi removido do forno.

Figura 21: Posicionamento das peças para posterior prensagem da cerâmica.**Figura 22:** Inclusão.

Posteriormente, foi feito o posicionamento das pastilhas de cerâmica, uma de tamanho "S" e outra "XS" (IPS In Line POM cor A2, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (Figura 23) juntamente com o êmbolo de prensagem. Sendo assim, o conjunto passou pelo forno de prensagem (Alumini Sinter Press, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) para prensagem da cerâmica (Figura 24).

Figura 23: Pastilha utilizada para prensagem.

Figura 24: Prensagem da cerâmica.

Após, o conjunto foi retirado do forno para seu resfriamento, garantindo assim a ausência de trincas na cerâmica. Passado o período de 12 horas, foi feita a desinclusão da peça utilizando jateamento com partículas de vidro de 150 μ m a 1,5 bar (22 psi) (Renfert, Hilzingen, Alemanha). Os condutos de alimentação foram removidos com disco diamantado dupla face (Schelble Abrasivos Piranha, Petrópolis, RJ, Brasil) e foi realizado o acabamento e polimento das próteses com pedras abrasivas, pontas diamantadas e borrachas específicas para cerâmica (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Alemanha) (Figura 25). Para finalização do processo de confecção das coroas, essas foram submetidas ao processo de glazeamento. O *glaze* (Glaze IPS InLine System, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foi aplicado com pincel e as próteses foram submetidas à queima, no mesmo forno de prensagem (Alumini Sinter Press, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil), garantindo assim a finalização do processo.

Figura 25: Acabamento e polimento das próteses.

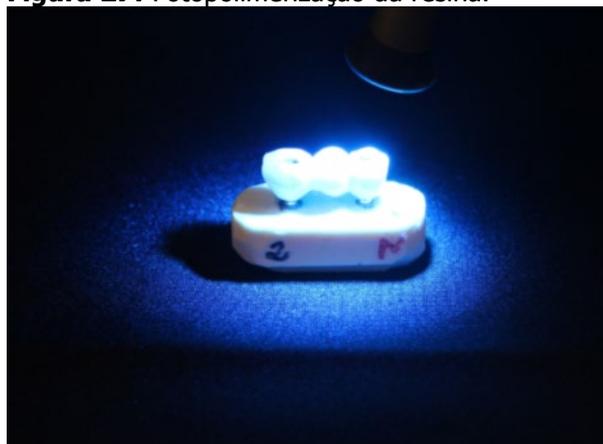
Assim, ao final do processo foram obtidas 20 próteses parciais fixas metalocerâmicas de 3 elementos sobre implantes, sendo o elemento intermediário suspenso.

3.2 Verificação de torque/destorque

Anteriormente a ciclagem termomecânica, os Mini-Pilares foram torquoados aos implantes e as próteses metalocerâmicas obtidas foram torquoadas aos Mini-Pilares e aquelas confeccionadas sobre componentes UCLA foram torquoadas aos implantes. Para isso, foi utilizado um torquímetro de aferição de torques, com precisão de 0,1Ncm (TQ 680 Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda., São Paulo, Brasil), montado em aparato desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP. O torquímetro fica posicionado na haste superior, enquanto o conjunto fica localizado na base, com o objetivo de padronizar a aplicação de torque em todas as amostras. Os Mini-Pilares e os componentes do tipo UCLA foram torquoados aos implantes com 35 N.cm, já o parafuso protético do grupo 1 (Mini-Pilar) recebeu torque de 15 N.cm, seguindo orientações do fabricante (Figura 26).

Figura 26: Torquímetro digital.

Após 10 minutos foi feito o destorque inicial dos parafusos e verificada a força necessária para tal. Em seguida, foi dado novamente o torque e após dez minutos, o torque de confirmação. Então, o orifício do parafuso foi fechado com fita politetrafluoretileno (Tigre, Rio Claro, São Paulo, Brasil) e uma porção de resina fotopolimerizável na cor A2. (Filtek Z250, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) (Figura 27).

Figura 27: Fotopolimerização da resina.

Esse procedimento descrito acima foi realizado para avaliar posteriormente a perda torque do pilar antes e após ciclagem, para cálculo da porcentagem foi utilizado a seguinte fórmula (Park et al., 2010):

- Antes do ensaio: $100 \times (\text{torque inicial} - \text{destorque inicial} \div \text{torque inicial})$.
- Após ciclagem: $100 \times (\text{torque de confirmação} - \text{destorque após ciclagem} \div \text{torque de confirmação})$.

O processo de verificação do torque/destorque foi realizado em dois tempos, (T0) antes do ensaio; (T1) e após 300.000 ciclos, realizados em ensaio de ciclagem termomecânica que será descrito posteriormente.

3.3 Verificação da Desadaptação

Anteriormente ao ensaio de ciclagem termomecânica, foi verificada a desadaptação entre prótese/Mini-Pilar e UCLA/implante. Tais medidas foram feitas em dois tempos distintos, antes e depois da ciclagem. Para este procedimento foi utilizado um microtomógrafo computadorizado (MicroCT, SkyScan 1176, Aartselaar, Bélgica) na Universidade de Ribeirão Preto, UNAERP, para scaneamento e posterior reconstrução das imagens (Figura 28).

Figura 28: Microtomógrafo utilizado para escaneamento das próteses.



Foram utilizados os seguintes parâmetros para o escaneamento: tensão de aceleração (90kV), corrente (272mA), tempo de exposição por imagem (81ms), filtro (cobre 1mm alumínio I), rotação (360°), resolução (9 μ m) e frame (4).

Após o escaneamento de todas as amostras, foi feita a reconstrução das imagens no software NRecon (SkyScan) com os seguintes ajustes da imagem:

Smoothing = 4; Ring Artifact Correction = 20; Beam hardening Correction = 51% (Figura 29).

Figura 29: Software NRecon, utilizado para a reconstrução das imagens.



Após reconstrução das imagens, as mesmas foram transferidas para o software Data Viewer (SkyScan) e reproduzidas nos cortes sagital e coronal (Figura 30), permitindo que a análise da adaptação pudesse ser realizada no software CTAn (SkyScan), utilizando a ferramenta de medida linear do próprio programa (Figura 31).

Figura 30: Interface do software Data Viewer.

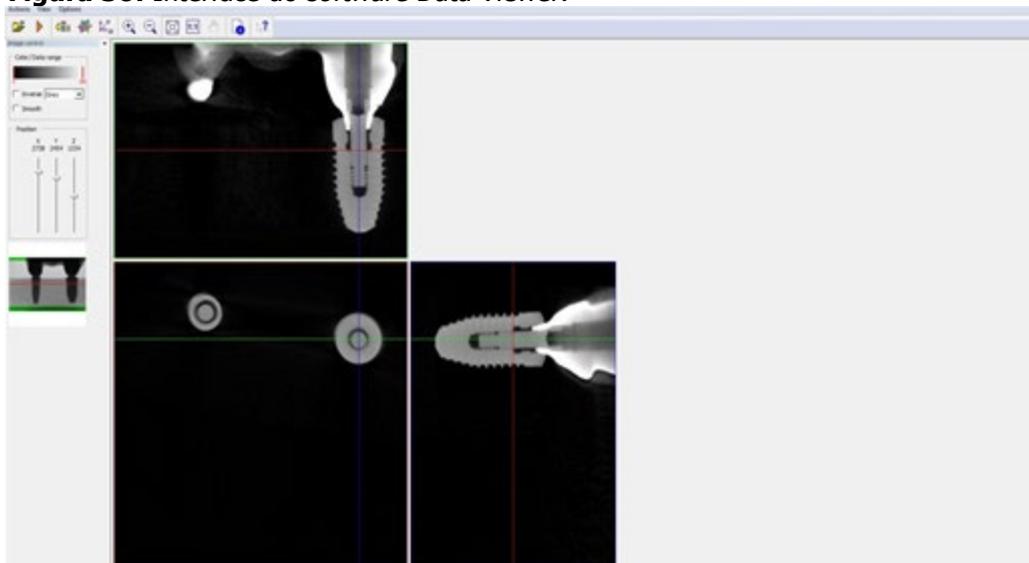
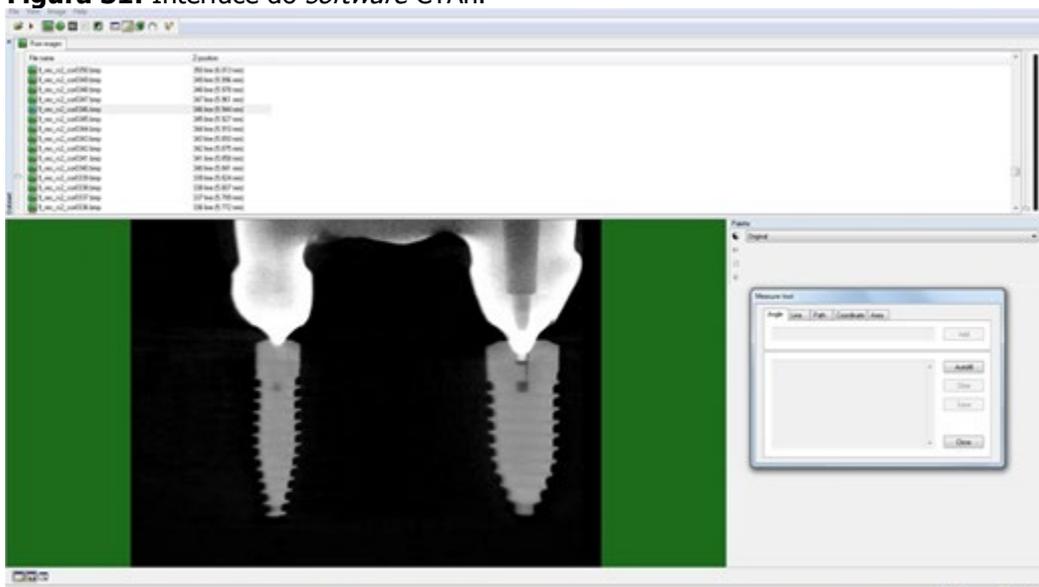
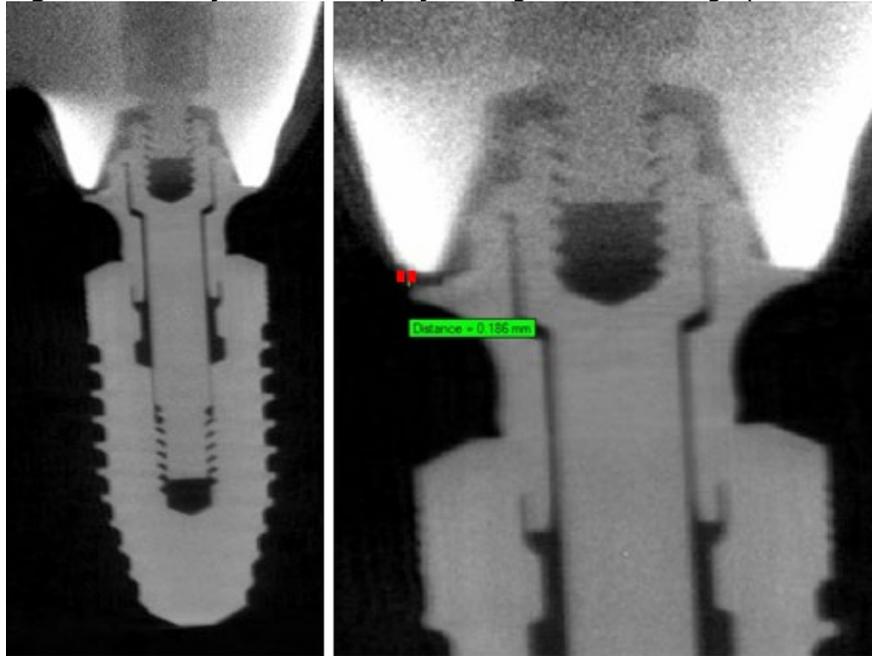
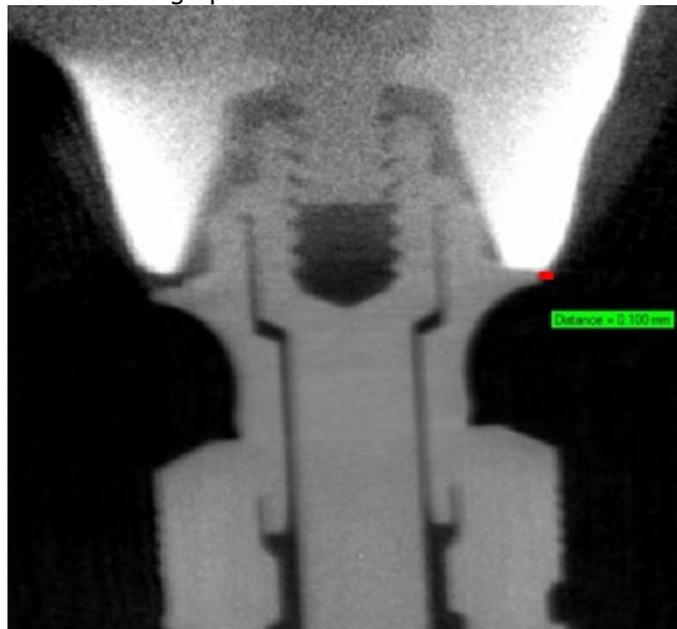


