Universidade de São Paulo

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto

Júlio Neto Souto Batista

AVALIAÇÃO DE DIFERENTES PILARES PARA IMPLANTES DENTÁRIOS COM CONEXÃO INTERNA DO TIPO *TRI-CHANNEL*.

Ribeirão Preto
2018

Júlio Neto Souto Batista

AVALIAÇÃO DE DIFERENTES PILARES PARA IMPLANTES DENTÁRIOS COM CONEXÃO INTERNA DO TIPO *TRI-CHANNEL*.

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia (Reabilitação Oral)

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Ribeirão Preto
2018

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus da USP – Ribeirão Preto

Batista, Júlio Neto Souto

Avaliação de diferentes pilares para implantes dentários com conexão interna do tipo *Tri-channel*. Ribeirão Preto, 2018

Páginas 138. : il.; 30cm

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

Versão corrigida da dissertação. A versão original se encontra disponível na unidade que aloja o programa

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

1. Implante Dentário. 2. Prótese Dentária Fixada por Implante. 3. Torque. 4. Conexão Implante Dentário-Pivô.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Júlio Neto Souto Batista

AVALIAÇÃO DE DIFERENTES PILARES PARA IMPLANTES DENTÁRIOS COM CONEXÃO INTERNA DO TIPO *TRI-CHANNEL*.

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. Dr. _____

Assinatura: _____

Banca Examinadora:

1) Prof.(a). Dr.(a).: _____
Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a).: _____
Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a).: _____
Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico a **Deus**, em primeiro lugar, pelas bênçãos e maravilhas derramadas sobre a minha vida. O Senhor sempre foi minha fortaleza e sem Tua presença nada disso seria possível. Obrigado, meu Deus. Por tudo!

Aos meus pais, **Batista e Rita**, por serem, para mim, a personificação dos princípios e valores que um cidadão de bem deve possuir. Sempre me educaram com amor, carinho e paciência. Seus ensinamentos estão comigo independentemente de onde esteja. Todos os sacrifícios e renúncias feitos por vocês para que hoje eu pudesse chegar até aqui, serão lembrados por mim eternamente. Costumo dizer que sou abençoado pelos pais que tenho e que, apesar de não possuírem um alto nível de escolaridade, foram de fato os meus maiores professores, pois me passaram ensinamentos da vida, e esses eu jamais encontraria em título algum alcançado. Vocês me inspiram, me motivam e me fazem ser melhor a cada dia. Sem dúvida, são os verdadeiros responsáveis por esse importante momento da minha vida. Toda forma de agradecimento é mínima frente àquilo que vocês representam para mim. A vocês, minha eterna gratidão. Saibam que tudo é por vocês e para vocês. Vos amo!

Aos meus irmãos, **Agleilce e Agleilson**, por sempre me mostrarem o verdadeiro significado de família. Obrigado por todo amor, preocupação, cuidado, ajuda e por serem meus exemplos de determinação, foco e perseverança. Ainda, aos meus cunhados **Max e Morgane**, por sempre se fazerem presentes e se tornarem, de fato, membros da nossa família, e juntos aos meus irmãos me proporcionarem a felicidade de ser tio de dois queridos sobrinhos: **Inácio Neto e Alexandre**, que alegram e encantam os nossos dias. Sem a base que tenho, nada disso seria possível.

À minha namorada, **Rafaela**, que desde o início do nosso relacionamento me apoiou e se tornou a pessoa com a qual mais tenho contato diariamente. Obrigado por me escutar, me acalmar e por se fazer tão presente, principalmente nos momentos relacionados ao mestrado onde por vezes imaginei não conseguir, e você, com toda sua calma e amor, me fazia ver outro caminho, motivando-me a continuar. Suas palavras de apoio e carinho são de grande importância no meu dia a dia. Amo você e espero que esta seja apenas uma das nossas tantas conquistas que virão!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, por todo o bom convívio e parceria durante estes dois anos. Obrigado por toda paciência e ensinamentos transmitidos. Tenho grande admiração pelo senhor, tanto pessoal quanto profissional. Homem íntegro, sem distinções pessoais e com uma maneira ímpar de lidar com os seus orientandos. O senhor possui três "s" como características que me inspiram: seriedade, serenidade e sabedoria. Tenho orgulho de ter passado parte da minha formação profissional trabalhando ao seu lado, e levarei comigo todos os ensinamentos e exemplos transmitidos. Me inspiro na sua conduta e espero um dia conseguir repassar aos meus futuros alunos pelo menos um pouco daquilo que o senhor me repassou. Obrigado por ser um líder e não um chefe. No sentido mais literal da palavra, o senhor é, sem sombra de dúvidas, um educador.

À **Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz,** pesquisadora ímpar e de uma expertise sem igual, por toda colaboração no transcorrer do trabalho, desde a sua execução até as análises estatísticas. Suas visões, dicas e sugestões foram de importância imensurável na execução deste projeto. Obrigado por todo bom convívio no laboratório, proporcionando um ambiente salutar para a execução dos nossos estudos. De coração, meu muito obrigado!

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo** (FORP-USP) por ter me proporcionado esta formação ímpar. Sem dúvidas a oportunidade de estudar em uma instituição de renome 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, por todas as oportunidades oferecidas. Estendo meus agradecimentos a todos os professores do programa que fizeram parte da minha formação. Sem dúvidas a carga de conhecimento aqui adquirida fará total diferença no meu percurso profissional.

Ao **Departamento de Materiais Dentários e Prótese** da FORP-USP pela organização e oportunidades. A todas as funcionárias da secretária deste Departamento pelo suporte oferecido. A vocês, meu muito obrigado.

À **Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli** por toda ajuda e atenção quando solicitada. Sempre muito tranquila e serena, com dicas importantes tanto nos trabalhos laboratoriais quanto nos atendimentos clínicos. Sua ajuda foi de grande importância nesta caminhada.

À engenheira **Ana Paula Macedo** do Departamento de Materiais Dentários e Prótese pela ajuda no manuseio da máquina de ciclagem mecânica.

Aos **Técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Dentários e Prótese**, em especial ao **Marcelo** e ao **Paulo Sérgio**, por me prestarem ajudas providenciais nos enceramentos e aplicação de cerâmica. A ajuda de vocês foi de grande valia para o transcorrer deste trabalho.

Ao amigo e funcionário do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, **Luiz Sérgio Soares**, Serginho, por toda criatividade e ajuda sempre que solicitado em várias etapas da execução do trabalho, além de sempre me tratar com extrema atenção.

Aos colegas **Frank**, **Thalisson** e **Raony** por toda ajuda que me deram ainda no período de seleção do mestrado. Suas dicas e acolhida em Ribeirão Preto foram fundamentais para que eu conseguisse iniciar este sonho.

Aos colegas de laboratório que estiveram comigo no dia a dia e acompanharam de perto todo o desenrolar deste trabalho: **Beatriz, Renata, Ebele, Maria Paula, Isabela, Cristian, Maurício e Ingrid**. Muito obrigado pelo bom convívio e os momentos de descontração. Vocês foram válvulas de escape durante o percurso deste trabalho.

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

Aos meus amigos, e por que não falar em irmãos, da **MOA**: **Bruno, Ítalo, Vinicius, Rodrigo, Lucas e Isadora**, que me acolheram e se tornaram minha família em Ribeirão Preto. Obrigado pela amizade, parceria, descontração e excelentes momentos compartilhados. São estes acontecimentos que ficam eternizadas em nossas vidas.

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. Meu muito obrigado.

Por fim, gostaria de agradecer a todos que de alguma forma fizeram parte desta caminhada. Hoje sou somente gratidão!!

Você será o resultado do não que dará
a todos os nãos que te derem.

Rick Chesther

RESUMO

BATISTA, J.N.S. **Avaliação de diferentes pilares para implantes dentários com conexão interna do tipo *Tri-channel*** [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2018.

O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento mecânico de pilares UCLA e Minipilar para implantes com conexão *Tri-channel*, no que diz respeito à perda de torque e desadaptação marginal. Foram confeccionadas 20 próteses fixas metalocerâmicas de três elementos suportadas por dois implantes, divididas em dois grupos. Grupo 1, UCLA e Grupo 2, Minipilar (n=10). A perda de torque foi avaliada antes e após ciclagem mecânica, já a desadaptação marginal foi avaliada tanto nas diversas fases de obtenção das próteses (pré-fundição, pós-fundição e pós-prensagem de cerâmica) quanto antes e após ciclagem (300.000 ciclos, 30 N). As comparações estatísticas de perda de torque foram realizadas pelo Modelo Linear de Efeitos Mistos com nível de significância $p \leq 0,05$. Ambos os grupos apresentaram perda de torque após a ciclagem mecânica ($p<0,05$), entretanto os grupos não apresentaram diferenças percentuais significativas entre si ($p=0,795$). Para análise da desadaptação marginal comparando os dois grupos antes e após ciclagem, também se utilizou o Modelo Linear de Efeitos Mistos. No grupo 1, antes da ciclagem, encontrou-se valores de desadaptação marginal média no implante pilar correspondente ao pré-molar de 20,4 ± 6,91 µm e para o molar de 20,4 ± 3,44 µm; já para o grupo 2, no pré-molar, o valor foi de 9,29 ± 1,2 µm e no molar 8,98 ± 1,42 µm. Após a ciclagem mecânica, no grupo 1, o pré-molar apresentou valor de desadaptação de 13,99 ± 8,74 µm e o molar de 10,64 ± 0,70 µm. Já no grupo 2, após a ciclagem, os valores de desadaptação foram de 12,47 ± 1,97 µm para o pré-molar e 12,61 ± 1,99 µm para o molar. Antes da ciclagem os grupos apresentaram entre si diferença significativa na desadaptação ($p<0,05$), entretanto após a ciclagem tal diferença não foi observada ($p=0,894$). Os elementos do grupo 1 apresentaram diferença significativa na desadaptação antes x após ciclagem ($p<0,05$), já os do grupo 2, não ($p=0,210$); para as análises estatísticas de desadaptação marginal nas diferentes fases de obtenção das próteses foi utilizado o Modelo Linear Generalizado com nível de significância de $p \leq 0,05$. Para o grupo 1 foram encontradas diferenças significativas entre as etapas de pré x pós-fundição ($p=0,007$) e de pré-fundição x pós-prensagem de cerâmica ($p=0,002$). Já no grupo 2, na interface prótese-minipilar, foram encontradas diferenças significativas entre as fases de pré x pós-fundição ($p=0,001$), pré-fundição x pós-prensagem de cerâmica ($p=0,003$) e pós-fundição x pós-prensagem de cerâmica ($p=0,022$). Durante os ensaios houveram fraturas da cerâmica de 4 próteses, duas de cada grupo. Essas foram excluídas das análises estatísticas. Conclui-se que: ambos os grupos apresentaram perda de torque após o ensaio de ciclagem, sem diferença significativa entre ambos. Ainda, não houve diferença significativa na desadaptação marginal após a ciclagem mecânica; entretanto, no grupo UCLA houve acomodação na interface implante-UCLA, já o Minipilar não apresentou alterações na interface com o implante após o ensaio. Houveram diferenças significativas na desadaptação entre as fases de obtenção das próteses em ambos os grupos.

Palavras-chave: Implante dentário, Prótese Dentária Fixada por Implante, Torque, Conexão Implante Dentário-Pivô

ABSTRACT

BATISTA, J.N.S. **Evaluation of different abutments for dental implants with *Tri-channel* internal connection** [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2018.

The aim of this study was to evaluate the mechanical behavior of UCLA and mini conical abutments for *Tri-channel* implants regarding torque loss and marginal misfit. Twenty three-unit metalloceramic fixed prostheses supported by two implants were made and divided into two groups. Group 1, UCLA and Group 2, Mini conical (n=10). Torque loss was evaluated before and after cyclic loading while marginal misfit was evaluated at different stages of prosthesis construction (before casting, after casting, after ceramic pressing) and before and after cyclic loading (300.000 cycles, 30 N). Statistical comparison of torque loss was performed by mixed linear model with significance level $p \leq 0,05$. Both the groups presented torque loss after cyclic loading ($p<0.05$), but they were statistically similar ($p=0.795$). For marginal misfit evaluation comparing the groups before and after cyclic loading, mixed linear model was also used. In the group 1, before cyclic loading, marginal misfit mean in the premolar implant was 20.4 ± 6.91 µm and in the molar was 20.4 ± 3.44 µm; for group 2, the mean value of premolar was 9.29 ± 1.2 µm and molar was 8.98 ± 1.42 µm. After cyclic loading, in the group 1, misfit mean of premolar was 13.99 ± 8.74 µm and molar was 10.64 ± 0.70 µm. For group 2, after cyclic loading, misfit values of 12.47 ± 1.97 µm was found for premolar and 12.61 ± 1.99 µm for molar. Before cyclic loading, groups were statistically different in misfit ($p<0.05$), but this difference was not observed after cyclic loading ($p=0.894$). Group 1 presented significant difference in the misfit before x after cyclic loading ($p<0.05$) while in the group 2 any difference was noted ($p=0.210$); a general linear model was used for statistical analysis of marginal misfit at different stages of prosthesis construction with a significance level of $p \leq 0.05$. For group 1, significant differences was noted between before x after casting ($p=0.007$) and before casting x after ceramic pressing ($p=0.002$). In the group 2, at the prosthesis-mini conical abutment interface, significant difference was found between before x after casting ($p=0.001$), before casting x after ceramic pressing ($p=0.003$) and after casting x after ceramic pressing ($p=0.022$). Four prostheses presented ceramic chipping during the cyclic loading, two of each group, and were excluded from statistical analysis. It was concluded that both the groups presented torque loss after cyclic loading without significant difference between them. In addition, no significant difference was noted in marginal misfit after cyclic loading; however, UCLA group improved this fit in the implant-UCLA interface while any difference was noted in the mini conical group after cyclic loading. Significant differences were noted in misfit among different stages of prosthesis construction in both the groups.

Key words: Dental Implantation, Dental Prosthesis Implant-supported, Torque, Dental Implant-Abutment Design

SUMÁRIO

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO..... **35**
PROPOSIÇÃO..... **49**
MATERIAL E MÉTODO..... **53**
Obtenção das bases dos corpos de prova..... 53
Enceramento dos corpos de prova..... 55
Inclusão e Fundição..... 59
Aplicação do Revestimento Estético..... 62
Obtenção dos Modelos Antagonistas..... 67
Ciclagem mecânica..... 70
Obtenção dos dados referentes à perda de torque..... 77
Obtenção dos dados referentes à desadaptação marginal..... 79
RESULTADOS..... **85**
Perda de Torque..... 85
Desadaptação Marginal..... 86
DISCUSSÃO..... **103**
Perda de Torque..... 103
Desadaptação Marginal..... 107
CONCLUSÕES..... **121**
REFERÊNCIAS **125**

INTRODUÇÃO

A ausência de dentes, seja parcial ou total, é um problema de saúde pública que reflete a gravidade das condições de saúde bucal de determinada população (Da Silva et al., 2015), sendo que a cárie e a doença periodontal são as condições clínicas que constituem os principais motivos da perda dentária em adultos (Batista et al., 2012; Montandon et al., 2012). No Brasil, segundo a última Pesquisa Nacional de Saúde (PNS 2013), cerca de 59 milhões de pessoas sofrem com o desdentamento total ou parcial.