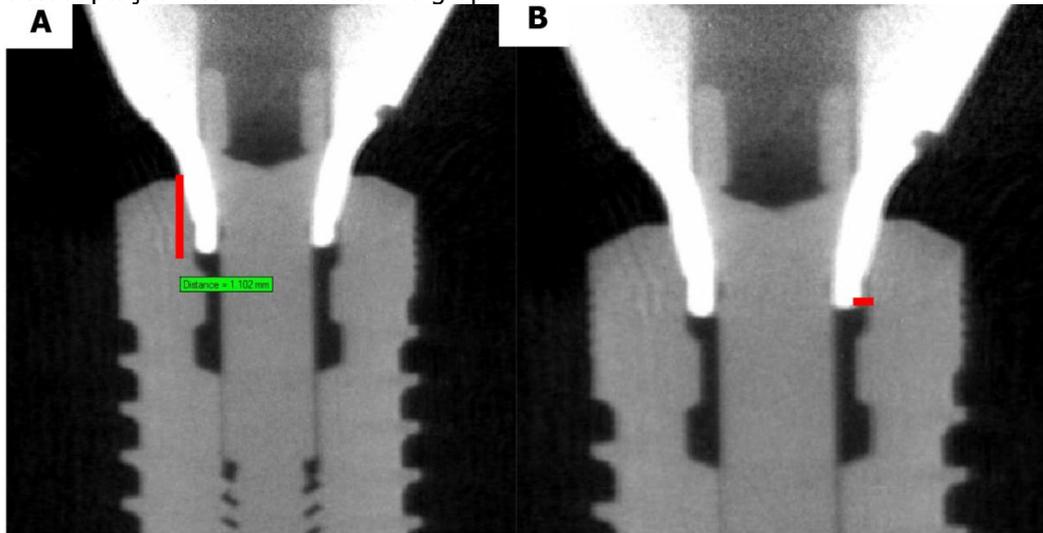
Figura 31: Interface do *software* CTAn.

Foi feita análise da desadaptação entre prótese/Mini-Pilar e distância interna entre UCLA/implante antes da ciclagem termomecânica nos dois grupos. No grupo 1 foi realizada a medida da desadaptação marginal vertical e horizontal, para verificar a desadaptação marginal vertical, foram utilizadas medidas lineares entre o ponto mais inferior da coroa metálica e o ponto mais superior da plataforma protética (Figura 32). Para a desadaptação marginal horizontal, a medida foi efetuada a partir do ponto externo da coroa metálica para o ponto do contorno externo da plataforma do Mini-Pilar (Figura 33).

Figura 32: Medição da desadaptação marginal vertical no grupo 1.**Figura 33:** Medição da desadaptação marginal horizontal no grupo 1.

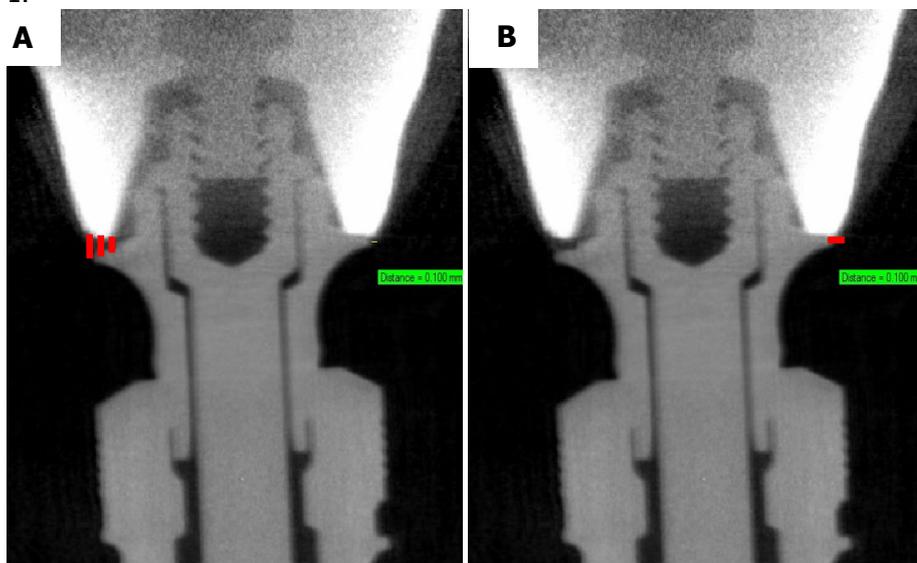
No grupo 2, foi realizada medida da distância interna entre implante/UCLA. A distância interna vertical foi mensurada utilizando a medida linear entre o ponto mais superior da plataforma do implante e o ponto mais inferior do componente UCLA (Figura 34A). Para a distância interna horizontal, as medidas foram efetuadas a partir do ponto mais externo do UCLA para o ponto mais interno do implante (Figura 34B).

Figura 34: **A** - Medição da desadaptação interna vertical no grupo 2; **B** - Medição da desadaptação interna horizontal no grupo 2.



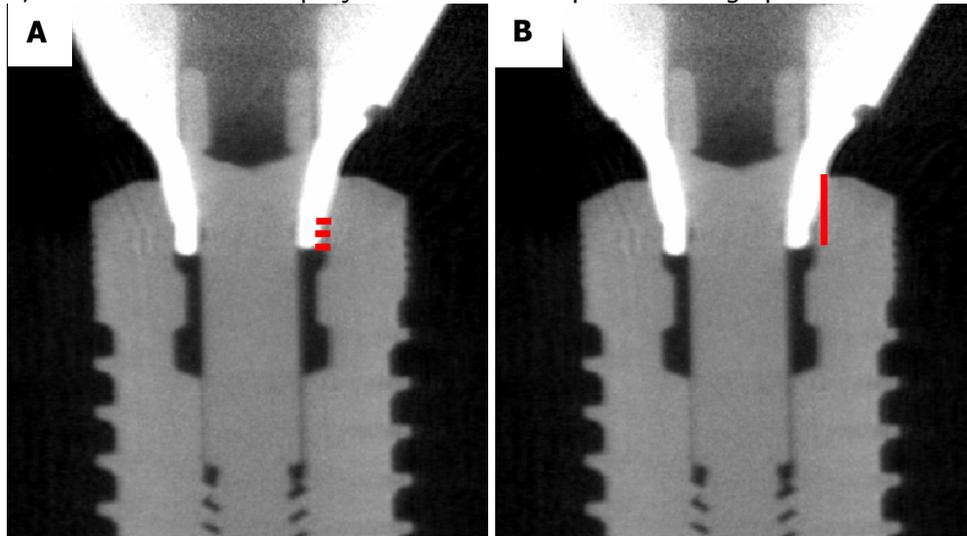
Assim, tanto para a verificação da desadaptação vertical quanto para a horizontal dos dois grupos, foram utilizados cortes microtomográficos sagitais e coronais. Para tal avaliação, foram definidos três cortes por face (vestibular, lingual, mesial e distal) da seguinte maneira: o primeiro foi no ponto médio de cada interface (M), o segundo, 0,5 mm acima (M+0,5) e o terceiro, 0,5 mm abaixo do ponto médio (M-0,5). No grupo 1, para mensurar a desadaptação marginal vertical, foram feitas 3 medidas por corte (Figura 35A). Para mensurar a desadaptação marginal horizontal foi feito apenas uma medida por corte (Figura 35B).

Figura 35: **A** - Medidas de desadaptação marginal vertical por corte no grupo 1; **B** - Medida de desadaptação marginal horizontal por corte no grupo 1.



No grupo 2, a situação foi o oposto, obtendo-se 3 medidas por corte para mensurar desconformidade interna horizontal (Figura 36A) e apenas uma medida para mensurar a desconformidade interna vertical (Figura 36B).

Figura 36: **A** - Medidas de desconformidade interna horizontal por corte no grupo 2; **B** - Medida de desconformidade interna vertical por corte no grupo 2.



Portanto, no grupo 1 foram feitas 9 medidas por face para medir desconformidade marginal vertical e 3 medidas por face para medir desconformidade marginal horizontal. Resultando em 36 medidas de desconformidade marginal vertical e 12 medidas de desconformidade marginal horizontal, totalizando 48 medidas por implante. No grupo 2, foram feitas 3 medidas por face para medir desconformidade interna vertical e 9 medidas por face para medir desconformidade interna horizontal. Resultando em 12 medidas de desconformidade interna vertical e 36 medidas de desconformidade interna horizontal, totalizando 48 medidas por implante. Sendo assim, foram obtidas 96 medidas para cada amostra.

Tal procedimento descrito acima foi feito da mesma maneira após o ensaio de ciclagem termomecânica.

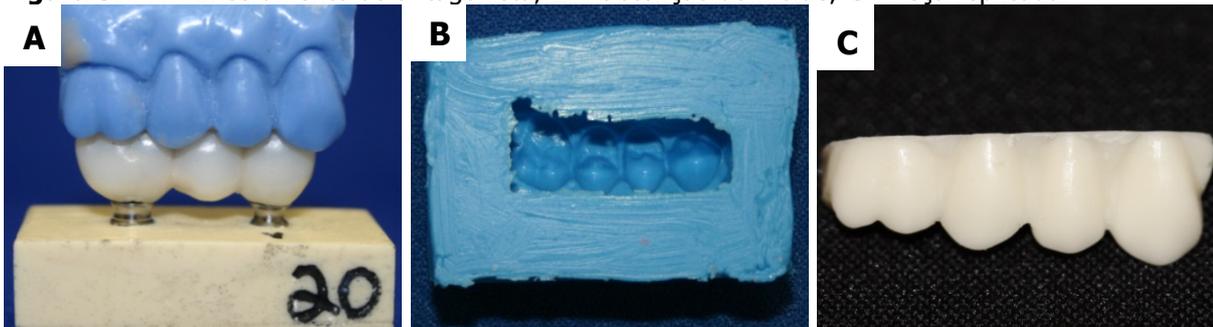
3.4 Simulação de ciclos mastigatórios

Confecção das pontas antagonistas

Para realizar o ensaio de ciclagem termomecânica, foi necessária a confecção de modelos antagonistas. Para isso, foi feito um enceramento, sobre a prótese metalocerâmica de três elementos, com os respectivos dentes antagonistas em

oclusão: canino, primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar superiores (Figura 37A). Posteriormente, o enceramento inicial foi posicionado sobre uma placa de vidro e envolto por uma barreira de cera 9 (Cera rosa 9, Wilson, Polidental, Cotia, São Paulo, Brasil) para limitar o molde do enceramento. Para sua confecção foi utilizado silicone industrial (Polglass, borracha de silicone azul, Fiberglass Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil). Feito a obtenção do molde (Figura 37B), utilizou-se cera orgânica (Rainbow, Porto Ferreira, SP, Brasil) plastificada (Plastificador de regulagem digital, Hotty LED, Renfert GmbH, Hilzigen, Alemanha) e com auxílio de um gotejador de vidro e lamparina, a cera foi vertida no interior do molde, obtendo-se, cópias do enceramento inicial para confecção dos modelos antagonistas totalmente em cerâmica (Figura 37C).

Figura 37: A - Enceramento do antagonista; B - Obtenção do molde; C - Peça replicada.

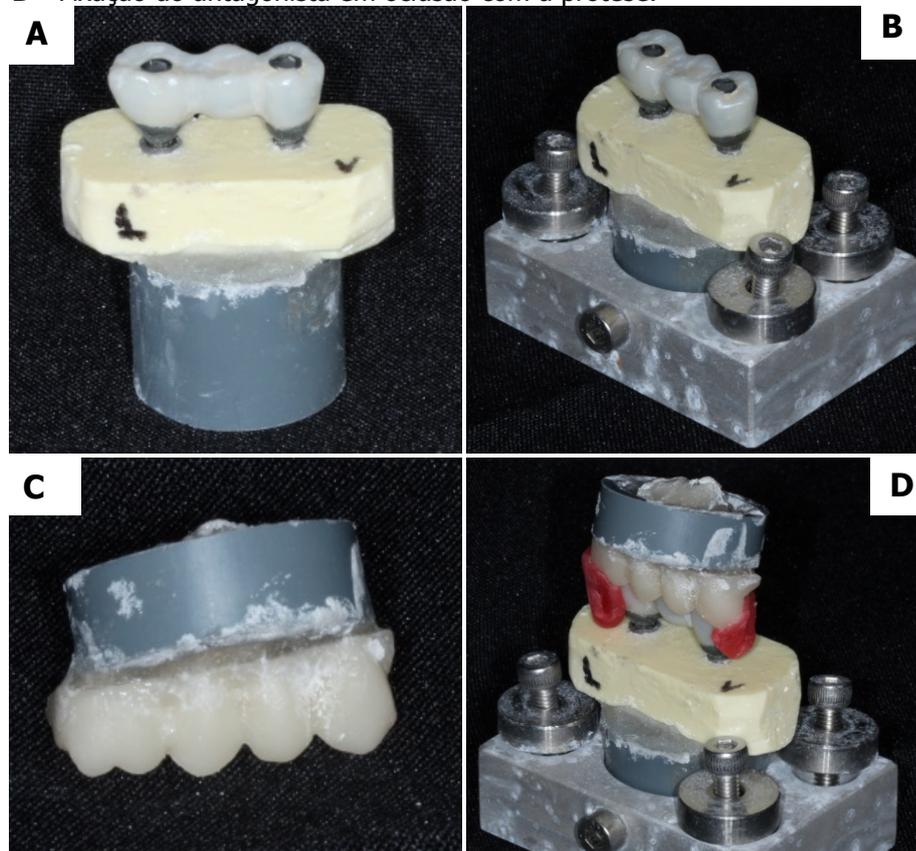


Finalizado o enceramento do antagonista, foi realizada a inclusão e prensagem da cerâmica, tal processo foi feito de forma semelhante à inclusão e prensagem das próteses, como foi descrito acima. Porém, nessa etapa utilizou-se 2 pastilhas de tamanho "S" IPS e.max Press cor A2 HT (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Suíça) para cada anel, seguindo as recomendações específicas para esse tipo de cerâmica.