Diante de tal panorama, a Odontologia veio, ao longo do tempo, disponibilizando uma série de opções para os tratamentos reabilitadores, que se iniciaram com a utilização de próteses convencionais, totais ou parciais, e, em seguida, com a utilização das próteses implantossuportadas, que foram inicialmente propostas por Branemark e Albrektsson em meados dos anos 70, quando apresentaram, na Universidade de Harvard, os resultados de suas investigações de quinze anos sobre a integração do titânio aos ossos.

Nesta ocasião, foram empregados os termos "osseointegração", que é a conexão direta estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante submetido a carga funcional, e "complexo prótese-implante", que se refere a um implante osseointegrado cuja conexão pode ser interna ou externa com uma prótese em função (Albrektsson et al., 1986; Branemark, 1969).

Com o advento dos implantes osseointegrados, e o relato de mais de 95% de sucesso, seu uso vem sendo cada vez mais indicado e estimulado, tornando esta opção de tratamento reabilitadora viável, tanto do ponto de vista técnico quanto financeiro (Wittneben et al., 2013, Oliveira, 2013), haja vista que, por muitos anos, a perda de dentes naturais criou uma necessidade de substituição dentária por razões estéticas e funcionais (Pardal-Peláez et al., 2017).

Em comparação com as próteses removíveis convencionais, as implantossuportadas apresentam maior eficiência mastigatória, retenção, estabilidade, conforto e segurança, além

do benefício psicológico aos pacientes, permitindo grandes mudanças em sua autoestima, elevando, assim, seu padrão de qualidade de vida (Priest, 1999).

Entretanto, ainda nos deparamos no dia-a-dia clínico com alguns casos de insucesso, que podem ser classificados em causas precoces, principalmente devido a complicações biológicas, como infecções no ato cirúrgico, e tardias, devido à periimplantite (Heitz-Mayfield, 2008).

Ainda, o insucesso da reabilitação com implantes pode estar associado também à sobrecarga oclusal devido a uma reabilitação protética inapropriada, a características inadequadas dos implantes, ao número de implantes e a distribuição destes, pois isso influencia na dissipação de estresse, já que a relação entre passividade e distribuição adequada de cargas oclusais entre implantes, componentes protéticos e tecido ósseo é essencial para o sucesso da reabilitação com próteses implantossuportadas (Lee et al., 2016; Misch et al., 2005; Branemark et al., 1977).

A forma como as cargas mastigatórias são transmitidas e distribuídas ao osso afeta a taxa de sucesso dos implantes dentários. O carregamento oclusal deve ser considerado fator chave que influencia a reabsorção óssea devido ao estresse transmitido aos tecidos circundantes pela estrutura do implante-pilar (Ferreira et al., 2012).

Desta forma, foram introduzidas muitas configurações de conexão de implante-pilar para melhorar a distribuição de estresse entre implante e osso, sendo divididas em conexões internas e externas. Embora existam alguns resultados divergentes na literatura, como observações que relatam comportamento semelhante de distribuição de estresse de conexões internas e externas (Astrand et al., 2004), diferença entre os sistemas logo após aplicação de carga oblíqua (Maeda et al., 2006) e aumento do estresse ósseo por conta de cargas oblíquas independentemente do tipo de conexão (Goiato et al., 2013), a maioria dos autores afirma que

as conexões internas proporcionam melhor distribuição do estresse do que as externas (Gehrke et al., 2017; Drago et al., 2006; Khraisat et al., 2002; Merz et al., 2000).

As conexões internas apresentam várias vantagens, como força vertical reduzida da plataforma do implante para a parte superior do pilar, 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).

Como exemplos podemos citar os sistemas cone Morse, que possuem grande área de contato e resistência por fricção na interface implante-pilar para fornecer uma conexão estável (Macedo et al., 2017; Alkan et al., 2004; Mangano et al., 2009), e o sistema de conexão hexagonal interno que foi desenvolvido a partir de uma evolução do hexágono externo, como tentativa de melhorar a absorção de carga, principalmente sob forças laterais (Ceruso et al., 2017).

Entretanto, 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 nesta conexão e as tensões são geradas ao longo do implante, ocorre a fadiga do metal, levando à fratura do implante e, consequentemente, ao insucesso do tratamento cirúrgico-protético (Morais, 2018).

Pensando em aprimorar as propriedades mecânicas das conexões em hexágono interno e disponibilizar maior gama de boas opções, foi lançado no mercado um implante com conexão em canal interno, ou *Tri-channel*, ou triângulo interno, ou de câmeras em tubo, que foi originalmente desenvolvida pela Steri-Oss (Yorba Linda, Califórnia, EUA) e posteriormente adquirida pela Nobel Biocare (Yorba Linda, Califórnia, EUA) (Morais, 2018; Coppêde, 2011).

Esta conexão é encontrada nos implantes *Replace Select* Nobel Biocare (Yorba Linda, Califórnia, EUA) e mais recentemente no Brasil, nos implantes *tri bioneck* Dérig (Dérig,

Barueri, São Paulo, Brasil). Segundo a empresa fabricante, o *design* da conexão interna *Tri-channel* (canal triplo) dos implantes *Replace Select* foi uma extensão lógica dos implantes não-hexagonais *Twin channel* (canal duplo) da Steri-Oss, onde os três lobos radiais e a longa extensão de encaixe forneceriam uma conexão segura e estável. A conexão interna com triplo canal distribuiria de modo uniforme a força anti-rotacional através da conexão, reduzindo os micromovimentos e as forças de flexão, e proporcionaria sensação táctil na instalação dos componentes (Disponível no site da empresa: www.nobelbiocare.com). Um dos objetivos ao desenvolver a conexão com o triângulo interno foi aumentar a resistência do implante aos altos torques de instalação, inerentes às técnicas de carga imediata (Coppedê, 2011).

As conexões internas de encaixe em tubo, como o sistema *Tri-channel*, mostram vantagens no que diz respeito à longevidade e à resistência à fratura em comparação com as conexões hexagonais internas, assim como com as conexões hexagonais externas (Steinerbrunner et al., 2008).

No que diz respeito à resistência do conjunto implante/pilar, Lee et al. (2010) verificaram que o momento flexural crítico do sistema Replace Select foi significativamente superior aos demais conexões hexagonais. Porém, os estudos de Nguyen et al. (2009) compararam a resistência à fadiga de três diferentes conexões: triângulo interno, hexágono externo e hexágono interno, e não houve diferença significativa nos resultados obtidos pelos três.

Entretanto, a Implantodontia não se limita somente à osseointegração e aos quesitos biomecânicos referentes ao implante em si, mas também ao resultado final de uma restauração harmônica, que será, consequentemente, dependente do tipo e do material do componente protético e da coroa (Elsayed et al., 2018).

O pilar, ou *abutment*, é um componente entre o implante e a prótese, geralmente retido ao implante por um parafuso. Ele fornece retenção, suporte, estabilidade e uma posição ideal para a restauração definitiva (Karunagaran, 2014).

Considerando a ampla gama de conexões e de componentes protéticos sobre os implantes osseointegráveis disponíveis no mercado odontológico, a correta seleção do pilar intermediário torna-se um desafio e exige dos profissionais conhecimentos para reabilitar os pacientes diante das conexões protéticas nas mais diversas situações (Zavanelli et al., 2015), haja vista que os problemas mecânicos mais comuns são o afrouxamento de parafusos ou fraturas, que podem ocorrer na junção entre implante e pilar intermediário, ocasionando complicações biológicas, como inflamação tecidual ao redor dos implantes, crescimento gengival, formação de fistula, e, em alguns casos, levar a tensões danosas à região peri-implantar e até mesmo comprometer a osseointegração (Zavanelli et al., 2015; Shin et al., 2014).