Após obtenção das peças, foram feitos os mesmos procedimentos de polimento e acabamento das próteses metalocerâmicas, relatados anteriormente, porém os *sprues* não foram cortados, para que servissem como áreas de retenção na base dos antagonistas para posicionamento na máquina de ensaios termomecânicos. Ao final do processo, foram obtidas 10 peças antagonistas em cerâmica, pois este é o número máximo de amostras que a máquina suporta por vez.

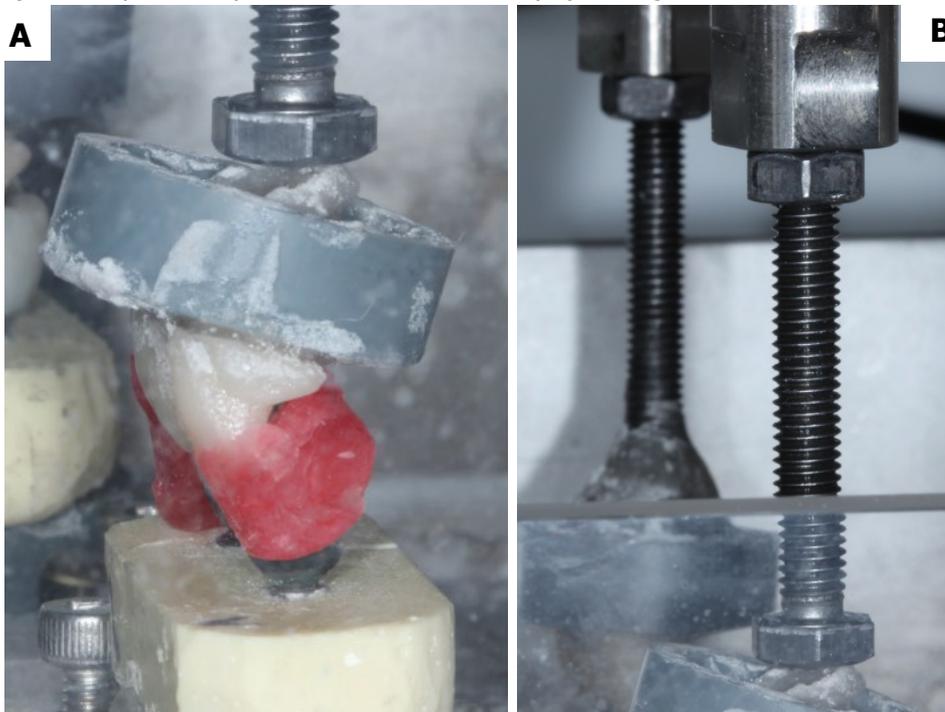
Assim, os conjuntos foram preparados para serem instalados nas mesas ajustáveis da máquina de ensaio de simulação de ciclos mastigatórios. Para possibilitar o posicionamento das amostras, foram seccionados tubos em PVC (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil) nas dimensões 2 cm de altura e 2,5 cm de diâmetro para cada amostra. Tais tubos foram fixados de maneira centralizada em cada amostra, primeiramente com cianoacrilato (Adesivo instantâneo multiuso 793, Tek Bond, São Paulo, SP, Brasil) e posteriormente com resina acrílica autopolimerizável (VIPI Indústria, Pirassununga, SP, Brasil), para estabilizar a união (Figura 38A). Desse modo, foi possível posicionar as 10 primeiras amostras nas mesas ajustáveis da máquina de ensaios (Figura 38B), para posteriormente serem submetidas ao ensaio de ciclagem. Posteriormente, tubos de PVC (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil), com 8 mm de altura e 2,5 cm de diâmetro foram fixados às pontas antagonistas com resina acrílica autopolimerizável (VIPI Indústria, Pirassununga, SP, Brasil) (Figura 38C), então, foi realizado o posicionamento das peças antagonistas sobre a próteses metalocerâmicas, essa união foi feita através de cera utilidade (Cera Wilson, Polidental, Cotia, SP, Brasil) (Figura 38D).

Figura 38: **A e B** - Posicionamento das amostras nas mesas ajustáveis; **C e D** - Fixação do antagonista em oclusão com a prótese.



Em seguida, os conjuntos (mesa ajustável/amostra/antagonista) foram levados à máquina de ensaios. Parafusos de fixação foram parafusados à haste, localizada na parte superior da máquina para que fosse possível a união da haste com as peças antagonistas (Figura 39A). A altura do parafuso foi ajustada, até que este tocasse as peças antagonistas e então foi feito preenchimento com resina acrílica entre o anel de PVC superior e o parafuso (Figura 39B). Passado o tempo de polimerização da resina, com as peças antagonistas presas aos parafusos, ambos foram retirados da máquina para que fosse realizado o ajuste oclusal.

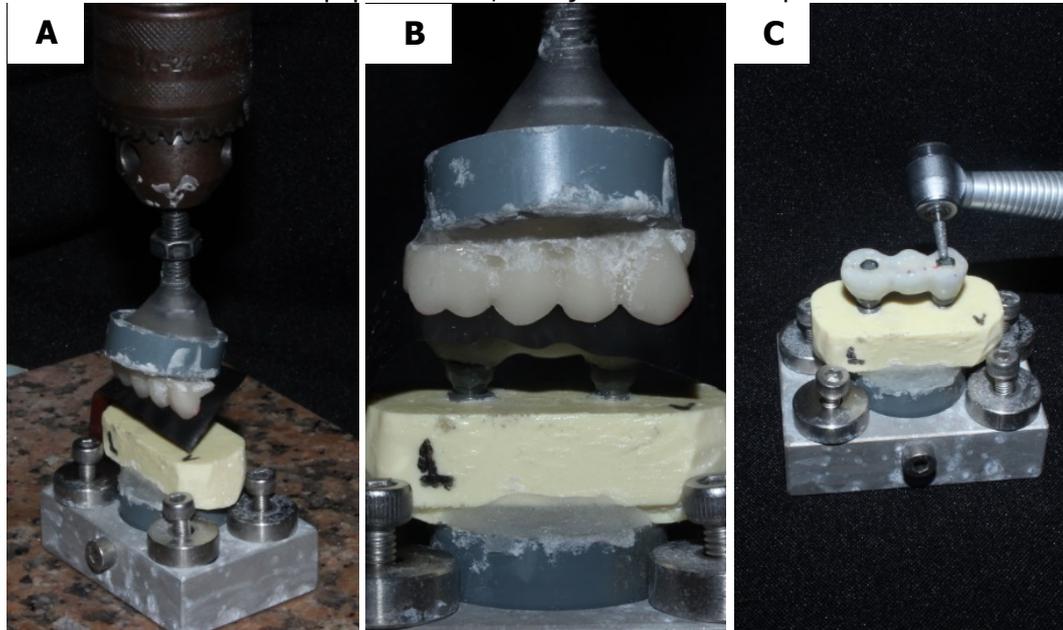
Figura 39: **A** - Posicionamento dos conjuntos na máquina de ensaios; **B** - Ajuste do parafuso para união da haste com peça antagonista.



Para que fosse realizado o ajuste oclusal, cada amostra foi posicionada com seu respectivo antagonista no delineador. O antagonista juntamente com o parafuso de fixação foi preso à haste superior do delineador e então os contatos oclusais foram verificados (Figura 40A). Realizou-se movimentos manuais de oclusão e de desocclusão, e, com auxílio de papel carbono Acculfilm (Parkell Inc, Edgewood, NY, EUA) interposto entre antagonista e próteses, foram analisados os contatos oclusais (Figura 40B). Os ajustes foram então realizados com auxílio de pontas diamantadas em alta rotação sob refrigeração até que a uniformidade dos contatos fosse obtida

(Figura 40C), e, em seguida, as próteses foram polidas com pontas de borracha específicas para cerâmica (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Alemanha).

Figura 40: **A** - Conjunto posicionado no delineador para ajuste oclusal; **B** - Verificação dos contatos oclusais com papel carbono; **C** - Ajuste oclusal com ponta diamantada.

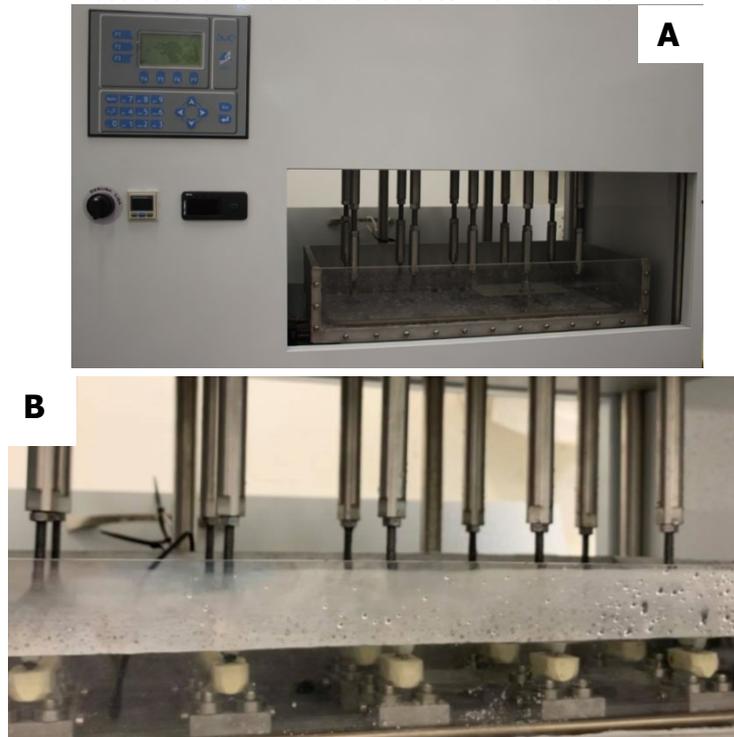


Ao final desse processo, os 10 conjuntos foram novamente posicionados na máquina de ensaios, para assim, começar a ciclagem termomecânica.

Ensaio de ciclagem termomecânica

Para tal teste foi utilizada a máquina de simuladora de ciclos mastigatórios (Biopdi, São Carlos, SP, Brasil) que replica a mastigação humana. Sob os corpos de prova foi aplicada a carga de 80N com deslizamento de 0,7mm para simular o movimento excursivo, a uma frequência de 2HZ, realizando 300.000 ciclos para cada amostra, o que corresponde a 1 ano de função mastigatória normal (Gateu et al., 1999; Khraisat et al., 2004; Quek et al., 2006). Simultaneamente à ciclagem mecânica, os corpos de prova foram submetidos à ciclagem térmica com imersão em água com variação de temperatura entre 5° e 55°, sendo realizado um ciclo térmico a cada 4 minutos. Assim, a cada ciclo térmico foram realizados 480 ciclos mecânicos. Ao final dos 300.000 ciclos mecânicos foram realizados aproximadamente 625 ciclos térmicos (Figura 41A e 41B).

Figura 41: A - Máquina simuladora de ciclos mastigatórios;
B - Amostras submetidas ao ensaio termomecânico.



Ao término do ensaio termomecânico a desadaptação horizontal e vertical foi reavaliada como descrito previamente. Foi realizado o destorque das próteses metalocerâmicas com torquímetro digital para análise do afrouxamento do parafuso após ciclagem. Os dados obtidos foram registrados e tabulados, as medidas de perda de torque foram transformadas em valor percentual e as análises estatísticas foram realizadas.