Dentre as várias opções de componentes protéticos para implantes, podemos citar os do tipo Minipilar e UCLA (*Universal Castable Long Abutment*). Eles se diferem principalmente pelo fato do Minipilar ser um intermediário que recebe uma prótese e o UCLA, ao invés, permitir o posicionamento da prótese diretamente sobre a plataforma do implante.

O Minipilar, ou Minipilar Cônico apresenta algumas características, como menor altura, que justificam sua indicação em casos de distância interoclusal reduzida, que contraindicariam o uso do pilar cônico convencional. Sendo assim, ele 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 pilar UCLA foi desenvolvido em 1988 por Lewis e colaboradores, que propuseram uma alternativa para os pilares intermediários pré-fabricados existentes na época,

desenvolvidos para próteses sobre implantes parciais ou múltiplas e nas situações clínicas com espaço interoclusal e distância mésio-distal restritas e implantes posicionados superficialmente ou mal posicionados. Em casos unitários, com o uso de sistema anti-rotacional e, em casos múltiplos, sem o dispositivo anti-rotacional (Zavanelli et al., 2015).

Tais componentes UCLA são, em sua maioria, padrões plásticos calcináveis, que para a obtenção da peça finalizada passam por um processo de fundição. Apesar de alguns estudos mostrarem resultados diversos quanto ao quesito adaptação entre a interface implante-pilar, como o de Lewis et al., (1992), onde foi relatada taxa de sucesso de 95,8% em quatro anos de uso do pilar UCLA, sem relato de corrente galvânica ou corrosão eletrolítica, e o de Park et al., 2014, que compararam o pilar UCLA de forma calcinável com o fabricado em sistema CAD/CAM, sendo verificado que, após um milhão de ciclos, não houve diferenças na força de destorque entre os grupos, no que diz respeito à técnica de fabricação, os pilares pré-usinados exibem melhor adaptação na interface implante-pilar do que os pilares fundidos (Rismanchian et al., 2012; Harder et al., 2010; Costa et al., 2004; Byrne et al., 1998).

Entretanto, os pilares UCLA calcináveis com padrão em plástico para posterior fundição 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 intermediário mais adequado para dada situação clínica (Zavanelli et al., 2015). Essa indicação e uso indiscriminado poderão trazer transtornos, como soltura ou afrouxamento de parafusos, dificuldade de assentamento passivo das estruturas e, em um segundo momento, ocasionar perda óssea peri-implantar (Krishnan et al., 2014)

É prudente a utilização do pilar UCLA em casos de próteses unitárias somado à base de Co-Cr e nos casos de pequeno espaço interoclusal, proximidade entre implantes, implantes mal posicionados, implantes posicionados superficialmente em relação à margem gengival e

não somente nos casos em que o profissional deseja diminuir os custos do tratamento. No entanto, esse tipo de pilar intermediário conectado diretamente sobre a plataforma dos implantes poderá gerar tensões deletérias que afetarão o desempenho do implante e da prótese sobre implante (Montero et al., 2012)

Oh et al. (2002), em uma revisão de literatura, analisaram as possíveis causas da perda óssea precoce dos implantes. Concluíram que elas incluem trauma cirúrgico, sobrecarga oclusal, *microgap*, periimplantite e conexão implante-pilar.

Zipprich et al. (2007) e Cumbo et al. (2013) atribuíram a prevenção da perda óssea crestal ao redor dos implantes dentários ao desenho da conexão implante-pilar.

Segundo Simons et al. (2010), existem duas causas principais de falha do tratamento com implantes dentários: a perda da osseointegração, que leva à perda do implante e prótese dentária, e a falha dos componentes protéticos, incluindo a quebra do próprio implante ou a falha da conexão implante-pilar.

A presença de *microgaps* e micromovimentos na interface implante-pilar podem ser causas tanto de danos mecânicos, como por exemplo desgaste por atrito e afrouxamento do parafuso (Sakamoto et al., 2016), como de danos biológicos, como reabsorção óssea ao redor do colo do implante dentário (Liu & Wang, 2017). Entretanto, o implante e o pilar não apresentam perfeita acomodação quando sobrepostos devido ao limite de precisão durante a produção dos mesmos (Alves et al., 2016). Logo, o *microgap*, definido como o espaço microscópico entre o implante e o pilar correspondente, sempre estará presente (Scarano et al., 2016; Khongkhunthian et al., 2015).

A passividade, a adaptação e a força de união do implante são fundamentais para o sucesso da reabilitação sobre implantes, ao passo que o afrouxamento e as fraturas são considerados falhas (Sakka et al., 2012).

Não há consenso na literatura quanto ao espaço mínimo que seria aceitável na interface implante-pilar. Existem relatos de que para a maioria dos sistemas de implantes de duas peças, o tamanho do *microgap* varia de 0,1 μm a 10 μm após a conexão dos dois componentes e antes dos esforços mastigatórios, podendo aumentar esta medida após o uso, sendo estas medidas consideradas aceitáveis, pois a maioria das bactérias orais estariam dentro das dimensões de 0,2 a 1,5 μm de largura e de 2 a 10 μm de comprimento (Nascimento et al., 2016). Alguns outros estudos relatam que somente discrepâncias maiores que 10 μm têm efeitos biológicos, como por exemplo a microfiltração bacteriana. Com tal desajuste os componentes passam a funcionar com mecânica inadequada, apresentando afrouxamento e deformação dos parafusos, que podem levar à completa falha do tratamento (Jasen et al., 1997; Al-Turki et al., 2002). Assim, o sucesso em longo prazo de uma prótese suportada por implante osseointegrado está diretamente relacionado à precisão de ajuste dos componentes protéticos (Gehrke et al., 2017).

O mais importante critério de sucesso ou sobrevida para o tratamento de implantes dentários é o seu funcionamento na cavidade oral, especialmente para a mastigação (Albrektsson et al., 1986), lembrando da existência de perda óssea crestal durante o período funcional que pode ocorrer no primeiro ano após o uso das próteses (Khongkhunthian et al., 2015).

Logo, a conexão implante-pilar com baixa margem de adequação pode causar sobrecarga indesejada em função, levando ao afrouxamento do parafuso (Binon et al., 2000)

As conexões implante-pilar foram consideradas importantes para o sucesso do tratamento com implantes dentários. Durante a mastigação, o implante dentário interage com a força de compressão, que é paralela ao longo eixo do implante, e a força de cisalhamento, que é paralela ao longo eixo do implante. Biomecanicamente, a força de cisalhamento é

importante no afrouxamento da conexão implante-pilar, levando à falha do parafuso de retenção, com deformação ou fratura (Khongkhunthian et al., 2015).

O micromovimento da conexão implante-pilar é considerado crítico para o sucesso do implante dentário. A sobrecarga oclusal pode ser causada por tamanho ou desenho inadequado do implante, número incorreto de implantes para apoiar as próteses, forças parafuncionais excessivas ou restaurações inadequadas. Um parafuso solto é frequentemente o primeiro sinal de sobrecarga (Steigenga et al., 2003).

Acredita-se que a perda de torque esteja associada a "pré-carga" e ao efeito de "acomodação" (*settling effect*), onde pré-carga é a tensão gerada no parafuso após o aperto, o que é necessário para manter os componentes juntos, e o *settling effect* é o assentamento que é proporcionado pelo achatamento das micro-rugosidades das superfícies de contato do metal após o aperto do parafuso, o qual reduz a força de fixação que mantém os componentes juntos (Siadat et al., 2017; Gehrke et al., 2017;Kim et al., 2014; Kano et al., 2006).

Ainda, segundo Hecker et al. (2006), a falta de ajuste entre os componentes pode contribuir para a perda de pré-carga nos parafusos. Como a integridade da conexão parafusada é dependente da preservação da pré-carga, essa alteração pode resultar em afrouxamento ou fratura do parafuso. Quando o pilar e o implante são conectados com o torque apropriado, o primeiro é assentado no ombro do segundo, estabelecendo, assim, a conexão da superfície.