3.5 Análise dos dados

Os dados de perda de torque dos grupos Mini-Pilar e UCLA antes e após ciclagem termomecânica foram analisados pelo modelo linear de efeitos mistos com pós-teste de Bonferroni. Esse modelo é utilizado para comparação de dados entre grupos (Mini-Pilar e UCLA) e intragrupos (antes e após ciclagem termomecânica; pilares pré-molares e molares), onde a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada (Schall, 1991). No presente estudo, foi realizada a comparação antes e após ciclagem termomecânica entre o parafuso protético parafusado ao Mini-Pilar e o parafuso do UCLA, por outro lado, o parafuso de retenção do Mini-Pilar só foi comparado antes e após ciclagem termomecânica,

não havendo comparação deste com o grupo 2 (UCLA). Isso devido à diferença estrutural desses dois componentes. Para comparação dos dados de desadaptação horizontal e vertical antes e após ciclagem termomecânica, também foi utilizado o modelo linear de efeitos mistos com pós-teste de Bonferroni. A análise da desadaptação horizontal e vertical foi feita apenas entre pilares e tempo, não houve comparação entre grupos, devido à diferença estrutural dos componentes, como foi citado acima. Para tais análises foi utilizado o software SPSS statistics 20.0 IBM (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

4. RESULTADOS

4. RESULTADOS

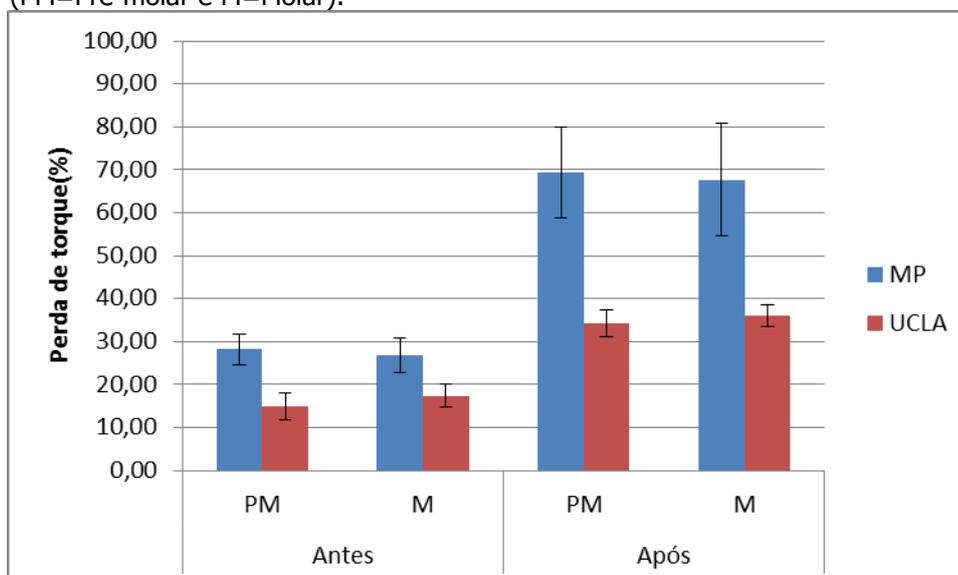
4.1 Perda de Torque

Os resultados da perda de torque (%) antes e após a ciclagem termomecânica nos parafusos protéticos dos grupos Mini-Pilar e UCLA são apresentados na Tabela I e Figura 42.

Tabela I: Média (%) da perda de torque e Desvio Padrão (DP) no parafuso protético (Mini-Pilar) e no parafuso do UCLA antes e após ciclagem termomecânica.

Grupo	Pilar	Antes da Ciclagem	Após Ciclagem
		Média (DP)	Média (DP)
1 (Mini-Pilar)	Pré-molar	28,24 (±7,16)	69,40 (±20,98)
	Molar	26,86 (±7,84)	67,68 (±26,08)
2 (UCLA)	Pré-molar	14,95 (±6,12)	34,33 (±6,4)
	Molar	17,42 (±5,26)	35,96 (±5,02)

Figura 42: Perda de torque dos parafusos entre os grupos Mini-Pilar e UCLA antes e após ciclagem termomecânica em pré-molar e molar de cada prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).



Após análise dos dados, foram encontradas diferenças significativas para as variáveis grupo ($p < 0,05$) e ciclagem termomecânica ($p < 0,05$), porém não houve significância entre pré-molar e molar ($p = 0,918$). Os resultados das interações são apresentados na tabela II a seguir, sendo a interação tempo*grupo ($p < 0,05$) a única que apresentou efeito significativo, demonstrando que os grupos apresentaram comportamento diferente diante da ciclagem termomecânica.

Tabela II: Comparação da perda de torque entre os grupos Mini-Pilar e UCLA antes e após ciclagem termomecânica.

Fator	P Valor
Pilar	0,918
Grupo	<0,05
Tempo	<0,05
Pilar*Grupo	0,459
Tempo*Grupo	0,003
Pilar*Tempo	0,892
Pilar*Tempo*Grupo	0,953

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear de Efeitos Mistos.

- * interação entre fatores; Tempo = pré e pós ciclagem; diferenças consideradas significativas com $p \leq 0,05$.

Embora ambos os grupos apresentem aumento da perda de torque após ciclagem termomecânica, no grupo 1 (Mini-Pilar), esse aumento é superior ao grupo 2 (UCLA), conforme pode ser observado na tabela III e IV.

Tabela III: Comparação da perda de torque entre os grupos antes e após ciclagem termomecânica.

Ciclagem	Comparação	Diferença entre as médias	P Valor	Intervalo de Confiança	
				Limite Inferior	Limite Superior
Antes	MP x UCLA	11,363	<0,05	7,201	15,526
Após	MP x UCLA	33,393	<0,05	19,501	47,284

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear de Efeitos Mistos.

- Diferenças consideradas significativas com $p \leq 0,05$.

Tabela IV: Comparação do efeito da ciclagem termomecânica na perda de torque nos diferentes grupos:

Grupos	Comparação	Diferença entre as médias	P Valor	Intervalo de Confiança	
				Limite Inferior	Limite Superior
MP	Antes x Após	-40,990	$P < 0,05$	-50,466	-31,513
UCLA	Antes x Após	-18,960	$P = 0,001$	-28,437	-9,484

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear de Efeitos Mistos.

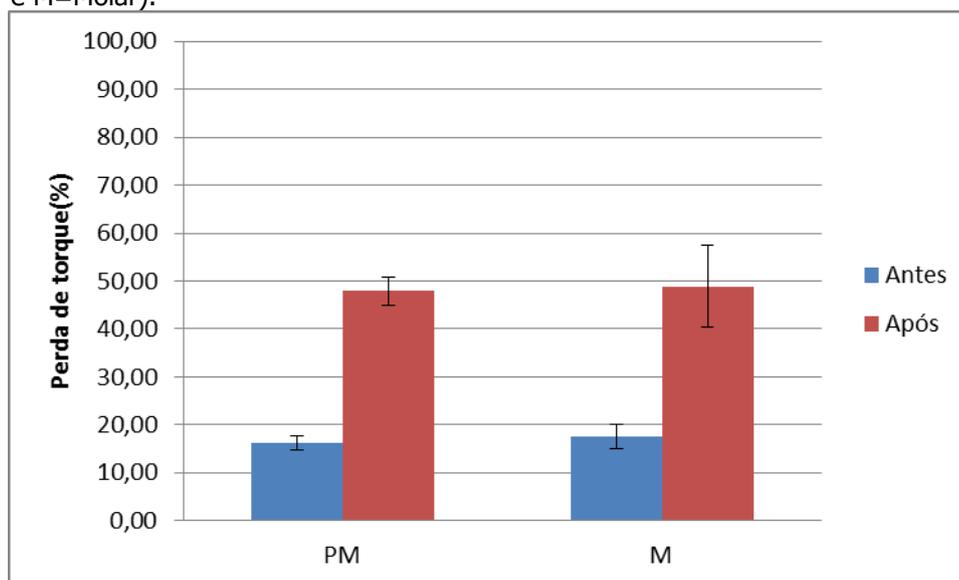
- Diferenças consideradas significativas com $p \leq 0,05$.

Ainda no grupo 1 (Mini-Pilar), foi avaliada a perda de torque no parafuso do Mini-Pilar antes e após a ciclagem termomecânica, esses resultados são apresentados na tabela V e Figura 43.

Tabela V: Média (%) da perda de torque e Desvio Padrão (DP) dos parafusos do Mini-Pilar antes e após ciclagem termomecânica.

Grupo	Pilar	Antes da Ciclagem	Após Ciclagem
		Média (DP)	Média (DP)
1 (Mini-Pilar)	Pré-molar	16,17 (2,80)	47,92 (5,76)
	Molar	17,47 (5,06)	48,84 (17)

Figura 43: Perda de torque dos parafusos do Mini-Pilar (Grupo 1) antes e após ciclagem termomecânica em pré-molar e molar de cada prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).



A ciclagem aumentou significativamente a perda de torque ($p < 0,05$), porém não houve diferença entre pré-molar e molar. O resultado da interação pilar*tempo ($p = 0,947$), não foi significativo, indicando que o comportamento do pré-molar e molar é semelhante antes e após ciclagem termomecânica, como pode ser observado na tabela VI.

Tabela VI: Comparação da perda de torque do parafuso do Mini-Pilar antes e após ciclagem termomecânica.

Fator	P Valor
Pilar	0,677
Tempo	<0,05
Pilar*tempo	0,947

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear de Efeitos Mistos.

- * interação entre fatores; Tempo = pré e pós ciclagem; diferenças consideradas significativas com $p \leq 0,05$.

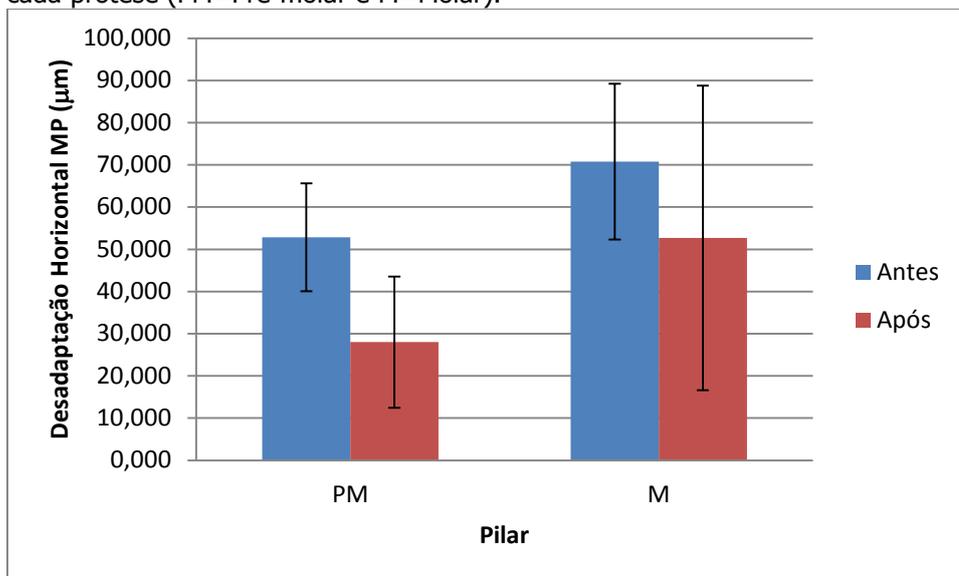
Desadaptação

Primeiro foram avaliados os resultados da desadaptação marginal horizontal (μm) entre prótese e Mini-Pilar no grupo 1, antes e após ciclagem termomecânica, tais resultados são apresentados na Tabela VII e Figura 44.

Tabela VII: Média (μm) e Desvio Padrão (DP) da desadaptação marginal horizontal das próteses nos pilares (Mini-Pilar) antes e após ciclagem termomecânica.

Grupo	Pilar	Antes da Ciclagem	Após Ciclagem
		Média (DP)	Média (DP)
1 (Mini-Pilar)	Pré-molar	52,849 ($\pm 25,602$)	28,006 ($\pm 31,128$)
	Molar	70,783 ($\pm 36,942$)	52,683 ($\pm 72,185$)

Figura 44: Desadaptação marginal horizontal (μm) no grupo Mini-Pilar (interface prótese/pilar), antes e após ciclagem termomecânica em pré-molar e molar de cada prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).



Após análise estatística, não foram encontradas diferenças significativas para as variáveis pilar ($p=0,123$) e tempo ($p=0,234$). Ainda, o resultado da interação pilar*tempo também não foi significativo ($p=0,764$), demonstrando que pré-molar e molar se comportaram de maneira semelhante após ciclagem termomecânica, como está apresentado na tabela VIII.

Tabela VIII: Comparação da desadaptação marginal horizontal do grupo 1 (Mini-Pilar) antes e após ciclagem termomecânica.

Fator	P Valor
Pilar	0,123
Tempo	0,234
Pilar*tempo	0,764

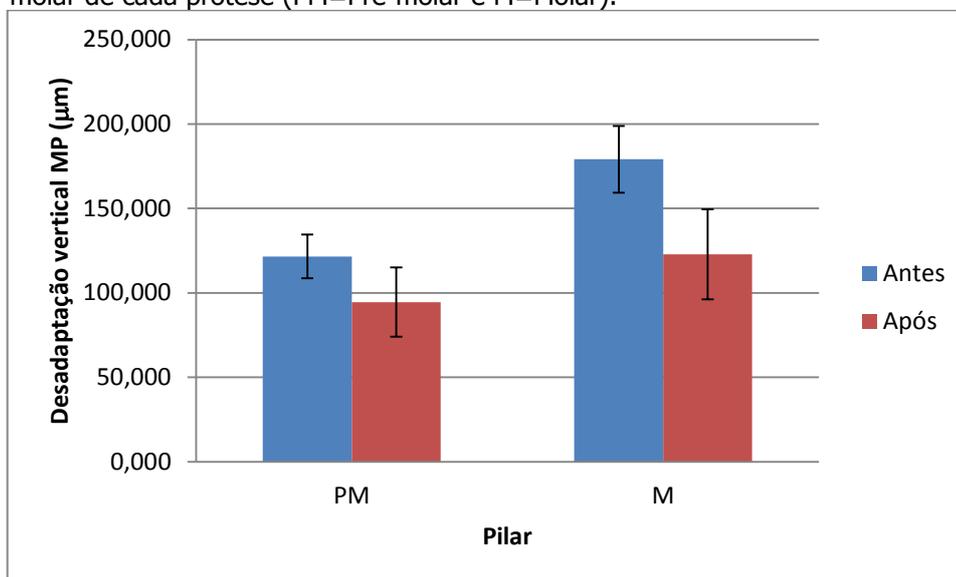
- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear de Efeitos Mistos.