A pré-carga é influenciada pelas propriedades físicas dos parafusos de retenção, como design e dimensões, atrito entre as superfícies, torque de inserção adequado e ciclos de aperto/afrouxamento (De Oliveira Silva et al., 2017; Xia et al., 2014; Bernardes et al., 2014).

Logo, sugere-se que o afrouxamento se origine da separação entre o parafuso e as superfícies as quais ele entraria em contato no momento do torque, bem como dos altos níveis de tensão gerados sobre os mesmos (Barbosa et al., 2008). Para reduzir os efeitos da

acomodação, os parafusos das próteses sobre implantes devem ser reapertados 10 minutos após o torque inicial (Park et al., 2010; Tsuge et al., 2009).

A literatura não apresenta consenso quanto ao valor de afrouxamento de parafusos após carregamento cíclico, havendo relatos que vão desde 2% até 50% em diferentes tipos de conexões e pilares (Siadat et al., 2017; Diez et al., 2012; Barbosa et al., 2011; Siamons et al., 2002).

Logo, ao avaliar a estabilidade das conexões, vários fatores devem ser analisados. Estes incluem a carga funcional, o torque de aperto, a pré-carga obtida, o coeficiente de atrito das superfícies de contato, o efeito de acomodação e desadaptação marginal. Além disso, os micromovimentos da conexão do implante e *microgaps* são considerados críticos para o sucesso da reabilitação implantossuportada (De Oliveira Sila et al., 2017; Khongkhunthian et al., 2015; Bulaqi et al., 2015; Xia et al. 2014; Pintinha et al., 2013; Stuker et al., 2013; Jorge et al., 2013; Assunção et al., 2011).

As forças oclusais, a depender da área sobre a qual estão incidindo, têm ampla variação, podendo ir de 17 N até 450 N (Oliveira 2013; Morneburg et al., 2002), sendo assim, o conjunto implante-pilar e prótese deve resistir a estas diferentes intensidades de força.

A passividade, a adaptação e a força de união do implante são fundamentais para o sucesso da reabilitação sobre implantes, ao passo que o afrouxamento e as fraturas são considerados falhas (Sakka et al., 2012). O afrouxamento e o surgimento de um *gap* marginal são geralmente causados por micromovimentos dos pilares intermediários durante a função (Broggini et al., 2006; Broggini et al., 2003).

Pensando nisto, testes de fadiga foram usados para simular a carga mastigatória sobre os implantes e para determinar a estabilidade das interfaces, pois o afrouxamento e o surgimento de um gap marginal são geralmente causados por micromovimentos dos pilares intermediários durante a função (Broggini et al., 2006; Broggini et al., 2003). Entretanto,

variações nos números de ciclos de carga, frequências de carga, direção da carga, formas de aplicação e outros fatores são bastante presentes nos estudos (Akour et al., 2005; Khraisat et al., 2004; Binon, 1996; Dixon et al., 1995; Breeding et al., 1993).

Logo, para que se possa analisar *in vitro* o desempenho dos implantes e seus componentes, a simulação mastigatória é uma ferramenta indispensável, apesar de apresentar limitações inerentes à complexidade da mastigação humana (Oliveira, 2013; Winkler et al., 2003). Em seus estudos, Gehrke et al. (2017) avaliaram o desajuste de três diferentes conexões implante-pilar: Hexágono Interno, Hexágono Externo e cone Morse, antes e depois da aplicação de carga cíclica. Cento e vinte implantes dentários e correspondentes pilares pré-fabricados de titânio foram utilizados. Os parâmetros para a avaliação mecânica foram definidos como: 360.000 ciclos, carga de 150 N e frequência de 4 Hz. Após ensaio eles observaram que a aplicação da carga cíclica produz a acomodação da conexão implante-pilar, independente da conexão.

Para que se possa realizar análises após os ensaios de simulação de ciclo mastigatório, várias ferramentas estão disponíveis. Para visualização de *microgaps*, no sentido longitudinal, a utilização da microscopia de luz (lupa estereoscópica) é de grande valia, apesar de suas limitações. Nos estudos de Jaime et al. (2007) foi avaliado o efeito do uso de retificadores no desajuste marginal de pilares do tipo UCLA fundidos comparados com os mesmos componentes pré-fabricados. Foram usados 10 componentes em cada grupo e as análises foram feitas com microscopia de luz, antes e após fundição e utilização de retificadores. Os autores concluíram que o uso de retificadores reduziu o desajuste vertical dos pilares fundidos.

Já para análise de afrouxamento, os conjuntos são, normalmente, submetidos à leitura antes e após a ciclagem mecânica, com a obtenção de valores de torque através de torquímetro digital e, após tabulados, tais dados são inseridos em uma fórmula na qual se obtêm as

porcentagens de afrouxamento (Park et al., 2010), como se pode observar em diversos estudos (Gehrke et al., 2017; Cerutti-Kopplin et al., 2014; Shin et al., 2014; Pintinha et al., 2013).

Logo, com o objetivo de avaliar *in vitro* o comportamento dos componentes protéticos Minipilar e UCLA dos implantes *Tri-channel* Dérig, devido ao escasso número de trabalhos sobre o comportamento mecânico desses, visando sempre fomentar evidências que consolidem a inserção de novas opções de implantes e componentes para reabilitações implantossuportadas, o presente estudo relacionou importantes propriedades dos mesmos, como análise de adaptação marginal em diferentes fases de obtenção das próteses e também antes e após ciclagem mecânica, lançando mão da microscopia de luz para análise. Ainda, a porcentagem de destorque dos componentes, também antes e após simulação mastigatória de uso.

PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar e comparar:

- A desadaptação marginal de próteses fixas metalocerâmicas sobre implantes, com a utilização de componentes protéticos UCLA e Minipilar, fazendo análise da desadaptação marginal tanto nas diversas fases de confecção das próteses (previamente a fundição, após a fundição e após aplicação de cerâmica) quanto antes e após simulação mastigatória de uso;
- A porcentagem de perda de torque dos parafusos de retenção das próteses metalocerâmicas antes e após ciclagem mecânica.

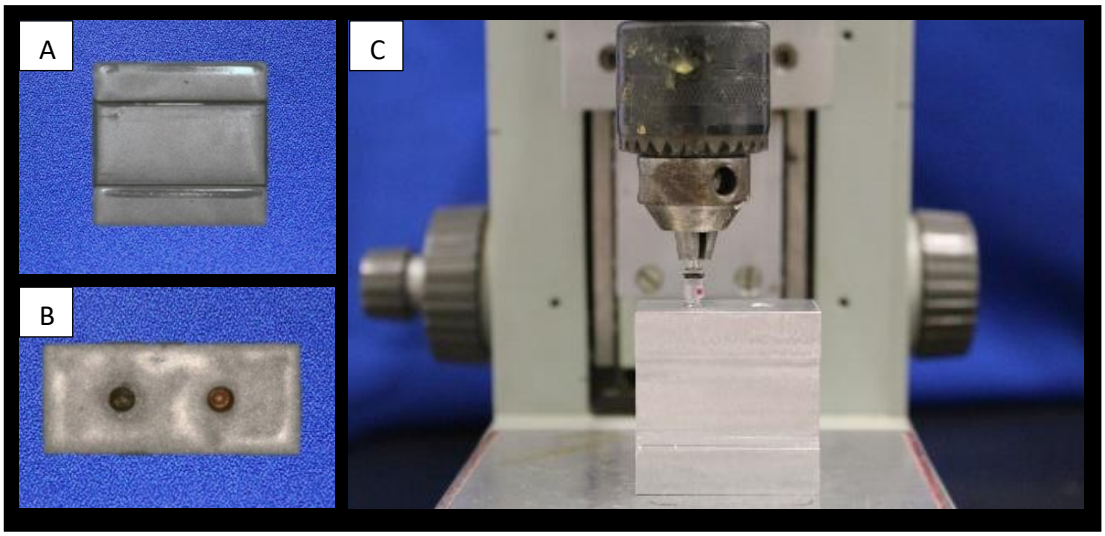
A hipótese nula a ser testada é a de que não haverá diferença significativa entre os dois componentes analisados, independentemente da propriedade mecânica avaliada.