- * interação entre fatores; Tempo = pré e pós ciclagem; diferenças consideradas significativas com $p \leq 0,05$.

Os resultados da desadaptação marginal vertical entre prótese e Mini-Pilar no grupo 1 (Mini-pilar) (μm) antes e após ciclagem termomecânica são apresentados na Tabela IX e Figura 45.

Tabela IX: Média (μm) e Desvio Padrão (DP) da desadaptação marginal vertical das próteses nos pilares (Mini-Pilar) antes e após ciclagem.

Grupo	Pilar	Antes da Ciclagem	Após Ciclagem
		Média (DP)	Média (DP)
1 (Mini-Pilar)	Pré-molar	121,533 ($\pm 25,885$)	94,495 ($\pm 41,014$)
	Molar	179,119 ($\pm 39,885$)	122,885 ($\pm 53,392$)

Figura 45: Desadaptação marginal vertical média (μm) no grupo Mini-Pilar (interface prótese/pilar), antes e após ciclagem termomecânica em pré-molar e molar de cada prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).

Após análise estatística, foi notado que a desadaptação vertical foi maior no Molar do que no Pré-molar ($p=0,001$), entretanto, houve uma diminuição da desadaptação vertical após a ciclagem termomecânica ($p=0,028$), sendo este

comportamento semelhante para ambos os pilares ($p=0,243$), como pode se observar na tabela X.

Tabela X: Comparação da desadaptação marginal vertical do grupo 1 (Mini-Pilar), antes e após ciclagem termomecânica.

Fator	P Valor
Pilar	0,001
Tempo	0,028
Pilar*tempo	0,243

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear de Efeitos Mistos.

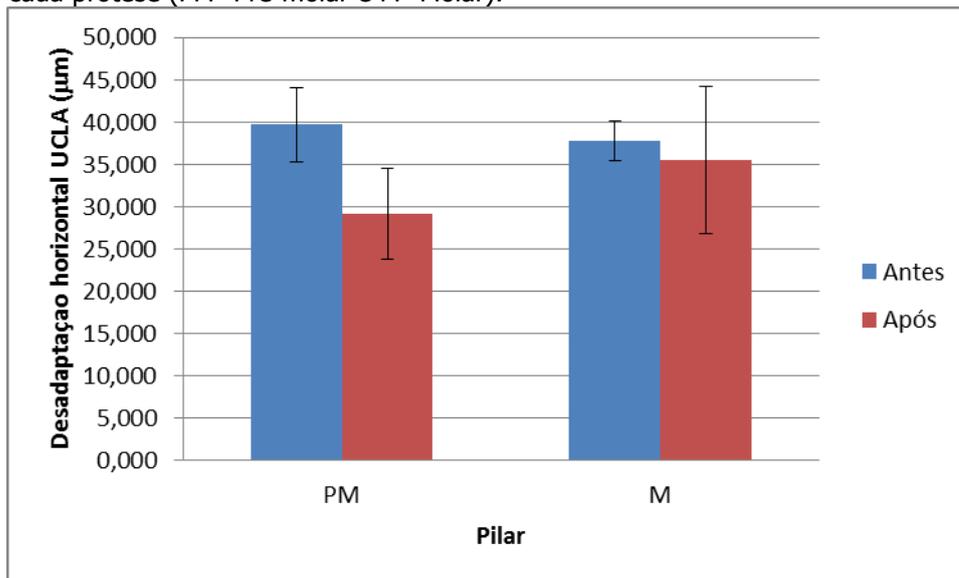
- * interação entre fatores; Tempo = pré e pós ciclagem; diferenças consideradas significativas com $p \leq 0,05$.

Os resultados da distância interna horizontal entre implante e pilar no grupo 2 (UCLA) (μm) antes e após ciclagem termomecânica são apresentados na Tabela XI e Figura 46.

Tabela XI: Média (μm) e Desvio Padrão (DP) da distância interna horizontal nos pilares (UCLA) antes e após ciclagem termomecânica.

Grupo	Pilar	Antes da Ciclagem	Após Ciclagem
		Média (DP)	Média (DP)
2 (UCLA)	Pré-molar	39,675 ($\pm 8,694$)	29,160 ($\pm 10,746$)
	Molar	37,767 ($\pm 4,565$)	35,506 ($\pm 17,289$)

Figura 46: Distância interna horizontal média (μm) no grupo UCLA (interface implante/pilar), antes e após ciclagem termomecânica em pré-molar e molar de cada prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).



Após análise estatística, não foram encontradas diferenças significativas para as variáveis pilar (pré-molar e molar) ($p=0,435$) e tempo ($p=0,181$). Ainda, o resultado da interação pilar*tempo também não foi significativo ($p=0,137$), conforme pode ser observado na tabela XII.

Tabela XII: Comparação da distância interna horizontal do grupo 2 (UCLA) antes e após ciclagem termomecânica.

Fator	P Valor
Pilar	0,435
Tempo	0,181
Pilar*tempo	0,137

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear de Efeitos Mistos.

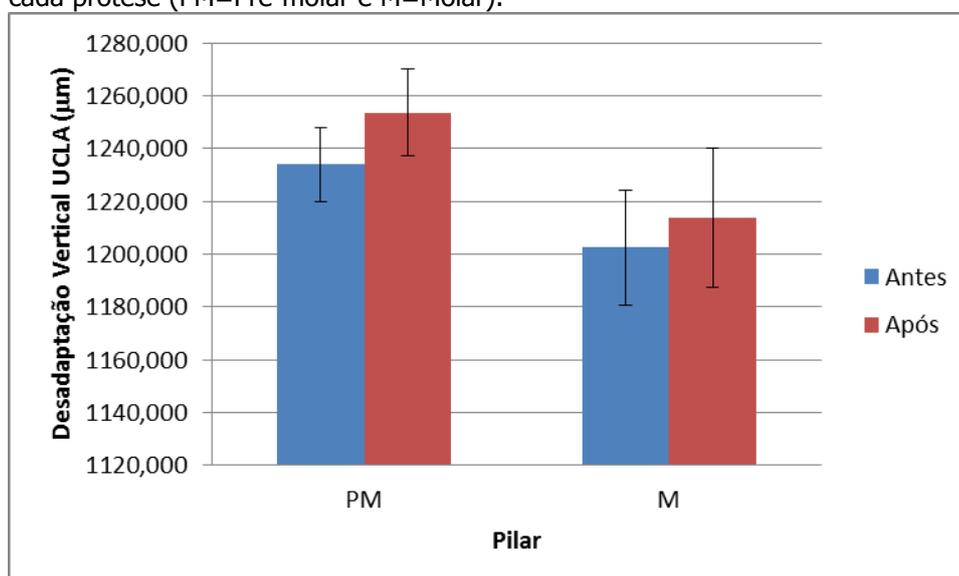
- * interação entre fatores; Tempo = pré e pós ciclagem; diferenças consideradas significativas com $p \leq 0,05$.

Os resultados da distância interna vertical entre implante e pilar no grupo 2 (UCLA) (μm) antes e após ciclagem termomecânica são apresentados na Tabela XIII e Figura 47.

Tabela XIII: Média (μm) e Desvio Padrão (DP) da distância interna vertical nos pilares (UCLA) antes e após ciclagem termomecânica.

Grupo	Pilar	Antes da Ciclagem	Após Ciclagem
		Média (DP)	Média (DP)
2 (UCLA)	Pré-molar	1233,833 ($\pm 27,738$)	1253,600 ($\pm 32,982$)
	Molar	1202,467 ($\pm 43,424$)	1213,792 ($\pm 53,071$)

Figura 47: Distância interna vertical média (μm) no grupo UCLA (interface implante/pilar), antes e após ciclagem termomecânica em pré-molar e molar de cada prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).



Após análise estatística, foi notado que a distância interna vertical foi maior no Pré-Molar do que no Molar ($p=0,004$), porém, a ciclagem termomecânica não interferiu significativamente na distância interna vertical ($p=0,084$), sendo este comportamento semelhante para ambos os pilares ($p=0,214$), como pode ser observado na tabela XIV.

Tabela XIV: Comparação da distância interna vertical do grupo 2 (UCLA) antes e após ciclagem termomecânica.

Fator	P Valor
Pilar	0,004
Tempo	0,084
Pilar*tempo	0,214

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear de Efeitos Mistos.

- * interação entre fatores; Tempo = pré e pós ciclagem; diferenças consideradas significativas com $p \leq 0,05$.

5. DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

A hipótese nula testada no estudo foi de que não haveria diferença significativa entre as conexões analisadas Mini-Pilar e UCLA, independente da propriedade mecânica avaliada. No entanto, a hipótese nula foi rejeitada, uma vez que, após análise estatística foram encontradas diferenças para perda de torque entre os grupos e também para adaptação marginal vertical no grupo Mini-pilar.

5.1 Perda de Torque

Um dos objetivos propostos foi simular a utilização de próteses metalocerâmicas implantossuportadas de três elementos, aproximando de uma situação clínica real. A durabilidade dos componentes de reabilitações implantossuportadas é altamente influenciada pela aplicação de carga durante os ciclos mastigatórios (Wilding & Lewin, 1994; Richter, 1995). O ensaio de ciclagem termomecânica é um teste *in vitro* que simula a carga mecânica na cavidade oral e é um dos principais métodos utilizados para avaliar a estabilidade da junção parafusada e manutenção da pré-carga dos parafusos de retenção (Binon *et al.*, 1994; Gratton *et al.*, 2001; Khraisat *et al.*, 2004).

A máquina utilizada no ensaio deste estudo executa três movimentos (oclusão, lateralidade e desoclusão) em cada ciclo, simulando a dinâmica dos movimentos mastigatórios. Todos os movimentos do ensaio em questão foram realizados com a incidência da mesma carga, 80N, a uma frequência de 2 Hz, que são valores dentro do intervalo de normalidade das funções mastigatórias humanas (Morneburg *et al.*, 2002; Khraisat *et al.*, 2004; Coppedê *et al.*, 2011), sendo realizados 300.000 ciclos para cada amostra, o que corresponde a 1 ano de função oral normal (Tsuge & Hagiwara, 2009; Coppedê *et al.*, 2013).

Primeiro foi feita a comparação entre o parafuso protético do Mini-Pilar (grupo 1) e o parafuso do UCLA (grupo 2). Mesmo antes do ensaio de ciclagem termomecânica (T0) foi verificada a perda de torque em ambos os grupos e esse valor foi maior para o grupo 1. Porém, em ambos os grupos, os valores encontrados estão entre 14,95% e 28,24%, valores abaixo dos relatados em estudos anteriores com metodologias semelhantes, como os Gomes *et al.* (2014) que encontraram

valores de perda de torque inicial entre 38,87 e 47,56%. Sabe-se que os valores do torque de remoção do parafuso imediatamente após seu aperto são menores do que o torque dado inicialmente (Burguete *et al.*, 1994; Haack *et al.*, 1995). Al Otaibi *et al.* (2018) utilizaram pilares estabilizados a 35N.cm de acordo com 3 protocolos de aplicação de torque: A – torque instantâneo, B – retorque após 10 segundos do torque inicial e C – retorque após 20 segundos do torque inicial. Concluíram que os valores médios de torque de remoção foram menores que o torque inicial aplicado a todos os parafusos, corroborando com o presente estudo.

A literatura traz que o afrouxamento, seja ele do pilar protético ou da retenção da prótese, é o problema mais frequentemente relacionado às reabilitações implantossuportadas (Sailer *et al.*, 2009; Diez *et al.*, 2012; Jorge *et al.*, 2013; Siadat *et al.*, 2017; Nithyapriya *et al.*, 2018). Porém, esse afrouxamento pode causar outros problemas, como o acúmulo de tecido de granulação entre o pilar e o implante (Al Turki *et al.*, 2002; Michalakis *et al.*, 2003; Prerna *et al.*, 2019), fratura de componente e perda óssea ao redor do implante (Farina *et al.*, 2014). Para manter os componentes parafusados, a magnitude da força da pré-carga deve ser maior que a força oclusal, caso contrário, o limite de escoamento do parafuso pode ser excedido, causando dessa forma perda de torque e/ou deformação do parafuso (Jorneus *et al.*, 1992; Haack *et al.*, 1995; McGlumphy *et al.*, 1998). Outros autores relatam que cargas oclusais cíclicas sobre o conjunto implante/prótese induzem micromovimentação dos componentes, os quais podem se desgastar microscopicamente, reduzindo a intimidade do contato entre os componentes e consequentemente contribuindo para o desaperto do parafuso por redução da pré-carga (McAlarney e Stavropoulos, 1996; Alkan *et al.*, 2004; Yousef *et al.*, 2005). O afrouxamento do parafuso é um evento multifatorial que depende não apenas do tipo de conexão, mas também do material e *design* do parafuso, tipo e *design* dos pilares, forças oclusais e ajuste passivo dos elementos protéticos (Pardal-Pelàez *et al.*, 2017). Visto isso, implantes Cone Morse foram idealizados de forma a melhorar as características dos implantes de conexão externa (Finger *et al.*, 2003), permitindo contato íntimo entre implante e pilar, melhorando assim, a estabilidade e evitando a perda de torque do parafuso (Coppedê *et al.*, 2009).