MATERIAL E MÉTODO

Obtenção das bases dos corpos de prova

Uma matriz metálica foi utilizada como base para replicação dos corpos de prova (Sartori et al., 2004). Esta foi recortada nas dimensões apropriadas que possibilitaram a execução de leituras de desajuste das estruturas suportadas por implantes (Figura 1A e 1B). A matriz simulou a região posterior da mandíbula, e recebeu dois implantes com conexão do tipo *Tri-channel* (Dérig, Barueri, SP, Brasil), com dimensões de 4,3 mm de diâmetro X 10 mm de altura na região correspondente ao primeiro pré-molar, e 5 mm de diâmetro X 10mm de altura na região correspondente ao primeiro molar. Com o auxílio de um delineador modificado (Laboratório de biomecânica 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).

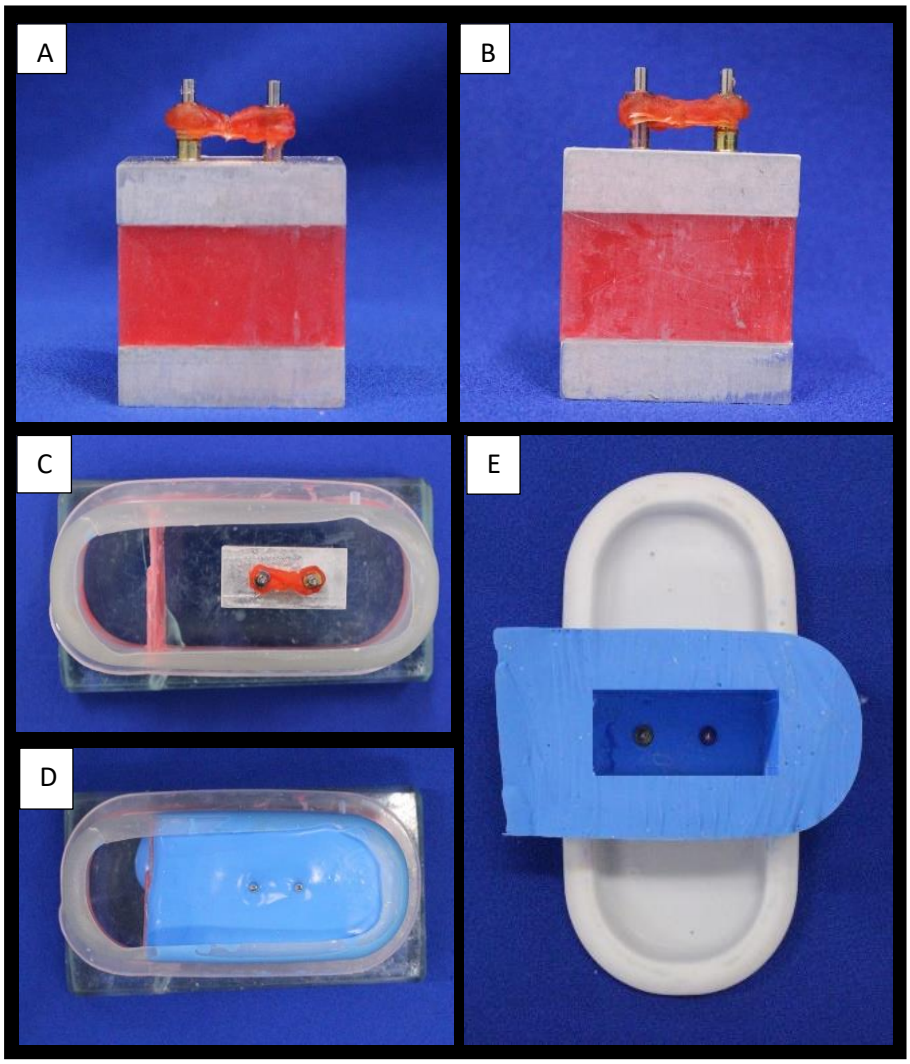
Figura 1: A – Matriz metálica em vista frontal; B – Matriz Metálica em vista superior com orifícios para posicionamento de implantes; C – Posicionamento de implantes com o auxílio de delineador modificado.



Após 24h em posição, para fixação adequada dos implantes à base metálica, foram posicionados transferentes de moldagem sobre os mesmos, e, em seguida, tais transferentes foram unidos com fio dental (Fio Dental Johnson & Johnson Reach, São José dos Campos, SP, Brasil) que serviu de guia para colocação de resina Duralay (Reliance Dental

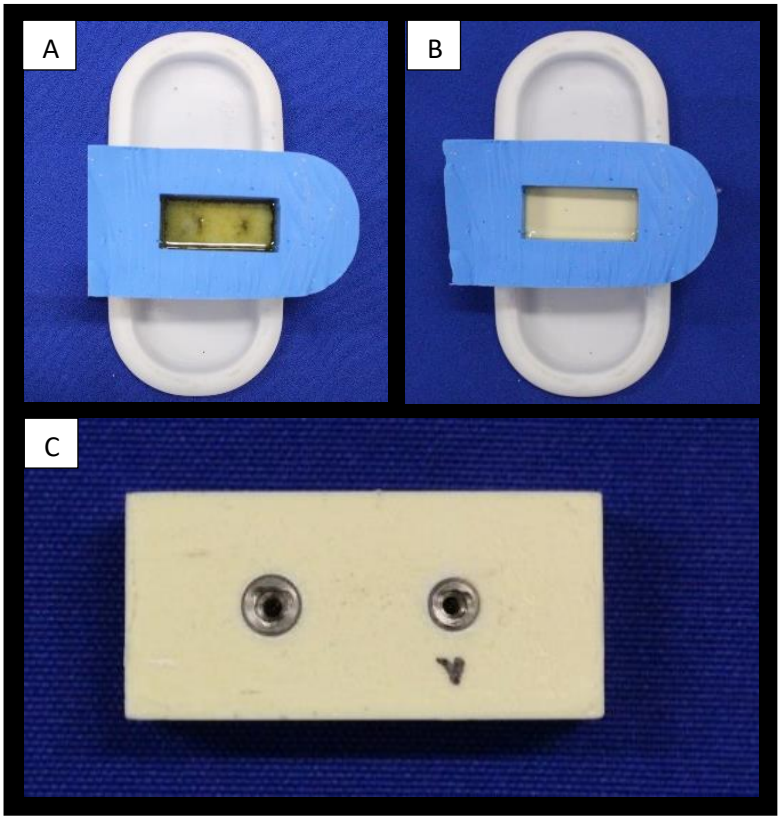
Manufacturing, Chicago – Illinois, EUA). Após o tempo de polimerização da resina foi realizado um seccionamento com disco de carburundum (Schelbe Abrasivos Piranha, Petrópolis RJ, Brasil) (Figura 2A) e feito o preenchimento do corte novamente com resina Duralay (Figura 2B), a fim de garantir o correto posicionamento dos análogos na moldagem, reduzindo distorções inerentes da contração de polimerização da resina. Posteriormente, o conjunto foi posicionado sobre uma placa de vidro e circundado com um suporte plástico (Figura 2C), para que se pudesse verter o silicone industrial (Polglass, Borracha de silicone azul, Fiberglass Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil) (Figura 2D) e obter o molde do conjunto (Figura 2E).

Figura 2: A – Resina Duralay seccionada; B – Resina Duralay unida; C – Posicionamento do conjunto para moldagem; D – Silicone industrial vertido; E – Obtenção de molde.



Após obtenção do molde, o mesmo foi vertido com poliuretano (Isocyanate F 160, Sika Axson, Michigan, EUA) (Figura 3A), que se apresenta em dois frascos, um contendo base e o outro catalisador, que, segundo instruções do fabricante, devem ser manipulados com a mesma proporção. Foram utilizados 3 g para a base e 3 g para o catalisador, manipulados por 30 segundos e em seguida vertidos no molde, aguardando tempo de polimerização de 15 minutos (Figura 3B). O procedimento foi repetido 20 vezes, para obtenção de todas as bases (Figura 3C).

Figura 3: A – Poliuretano vertido; B – Presa do poliuretano após 15 minutos; C – Obtenção da base em poliuretano.

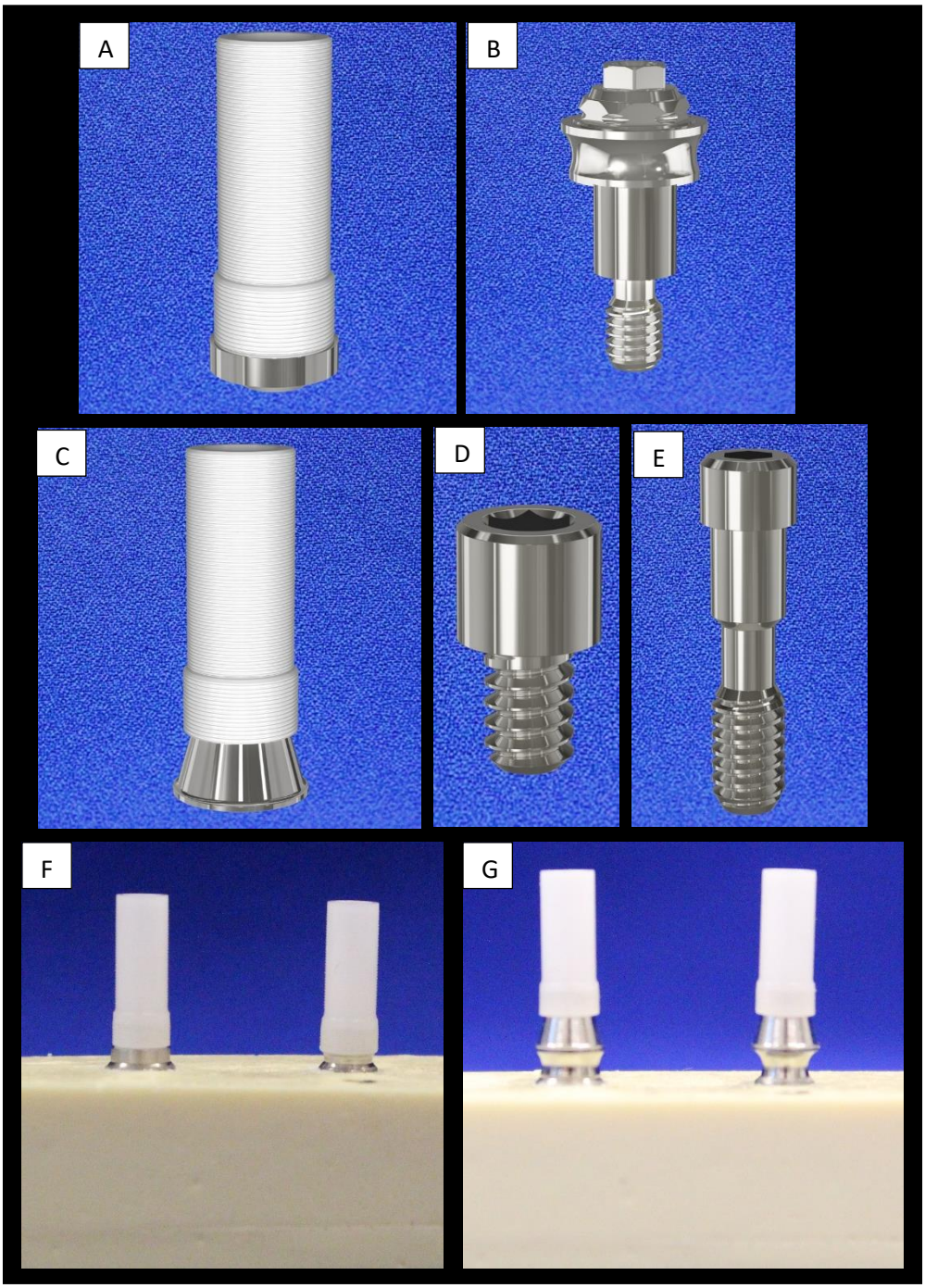


Enceramento dos corpos de prova

Para a obtenção das próteses fixas sobre implantes, foram utilizados no grupo 1: UCLA Cobalto-Cromo NP R *(Norrow Platform)* na região correspondente ao primeiro pré-molar e UCLA Cobalto-Cromo RP-UP R *(Regular Plataform – Unified Plataform)* na região correspondente ao primeiro molar (Figura 4A). Já no grupo 2 foram utilizados cilindros MPC

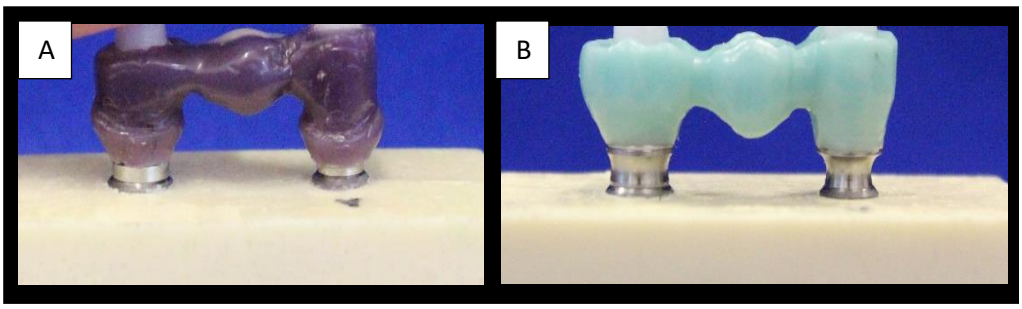
Cobalto-Cromo, para Minipilares NP C2 na região correspondente ao primeiro pré-molar e Minipilares RP UP C2 na região correspondente ao primeiro molar (Figura 4B) (Dérig, Barueri, SP, Brasil).

Figura 4: A – UCLA; B – Minipilar; C – Cilindro MPC; D – Parafuso de retenção do Cilindro; E – Parafuso de retenção do UCLA; F – UCLA posicionado sobre implantes; G – Conjunto cilindro-minipilar posicionado sobre implantes.



Sobre o UCLA no grupo 1 e o cilindro MPC no grupo 2, foi realizado enceramento com cera para incrustração (Kota Indústria e Comércio, São Paulo, SP, Brasil), de uma infraestrutura de prótese fixa parafusada de três elementos, suportada e retida por dois implantes. A fim de padronizar a altura da coroa dos corpos de prova em ambos os grupos, foram feitos enceramentos para infraestruturas metálicas distintos, pois, como se sabe, as próteses sobre UCLA são posicionadas diretamente sobre a plataforma do implante, já as próteses sobre os cilindros são posicionadas sobre o Minipilar, o que proporcionaria coroas com alturas distintas caso não houvesse a adaptação dos enceramentos. Com isso, as infraestruturas metálicas do grupo 1 (UCLA) foram enceradas com a presença de um "término" correspondente à altura do componente Minipilar utilizado no grupo 2, que serviu de delimitação para o término da cerâmica nas próteses finalizadas. Já no grupo 2 (Minipilar) a cerâmica foi estendida até o término do componente, garantindo, assim, a padronização da altura total das coroas após completo processo de obtenção (Figura 5A e 5B). O enceramento da infraestrutura metálica representa o formato dos dentes, porém em tamanho reduzido, o que permitiu a posterior aplicação de cerâmica com espessura uniforme. Desta forma as forças mastigatórias foram melhor distribuídas por toda a infraestrutura metálica e não somente sobre o revestimento de cerâmica. O enceramento não apresentou ângulos e arestas vivas, pois estas, após fundidas, poderiam levar ao surgimento de pontos de concentração de tensões e a falhas no revestimento estético.