Na comparação da perda de torque inicial e final, ou seja, antes e após ciclagem termomecânica, a análise estatística revelou diferenças significativas nos dois grupos estudados, demonstrando que a ciclagem termomecânica influenciou o aumento do percentual de perda de torque em ambos os grupos ($p < 0,05$). Estes resultados estão de acordo com outros trabalhos que relatam perda de torque significativa dos parafusos após ciclagem termomecânica (Ricomini Filho *et al.*, 2010; Park *et al.*, 2010, Pedroso e Silva, 2012; Jorge *et al.*, 2013, Gomes *et al.*, 2014). Ainda em concordância com este estudo, os resultados de Rangel *et al.* (2007) mostraram que o torque de remoção dos parafusos com ou sem ação da ciclagem termomecânica é menor que o torque inicial.

Apesar da diferença de diâmetro dos implantes utilizados em região de pré-molar e molar (PM: implante com 3,5 mm de diâmetro e M: implante com 5 mm de diâmetro), após o ensaio de ciclagem termomecânica não foram encontradas diferenças significativas entre os pilares pré-molar e molar ($p = 0,918$), demonstrando que a posição no arco dentário não interferiu na perda de torque após ciclagem termomecânica, sendo o comportamento de ambos semelhante frente ao ensaio. No que diz respeito à interação tempo/grupo ($p = 0,003$) também foi encontrado resultado significativo, apesar de ambos os grupos apresentarem perda de torque maior após ciclagem termomecânica, esse valor é sempre maior para o grupo 1, antes e após ciclagem. Esse resultado pode ser explicado pela diferença estrutural entre os dois grupos, no grupo 1, o parafuso protético é parafusado sobre o componente Mini- Pilar, sendo assim, este se apresenta com um tamanho reduzido e com menor quantidade de roscas quando comparado ao parafuso do grupo 2, que é parafusado diretamente ao implante. Essa diferença de tamanho pode conferir maior estabilidade e resistência friccional ao componente UCLA, sendo assim, a perda de torque após ciclagem termomecânica é menor nesse grupo. A comparação entre o parafuso protético do Mini-Pilar e o parafuso do UCLA foi a escolhida porque o

parafuso protético está sujeito a aplicação de carga mais diretamente durante o ensaio de ciclagem termomecânica.

Outro objetivo do presente estudo foi comparar estatisticamente o parafuso do Mini-Pilar antes e após ciclagem termomecânica, não havendo comparação entre grupos, devido à diferença estrutural entre eles, como foi mencionado acima. Na comparação da perda de torque inicial e final, ou seja, antes e após ciclagem, a análise estatística revelou diferenças significativas, demonstrando que a ciclagem termomecânica influenciou na perda de torque dos parafusos ($p < 0,05$), porém não houve diferença entre os pilares. O resultado da interação pilar/tempo ($p = 0,947$), também não foi significativo, indicando que a posição no arco dentário não interfere na perda de torque do parafuso do componente Mini-Pilar após ciclagem termomecânica.

No atual trabalho não houve fratura de nenhum dos parafusos, porém um parafuso do Mini-Pilar do grupo 1 teve soltura total durante o ensaio. Isso pode ser explicado pelo fato de que neste estudo foi utilizada uma prótese múltipla que pode ter sofrido alterações no ajuste oclusal durante os movimentos excursivos realizados no ensaio termomecânico. Este tipo de ensaio é feito mais comumente em próteses unitárias com carga estática, além de muitas vezes só avaliarem os pilares e/ou infraestruturas sem o recobrimento estético final (Hecker e Eckert, 2003; Colán Guzmán *et al.*, 2008; Moris, 2011; Pedroso e Silva, 2012; Faenza *et al.*, 2013; Chong *et al.*, 2014). Sendo assim, o fato do ensaio termomecânico ter sido realizado com movimentos excursivos em uma prótese de três elementos pode ter contribuído para alguma alteração no ajuste oclusal durante o ensaio, e assim colaborado para soltura completa do parafuso do Mini-Pilar.

Desse modo, o presente estudo demonstra que dentro da simulação de ciclos mastigatórios, com cargas em diferentes sentidos, após adequada distribuição das forças oclusais, o uso dos componentes UCLA e Mini-Pilar sobre a conexão Cone Morse parece apresentar bons resultados quanto ao não aparecimento de fraturas dos parafusos e/ou componentes protéticos.

O pilar do tipo UCLA surgiu recentemente como um componente para implantes com conexões internas, sendo uma solução para espaços interoclusais reduzidos e uma

alternativa para diminuir o custo do tratamento, devido à falta do componente intermediário, porém, a literatura é escassa no que diz respeito ao uso de UCLA para conexões Cone Morse. . Em relação a perda de torque, o parafuso de renteção do Mini-Pilar sofreu maior perda de torque após ensaio de ciclagem termomecânica, sendo assim, o parafuso do UCLA apresentou um bom resultado referente a perda de torque em implantes Cone Morse.

5.2 Desadaptação Horizontal e Vertical

Sabe-se que um dos fatores que contribuem para a instabilidade da junção parafusada é a desadaptação marginal entre a prótese e os pilares. Hecker e Eckert (2003), concluíram que para a adaptação marginal das coroas implantossuportadas, estas devem exibir adaptação passiva aos pilares. A falta de adaptação da prótese ao implante pode acarretar problemas nas reabilitações. Entre esses problemas, os mais encontrados são: sobrecarga em função com conseqüente afrouxamento do parafuso, infiltração de bactérias e reabsorção óssea ao redor do implante (Oh *et al.*, 2002; Rack *et al.*, 2010; Sakamoto *et al.*, 2016; Liu & Wang, 2017; Nithyapriya *et al.*, 2018; Prerna *et al.*, 2019).

Por esse motivo, no presente estudo, também foi analisada a desadaptação das próteses antes e após ciclagem termomecânica. Diferentes métodos têm sido utilizados para avaliar a desadaptação das próteses implantossuportadas. Neste estudo foi utilizado MicroCT com resolução de 9 μ m, que promove o escaneamento das amostras por microtomografia computadorizada. Além de ser um método não destrutivo, permite maior confiabilidade para visualização das interfaces das infraestruturas e pilares além de possibilitar a investigação de desadaptações em 2D e 3D com resolução de até 9 μ m (Seo *et al.*, 2009).

As desadaptações marginais podem ser classificadas como verticais, horizontais, angulares e rotacionais (Assunção *et al.*, 2009). Neste estudo foram analisadas as desadaptações marginais verticais e horizontais das coroas em relação aos Mini-Pilares, antes e após o ensaio de ciclagem termomecânica. A literatura mostra que a desadaptação vertical pode ser mais relevante do que desadaptação

horizontal, ainda que isto não tenha sido confirmado clinicamente (De Torres *et al.*, 2007; Hjalmarsson *et al.*, 2010).

No presente estudo foram feitas secções das infraestruturas metálicas e posterior ponto de solda para alcançar máxima passividade entre as peças. Após, realizou-se teste de passividade, feito através do aperto do parafuso de um dos pilares e observação do pilar oposto, para garantir ausência de interferências visíveis na desadaptação marginal das peças. A comparação antes e após ciclagem foi feita entre prótese e componente protético no grupo 1 e entre implante e componente protético no grupo 2.

Estudos mostram que o assentamento perfeito entre componente protético e implante não é observado na prática, sendo assim, o espaço mínimo de desadaptação sempre estará presente nas reabilitações implantossuportadas (Khongkhunthian *et al.*, 2015; Alves *et al.*, 2016; Scarano *et al.*, 2016). No entanto, não há valor fixo correspondente ao que é considerado normal no que diz respeito à desadaptação marginal entre componente e implante. Katsoulis *et al.* (2017), observaram que os valores de desadaptação marginais aceitáveis são bastante variáveis, sendo medidas que vão de 10 μm a 150 μm . Ainda, afirmaram que de um ponto de vista biológico, a desadaptação marginal deve possuir dimensões menores que 2 μm , que é, em média, a dimensão de bactérias prejudiciais ao periodonto.

Para alcançar a maior adaptação um fator importante é o assentamento passivo das peças. Essa passividade relaciona-se à adaptação do componente de forma passiva sobre o implante, impedindo aperto excessivo do parafuso protético a fim de compensar a ausência de passividade (Jesus Tavares *et al.*, 2011).

É importante ressaltar que os componentes UCLA, utilizados no estudo apresentado, eram padrões calcináveis com cinta de Cobalto-Cromo que foram fundidos em liga de Cobalto-Cromo (Co-Cr) após enceramento. Tais componentes, após a fundição, eram posicionados diretamente sobre a plataforma do implante sem a presença de intermediário. Em oposição, os Mini-Pilares eram componentes de titânio pré-fabricados que estavam em contato direto com a plataforma do implante, e sobre eles é que as próteses eram posicionadas. Devido a essa diferença estrutural, não foi feita a comparação da desadaptação entre os grupos. A análise foi

feita apenas dentro do mesmo grupo, comparando comportamento antes e após ciclagem termomecânica.

Nos resultados obtidos no estudo aqui apresentado, os valores de desadaptação marginal horizontal entre prótese e componente protético no grupo 1 diminuíram numericamente após ciclagem termomecânica, no entanto, estatisticamente não houve diferença significativa. Por outro lado, o mesmo grupo apresentou diminuição significativa da desadaptação marginal vertical após ensaio termomecânico ($p=0,028$). Já no que se refere ao grupo 2, a desadaptação interna horizontal entre implante e componente protético também diminuiu apenas numericamente após o ensaio termomecânico, não apresentando resultados estatísticos significativos. A distância interna vertical desse mesmo grupo aumentou após o ensaio, tal fato pode ser explicado devido a micromovimentação durante o ensaio, esse aumento também foi notado apenas numericamente, não expressando resultado estatístico significativo, porém notou-se que a distância interna vertical foi maior no pré-molar do que no molar, antes e após o ensaio. Esse resultado pode ser explicado devido à dificuldade de assentamento da peça após a soldagem, isso acontece principalmente porque a prótese é múltipla e apresenta uma conexão interna ao implante. Após ciclagem esse resultado pode ser explicado devido um melhor assentamento do UCLA em relação ao implante.

Embora se acredite que o desajuste vertical seja possível causa de afrouxamento do parafuso e perda de torque (Siadat et al., 2017), Barbosa et al., (2008) demonstraram que não há evidências para relacionar a desadaptação marginal na interface implante-pilar à perda de torque. Nesse estudo em questão, o grupo Mini-Pilar foi o único que apresentou diferença significativa na desadaptação marginal vertical antes e após ciclagem ($p<0,05$), já o grupo UCLA não apresentou tal diferença, entretanto, ambos os grupos apresentaram perda de torque. Ou seja,

não se pode inferir diante do exposto que houve relação entre a desadaptação marginal média e a porcentagem de perda de torque no estudo em questão.

Alguns estudos mostram as etapas laboratoriais como uma desvantagem dos pilares UCLA calcináveis, haja vista que essas podem causar desadaptações na interface pilar-implante que, quando de grande magnitude, comprometem o tratamento reabilitador implantossuportado (Riedy *et al.*, 1997; Watanabe *et al.*, 2000). Logo, as etapas laboratoriais de confecção das próteses metalocerâmicas, como fundição e aplicação de cerâmica, ou a combinação delas, podem resultar nessas desadaptações (Byrne *et al.*, 1998; Michalakis *et al.*, 2003). Por essas razões no presente estudo foram utilizados cilindros pré usinados.

A fundição convencional é a técnica mais tradicionalmente utilizada para a fabricação de infraestruturas de próteses implantossuportadas. Porém, sabe-se que os possíveis defeitos inerentes a esta técnica podem impedir o correto assentamento da prótese sobre os pilares (Rangert *et al.*, 1997). Além disso, a confecção de próteses extensas é passível de maior distorção que as próteses unitárias (Schiffleger *et al.*, 1985; Jemt *et al.*, 1992; Rangert *et al.*, 1995; Cariello, 2009). São muitas as etapas de fabricação das próteses implantossuportadas que podem influenciar no potencial de distorção das mesmas (Barbosa *et al.*, 2010; de Torres *et al.*, 2011).

No presente estudo, após a realização das fundições foi constatado no grupo 2 relevante falta de assentamento passivo das infraestruturas sobre os modelos de trabalho. Essa maior dificuldade de assentamento ocorre devido a conexão ser do tipo interna, sendo assim, qualquer tipo de falha ou interferência no processo de fundição, pode resultar em dificuldade de assentamento da peça, além disso, diferente da conexão do grupo I, a conexão UCLA se conecta de maneira interna em relação ao implante Cone Morse, tal diferença pode gerar dificuldades de inserção do componente ao implante. Sabe-se que a desadaptação de uma infraestrutura implantossuportada pode ser corrigida através da secção e união dos segmentos entre os pilares por soldagem. Porém, após este procedimento, a mesma ainda poderá apresentar pequenos desajustes marginais e a região da soldagem será um

ponto de fragilidade da estrutura protética (Riedy *et al.*, 1997; Ford, 2003; Cariello, 2009). Os resultados deste estudo sugerem concordância com estes relatos, uma vez que a realização do seccionamento das infraestruturas e posterior soldagem melhorou o assentamento sobre os modelos.

É importante relatar que os valores máximos obtidos para a desadaptação marginal horizontal e vertical no grupo 1 foram de 70,78 e 179,11 μm , respectivamente, por outro lado, no grupo 2 os valores de desadaptação interna horizontal e vertical foram de 39,67 e 1253,60 μm . Esse valor foi maior para a desadaptação vertical no grupo 2 devido a diferença estrutural desse tipo de conexão, uma vez que foi feita a medição entre a parede do UCLA que faz contato interno com o implante. Tal valor também foi maior quando comparado à medida antes do ensaio, indicando assim, maior adaptação interna do componente ao implante após ciclagem. Apesar destes elevados níveis de desadaptação encontrados, há relatos na literatura de que níveis de desajuste entre 10 e 150 μm poderiam ser clinicamente aceitáveis (Brånemark, 1983; Jemt, 1991). Por outro lado, há estudo que comprova que desajustes verticais de 100 a 175 μm entre as próteses e os pilares geraram significativa instabilidade dos parafusos, determinando que estas magnitudes de desajustes são clinicamente inaceitáveis (Al-Turki *et al.*, 2002). O problema é que muitas vezes as desadaptações são difíceis de quantificar clinicamente, e as próteses poderão ser instaladas com desajustes acima dos aceitáveis (Spazzin, 2011). Sabendo destes problemas, sugerem-se mais estudos comprovando estes resultados. Isto poderá talvez redefinir os limites aceitáveis de desadaptações marginais em reabilitações implantossuportadas.

Como fatores limitantes do estudo *in vitro* em questão, pode-se elencar o fato de ter sido utilizado carga de 80N em todas as excursões mastigatórias (oclusão, lateralidade e desoclusão), além da impossibilidade de simular com exatidão a mastigação humana por conta de sua alta complexidade e individualidade inerente a cada situação clínica. Ainda, foram realizados 300.000 ciclos com duração de 83 horas o que pode ter causado a perda, durante o ensaio, dos ajustes oclusais pré-estabelecidos e isso pode ter alterado a distribuição das cargas em algum momento do ensaio.

O UCLA foi desenvolvido como uma proposta para espaço interoclusais reduzidos e redução de custo uma vez que não apresenta componente intermediário, recentemente foram desenvolvidos também para conexões internas. Nesse trabalho no que diz respeito a avaliação da perda de torque após clicagem termomecânica foi notado bom comportamento desse tipo de componente, mas em relação ao assentamento da peça, o grupo UCLA apresentou dificuldades, principalmente por ser peça múltipla. A literatura ainda é muito escassa em relação a esse componente, principalmente para implantes Cone Morse, visto isso, sugerem-se novos estudos que possam comparar também outras propriedades do componente UCLA para implantes com conexão Cone Morse a fim de se obter maior embasamento para utilização com segurança dos mesmos e confirmar sua viabilidade clínica.

6. CONCLUSÕES

6. CONCLUSÕES

Após resultados obtidos de acordo com a metodologia utilizada no presente estudo e suas limitações, conclui-se que:

- O grupo Mini-Pilar apresentou maior perda de torque antes e após ciclagem termomecânica quando comparado ao grupo UCLA;
- Ambos os grupos apresentaram maior perda de torque após ciclagem termomecânica;
- A desadaptação marginal vertical do grupo Mini-Pilar foi a única que apresentou diminuição significativa após ciclagem termomecânica;
- Não foram encontradas diferenças significativas para distância interna horizontal e vertical entre implante e UCLA antes e após a ciclagem termomecânica.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Aboyousef H, Weiner A, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;83:450-455.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10:387-416.
3. Aguirrebeitia, J., Abasolo, M., Vallejo, J., Ansola, R. Dental implants with conical implant-abutment interface: influence of the conical angle difference on the mechanical behavior of the implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 2013;2: 72–82.
4. Aguirrebeitia, J., Muftu, S., Abasolo, M., Vallejo, J. Experimental study of the removal force in tapered implant-abutment interfaces: a pilot study. *J. Prosthet. Dent*. 2014; 4: 293–300.
5. Akça K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14:444-454.
6. Akca, K., Cehreli, M.C. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int. J. Periodontics Restor. Dent*. 2008; 28:391–399.
7. Alberti A, Corbella A, Zotti B, Muzzarelli M, Paolo M, Francetti L. In vitro evaluation of the microbial seal of the cone-morse connection. *Clinical Oral Implants Research*. 2019;30:26-28.
8. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson HA. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-170.
9. Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004;91:319-325.
10. Al-Otaibi HH, Al-Founzan AF, Al-Mufleh TS, Labban N. Effect of different maintenance time of torque application on detorque values of abutment screws in full-arch implant-supported fixed prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;5:848-851.
11. Al-Turki LE, John C, Eugene L, Mark HC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Proshtodont*. 2002;1:38-42.

12. Alves DC, De Carvalho PS, Elias CN, Vedovatto E, Martinez EF. In vitro analysis of the microbiological sealing of tapered implants after mechanical cycling. *Clin Oral Investig*. 2016;20:2437-2445.
13. Assenza, B., Tripodi, D., Scarano, A., Perrotti, V., Piattelli, A., Iezzi, G., D'Ercole, S. Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. *J. Periodontol*. 2012;83:491–497.
14. Assunção WG, Santos PH, Delben JA, Gomes EA, Barço VA, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *J Mater Eng Perform* 2009;18:935-938.
15. Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res* 2011;55:12-18.
16. Astrand P, Engquist BO, Dahlgren S, Grondahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra tech and Branemark system implants: a 5 year prospective study of marginal bone reactions. *Clinical Oral Implants Research*. 2004; 15: 413-420.
17. Att W, Stappert C. Implant therapy to improve quality of life. *Quintessence Int*. 2003;34:573:581.
18. Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2004; 92(6): 551-556.
19. Baixe, S., Fauxpoint, G., Arntz, Y., Etienne, O. Microgap between zirconia abutments and titanium implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 2010;25:455–460.
20. Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Matos MGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J*. 2008;19:358-363.
21. Barbosa GASB, Neves FD, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Braz Dent J*. 2010;21:515-519.
22. Becker W, Schenk R, Higuchi K, Lekholm U, Becker BE. Variations in Bone Regeneration Adjacent to Implants Augmented With Barrier Membranes Alone or With Demineralized Freeze-Dried Bone or Autologous Grafts: A Study in Dogs. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1995;2:27-37.
23. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol*. 2002;29:197-212.

24. Bezerra RM, Souza PCRD, Ramires I, Bottino MA, Guastaldi AC. Microestrutura e resistência à corrosão do Ti c.p. soldado a laser utilizando em prótese sobre implante. *Ecl. Quím.* 1999;24:113-124.
25. Bhering CI, Takahashi JM, Luthi JF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand.* 2013;71:404-409.
26. Binnon P. The role of screws in implants systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:48-53.
27. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:76-94.
28. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:326-334.
29. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50:399-410.
30. Bozkaya, D., Muftu, S. Efficiency considerations for the purely tapered interference fit (TIF) abutments used in dental implants. *J. Biomech. Eng.* 2004;126:393-401.
31. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71:592-599.
32. Buser DA, Schroeder A, Sutter F. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 2. Clinical aspects, indications, and early clinical results. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1988;3:173-181.
33. Byrne D, Huston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998; 82:184-192.
34. Cardoso ACO. *Passo a Passo da Prótese sobre Implante.* Ed. Santos. 2005, p 237.
35. Cariello MP. *Análise fotoelástica e extensiométrica das tensões induzidas por estruturas de próteses sobre fabricadas pelas técnicas monobloco, soldagem de borda e método CAD/CAM.* Teses de Doutorado. Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2009.
36. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:90- 94.

37. Cehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Sahin 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;15:459-465.
38. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:249-257.
39. Cerutti-Kopplin D, Rodrigues Neto DJ, do Valle AL, Pereira JR. Influence of reverse torque values in abutments with or without internal hexagon indexes. *J Prosthet Dent.* 2014;112:824-827.
40. Chong KK, Palamara J, Wong RH, Judge RB. Fracture force of cantilevered zirconia frameworks: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014;112:849-856.
41. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, DA Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil.* 2007;34:508-516.
42. Coelho, P.G., Sudack, P., Suzuki, M., Kurtz, K.S., Romanos, G.E., Silva, N.R. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J. Oral Rehabil.* 2008;35, 917-924.
43. Colán Guzmán P, Freitas FF, Ferreira PM, Freitas CA, Reis KR. Influence of different cantilever extensions and glass or polyaramide reinforcement fibers on fracture strength of implant-supported temporary. *J Appl Oral Sci.* 2008;16:111-115.
44. Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2009;22:283-286.
45. Coppedê AR, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Impl Res.* 2009;20:624-632.
46. Coppedê AR. Estudo mecânico da conexão implante/abutment utilizando parafusos convencionais e parafusos experimentais cone morse. [Tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2011.
47. Coppedê AR, Faria AC, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Shibli JA, Ribeiro RF. Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: an in vitro evaluation of loosening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28:321-329.

48. Coray, R., Zeltner, M., Ozcan, M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: a systematic review and a meta-analysis. *J. Mech. Behav. Biomed.* 2016;62:333-346.
49. de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, Mattos MG, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech.* 2011;44:1735-1739.
50. de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent.* 2007;35:800-805.
51. Declan B, Stuart J, Brian O, Frank H, Noel C. Preloads Generated with Repeated Tightening in Three Types of Screws Used in Dental Implant Assemblies. *Jornal of Prosthodontics.* 2006;15:164-171.
52. Delben JA, Gomes EA, Barão VAR, Assunção WG. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:251-256.
53. Diez JS, Brigagao VC, Cunha L, Neves AC, da Silva Concilio LR. Influence of diamondlike carbon-coated screws on the implant-abutment interface. *Int J Maxillofac Implants.* 2012;27:1055-1060.
54. Ding, T.A., Woody, R.D., Higginbottom, F.L., Miller, B.H. Evaluation of the ITI morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2003;18:865-872.
55. Dittmer, S., Dittmer, M.P., Kohorst, P., Jendras, M., Borchers, L., Stiesch, M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J. Prosthodont.* 2011;20:510-516.
56. Drago CJ, O'Connor CG. A clinical report on the 18-month cumulative survival rates of implants and implant prostheses with an internal connection implant system. *Compend Contin Educ Dent.* 2006;27:266-271.
57. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Brånemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont.* 2003;16:602-608.
58. Ekfeldt A, Christiansson U, Eriksson T, Lindén U, Lundqvist S, Rundcrantz T, Johansson LA, Nilner K, Billstrom C. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:462-467.
59. Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karisson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2006;21:733-737.

60. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P. Differential diagnosis and treatment strategies for biologic complications and failing oral implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14:473-490.
61. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci*. 1998;106:721-764.
62. Faggion Jr CM, Listl S, Tu YK. Assessment of endpoints in studies on peri-implantitis treatment - a systematic review. *Journal of Dentistry*. 2010; 38:443-450.
63. Faenza RJ, Miranda ME, Turssi CP, Olivieri KAN. Resistência à fratura de infraestruturas implantossuportadas confeccionadas em zircônia e com cantilever. *Implant News*. 2013;10:69-72.
64. Farina AP, Spazzin AO, Consani LX, Mesquita MF. Joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *J Prosthet Dent*. 2014;6:499-504.
65. Fernandes TR, Gehrke SL, Mardegan FE, Bortoli N, Tritto MA. Comparative study of removal torque screw connection prosthetic pillars over implants connection hexagon internal Morse taper after mechanical cycling tests. *J Health Sci Inst*. 2011;29:161-165.
66. Filho GS, Carneiro IP, Schuldt G, Schuldt DP, Formiga MC. Instalação imediata de implante cone morse com estética imediata e enxerto de tecido conjuntivo em região anterior de maxila. *Revista Catarinense de Implantodontia*. 2019;19:42-45.
67. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003;15:626-632.
68. Ford TG. The heat-activated solderless passivation (HASP) technique for correcting nonpassive-fitting bars without soldering. *Imp Dent*. 2003;12:11-17.
69. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent*. 1999;82:341-347.
70. Gehrke SA, Pereira Fde A. Changes in the abutment-implant interface in Morse taper implant connections after mechanical cycling: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:791-797.
71. Gehrke SA, Delgado-Ruiz AD, Frutos JCP, Prados-Privado M, Dedavid BA, Marín JMG, Guirado JLC. Misfit of three different implant-abutment connections before and after cyclic load application: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32:822-829.

72. Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque Generated by Handheld Screwdrivers and Mechanical Torquing Devices for Osseointegrated Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:149-155.
73. Goiato MC, Pesqueira AA, Fálcon-Antenucci RM, dos Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71:283-288.
74. Gomes EA, Tiossi R, Faria ACL, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Torque loss under mechanical cycling of long-span zirconia and titanium-cemented and screw-retained implant-supported CAD/CAM frameworks. *Clin Oral Impl Res*. 2014;25:1395-1402.
75. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J prosthet Dent*. 1999;81:537-552.
76. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent*. 2001;85:47-52.
77. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10:529-536.
78. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosth Dent*. 1997;77:28-35.
79. Hecker DM, Eckert S. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003;89:346-351.
80. Hjalmarsson L, Örtorp A, Smedberg J-I, Jemt T. Precision of fit to implants: a comparison of Cresco and Procera(R) implant bridge frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;4:271-280.
81. Itinoche MK. Estudo da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. Tese de Doutorado. Universidade Estadual Paulista (UNESP). São José dos Campos, 2002.
82. Itinoche MK, Oyafuso DK, Miyashita E, Araújo MAJ, Bottino MA. Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. *Cienc Odontol Bras*. 2004;7:47-54.
83. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12:527-540.

84. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh Jr, Paul HJ, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated Implants for Single Tooth Replacement: A 1-Year Report From a Multicenter Prospective Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991;1:24-37.
85. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6:270-276.
86. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7:40-44.
87. Jesus Tavares RR, Bonachela WC, Xible AA. Effect of cyclic load on vertical misfit of prefabricated and cast implant single abutment. *J. Appl Oral Sci*. 2011;19:16-21.
88. Jorge JR, Barão VA, Delben, JÁ, Assunção WG. The Role of Implant/Abutment System on Torque Maintenance of Retention Screws and Vertical Misfit of Implant-Supported Crowns Before and After Mechanical Cycling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28:415-422.
89. Jornéus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns loosening on implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7:353-359.
90. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implantsupported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19:119–30.
91. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: Marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci*. 2004;12:337-343.
92. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont*. 2006;15:77-81.
93. Kanon SC, Binnon PP, Bonfante G, Curtis DA. The effect of casting procedures on rotation misfit in castable abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:275-279.
94. Karunagaran S, Markose S, Paprocki G, Wicks R. A systematic approach to definitive planning and designing single and multiple unit implant abutments. *J Prosthodont*. 2014;23:639-648.

95. Katsoulis J, Takeichi T, Gaviria AS, Peter L, Katsoulis K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10:121-138.
96. Khongkhunthian P, Khongkhunthian S, Weerawatprachya W, Pongpat K, Aunmeungtong W. Comparative study of torque resistance and microgaps between a combined Octatorx-cone connection and an internal hexagon implant-abutment connection. *J Prosthet Dent*. 2015;113:420-424.
97. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayad AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;6:157-164.
98. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J prosthet Dent*. 2004;91:326-334.
99. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88:604-610.
100. Kim SG, Park JU, Jeong JH, Bae C, Bae TS, Chee W. In vitro evaluation of reverse torque value of abutment screw and marginal opening in a screw-and cement-retained implant fixed partial denture design. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:1061-1067.
101. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J periodontol*. 2002;73:1111-1117.
102. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *Jornal of Biomedical Materials Research*. 2005;72:457-463.
103. Krishnan V, Tony Thomas C, Sabu I. Management of abutment screw loosening: review of literature and report of a case. *J Indian Prosthodont Soc*. 2014;14:208-214.
104. Kulkarni PN, Bulbule NS, Kakade DM, Smondal S, Bhandari A. Influence of diferente implant abutment connection designs on abutment screw loosening in dental implant systems – a systematic review. *International Journal of Medical and Biomedical Studies*. 2019;3:117-124.
105. LENHARO, et al. Linha de Implantes STYLUS. Boletim Informativo. SIN – Sistema de Implante Nacional, 2007.
106. Lewis S, Beumer J, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3:183-189.

107. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent.* 1992;67:509- 515.
108. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:329-336.
109. Liu Y, Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant–abutment interface on marginal bone loss around implant neck. *Arch Oral Biol.* 2017;83:153-160.
110. Macedo JP, Pereira J, Faria J, Pereira CA, Alves JL, Henriques B, Souza J CM López-López J. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;71:441-447.
111. 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;33:75-78.
112. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, la Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:254-61.
113. Mariotto GA. Pode a seleção da técnica ser superior ao material escolhido para união de transferentes? [Dissertação]. Cascavel: Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Programa Mestrado em Odontologia; 2018.
114. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screwprosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:331-339.
115. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.* 1998;42:71-89.
116. Medeiros RM. Avaliação da adaptação marginal de componentes sobre implantes, de torque interno e convencionais, submetidos a diferentes torques de inserção. [Dissertação]. Campo Grande: Universidade Federal do Mato Grosso do Sul, Programa de pós-graduação em saúde e desenvolvimento da Região Centro-Oeste; 2012.
117. 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;15:519-526.

118. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:719-28.
119. Mishra, S.K., Chowdhary, R., Kumari, S. Microleakage at the different implant abutment interface: a systematic review. *J. Clin. Diagn. Res.* 2017;11:10-15.
120. Montero J, Manzano G, Beltran D, Lynch CD, Suarez-Garcia MJ, Castillo-Oyague R. Clinical evaluation of the incidence of prosthetic complications in implant crowns constructed with UCLA castable abutments. A cohort follow-up study. *J Dent.* 2012;40:1081-1089.
121. Moris ICM. Efeito de cargas compressivas obíquas e de simulação de ciclos mastigatórios em pilares paraimplantes cone morse. Dissertação de Mestrado. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, 2011.
122. Moris IC, Faria AC, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Abutments with reduced diameter for both cement and screw retentions: analysis of failure modes and misfit of abutment–crown–connections after cyclic loading. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28:432-436.
123. Morneburg TR, Proschel PA, Nat R. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.* 2002;15:20-27.
124. Nentwig GH. The Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol.* 2004;30:171-177.
125. Nithyapriya S, Ramesh AS, Kirubakaran A, Mani J, Raghunathan J. Systematic analysis of factors that cause loss of preload in dental implants. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018;18:189-195.
126. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol.* 2002;73:322-333.
127. Oliveira NCM, Silva JPL, Novais VR, Neves FD, Araújo CA, Simamoto Jr PCS. Avaliação da força máxima necessária para fratura ou flexão de "cantilevers" em protocolos totais fixos sobre implantes. *Horizonte Científico.* 2010;4:1-25.
128. Oliveira DF. Análise do desajuste vertical e do afrouxamento de parafusos de próteses sobre implantes confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado ou soldado a laser. [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2013.
129. Pardal-Peláez B, Monteiro J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations: a systematic review. *J Clin Exp Dent.* 2017;9:1355-1361.

130. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont.* 2010;19:458-464.
131. Park JM, Lee JB, Heo SJ, Park EJ. A comparative study of gold UCLA- type and CAD/CAM titanium implant abutments. *J Adv Prosthodont.* 2014;6:46- 52.
132. Pedroso e Silva RC. Avaliação de próteses fixas sobre implantes com diferentes níveis de ajuste pilar/prótese: efeito da ciclagem termomecânica sobre diferentes parafusos protéticos e análise fotoelástica da transmissão de tensões. Dissertação de Mestrado. Universidade de São Paulo. Ribeirão Preto, São Paulo, 2012.
133. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors – a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clinical Oral Implants Research.* 2002;13:542-549.
134. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura B, Catamo G, Piccolomini R. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol.* 2001;72:1146-1150.
135. Pintinha M, Camarini ET, Sábio S, Pereira JR. Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. *J Prosthet Dent.* 2013;110:383-388.
136. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29:308-24.
137. Proff P, Steinmetz I, Bayerlein T, Dietze S, Fanghänel J, Gedrange T. Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing. *Folia Morphologica* 2006;65:75-77.
138. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:929-936.
139. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:253-262.
140. Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:1-19.

141. Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *Journal of Synchrotron Radiation* 2010;17:289-294.
142. Rangel PM, Paulo GP, Gonçalves MC, Itinoche MK, Takahashi FE, Faria R. Torque de remoção de parafusos em pilares protéticos com conexão tipo hexágono interno após ciclagem mecânica. *Cienc Odontol Bras.* 2007;10:76-81.
143. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:326-334.
144. Rangert B, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:360-70.
145. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:99-108.
146. Ricomini Filho AP, Fernandes FSF, Straioto FG, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on diferente implant-abutment connection systems. *Braz Dent J.* 2010;21:123-129.
147. Riedy SI, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent.* 1997;78:596-604.
148. Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J Dent.* 2002;30:271-282.
149. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjertursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:4-31.
150. Sakamoto K, Homma S, Takanashi T, Takemoto S, Furuya Y, Yoshinari M, Yajima Y. Influence of eccentric cyclic loading on implant components: comparison between external joint system and internal joint system. *Dent Mater J.* 2016;35:929-937.
151. Sartori IAM, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MGC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* 2004;92:132-8.
152. Scarano A, Mortellaro C, Mavriqi L, Pecci R, Valbonetti L. Evaluation of microgap with three-Dimensional X-Ray microtomography: Internal hexagon versus cone morse. *J Craniofac Surg.* 2016; 27: 682-685.

153. Schall, R. Estimation in generalized linear models with random effects. *Biometrika*. 1991;78:719-727.
154. Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent*. 1985;6:770-776.
155. Schmitt C.M., Nogueira-Filho G., Tenenbaum H.C., Lai J.Y., Brito C., Doring H., Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J. Biomed. Mater. Res*. 2014;102:552–574.
156. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. *J Dent*. 2009;37:374-82.
157. Seetoh, Y.L., Tan, K.B., Chua, E.K., Quek, H.C., Nicholls, J.I. Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 2011;26:797–806.
158. Shin HM, Huh JB, Yun MJ, Jeon YC, Chang BM, Jeong CM. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J Adv Prosthodont*. 2014;6:126-132.
159. Siadat H, Beyabanaki E, Mousavi N, Alikhasi M. Comparison of fit accuracy and torque maintenance of zirconia and titanium abutments for internal tri-channel and external-hex implant connections. *J Adv Prosthodont*. 2017;9:271-277.
160. Spazzin AO, Abreu RT, Noritomi PY. Evaluation of stress distribution in overdentureretaining bar with different levels of vertical misfit. *J Prosthodont*. 2011;20:280-85.
161. Stefania CK, Paul PB, Donald AC. A Classification System to Measure the Implant-Abutment Microgap. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22:879-885.
162. Steinebrunner L, Wolfart S, Bossmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:875-881.
163. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2002;88:89-95.
164. Theofilos K, Rodrigo N, Madhu N, Jörg N, Tord L. Cone Beam Computed Tomographic Evaluation of Implants with Platform-Switched Morse Taper Connection with the Implant-Abutment Interface at Different Levels in Relation to the Alveolar Crest. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29:1157- 1163.

165. Theoraridou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:681-690.
166. Tripodi, D., Vantaggiato, G., Scarano, A., Perrotti, V., Piattelli, A., Iezzi, G., D'Ercole, S. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and Morse taper implant-abutment connections. *Implant Dent.* 2012;21:335-339.
167. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal antirotation configuration. *Dental Materials Journal.* 2008;27:29-34.
168. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Den Mater J.* 2009;28:373-381.
169. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:209-218.
170. Wiest, W., Zabler, S., Rack, A., Fella, C., Balles, A., Nelson, K., Schmelzeisen, R., Hanke, R. In situ microradiography and microtomography of fatigue-loaded dental two-piece implants. *J. Synchrotron Rad.* 2015;22:1492-1497.
171. Wilding RJ, Lewin A. The determination of optimal human jaw movements based on their association with chewing performance. *Arch Oral Biol.* 1994;39:333-343.
172. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *J Oral Implantol.* 2003;29:242-245.
173. Yamanishi, Y., Yamaguchi, S., Imazato, S., Nakano, T., Yatani, H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. *Dent. Mater.* 2012;28:1126-1133.
174. Yao KT, Kao H, Cheng CK, Fang HW, Huang -H, Hsu ML. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2019;90:426-432.
175. Yoon KJ, Park YB, Choi H, Cho Y, Lee JH, Lee KW. Evaluation of stability of interface between CCM (Co- Cr- Mo) UCLA abutment and external heximplant. *J Adv. Prosthodont.* 2016;8:465-471.

176. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of Changes in Implant Screws Subject to Occlusal Loading: A Preliminary Analysis. *Implant Dent.* 2005;14:378-385.
177. Zavanelli RA, Magalhaes JB, Paula WN, Zavanelli AC. Critérios e orientações para a seleção de pilares intermediários em implantodontia. In: Associação Brasileira de Odontologia. 2015. p. 9-47.