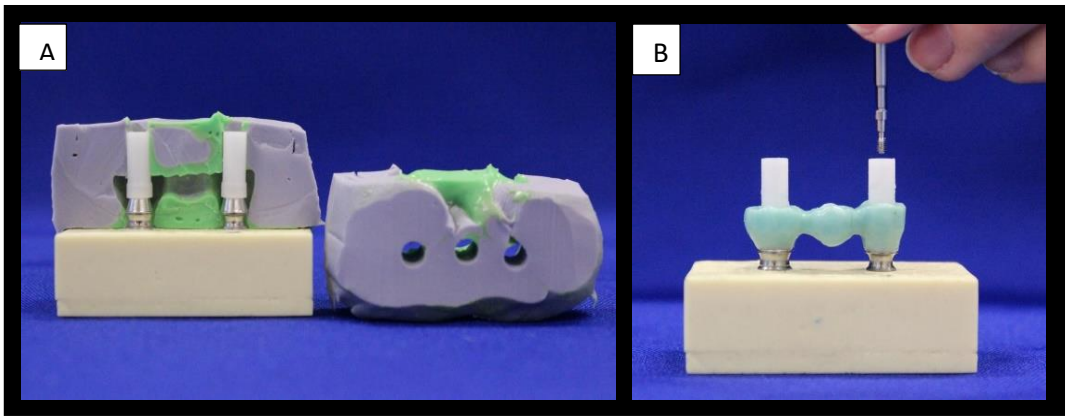
Figura 5: A – Enceramento da infraestrutura do grupo 1 (UCLA) com a presença do "término"; B - Enceramento da infraestrutura metálica do grupo 2 (Minipilar)



Sobre o primeiro enceramento de cada grupo foi confeccionada uma matriz de silicone (Variotime Light Flow, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha) com a finalidade de padronização da forma final da infraestrutura e, posteriormente, servir para a replicação das peças protéticas mantendo as mesmas dimensões do enceramento inicial. Esta matriz foi seccionada ao meio e, por três orifícios, a cera plástica foi injetada com o auxílio de um gotejador de vidro aquecido em lamparina (Figura 6A). Para a plastificação desta cera foi utilizado plastificador com regulagem digital da temperatura de fusão (Hotty LED, Renfert GmbH, Hilzigen, Alemanha).

Ao final dos enceramentos, foi realizado o teste de passividade, com as peças posicionadas sobre as bases dos corpos de prova, realizando aperto manual de apenas um dos parafusos até sua primeira resistência e posterior análise da adaptação da peça encerada no lado que não foi apertado, com o intuito de visualizar distorções que poderiam ter ocorrido durante o enceramento (Figura 6B). Ao serem identificadas, as devidas correções eram realizadas a fim de garantir a passividade das peças. Foram produzidas 20 infraestruturas implantossuportadas, distribuídas em 2 Grupos: G1 – UCLA Cobalto-Cromo NP R na região de primeiro pré-molar e UCLA Cobalto-Cromo RP-UP R na região de primeiro molar (10 infraestruturas) e G2 - Minipilar NP C2 na região de primeiro pré-molar e Minipilar RP UP R na região de primeiro molar, ambos com cilindro MPC Cobalto-Cromo (10 infraestruturas) (Dérig, Barueri, SP, Brasil).

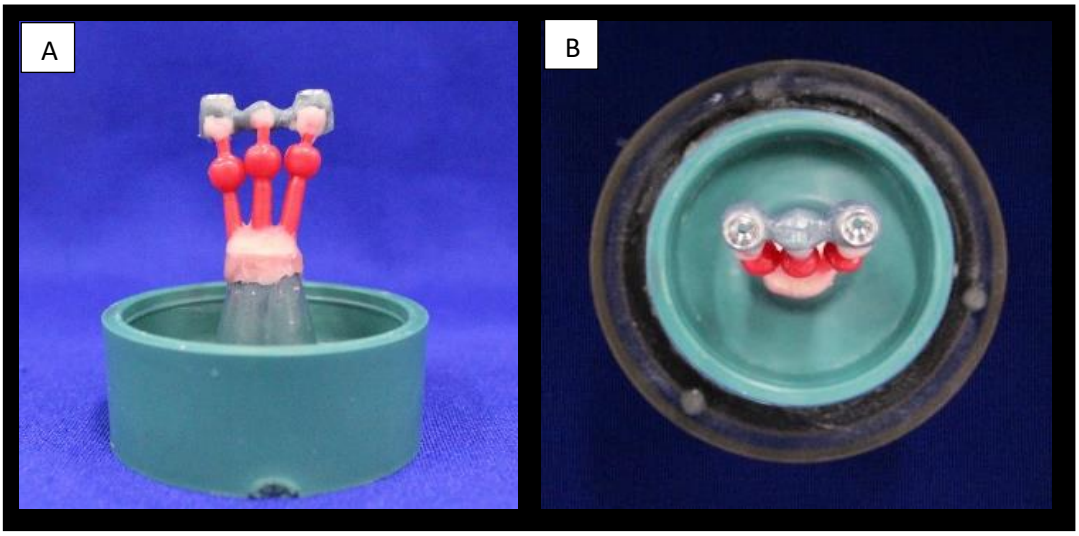
Figura 6: A – Matriz bipartida em silicone para padronização dos enceramentos; B – Teste de passividade do enceramento.



Inclusão e Fundição

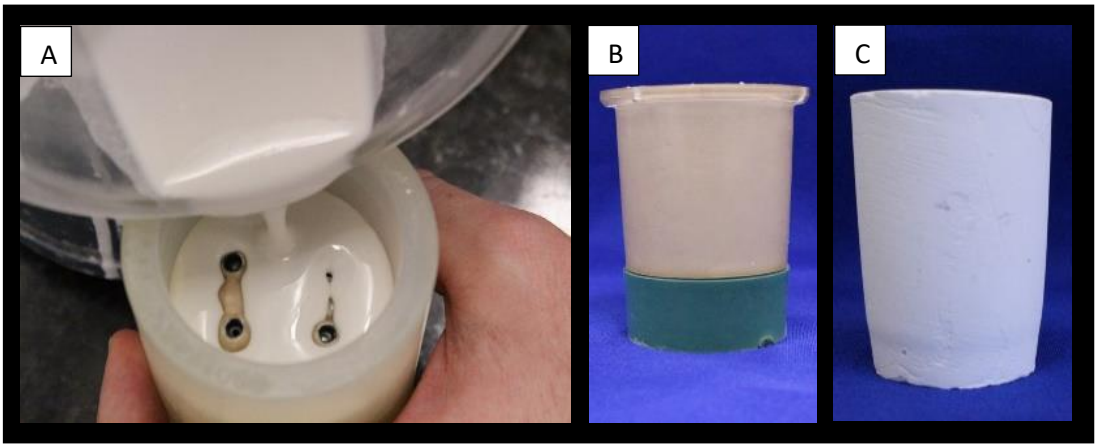
Após finalização do enceramento, sobre a superfície das peças, foram posicionados *sprues* de cera, com 5mm de diâmetro e câmara de compensação (Asfer Indústria Química Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil), em uma angulação aproximada de 45º e fixados 1 a 1 em base formadora de cadinho para posterior fundição (Figura 7).

Figura 7: A – Infraestrutura encerada com *sprues* posicionados, em base formadora de cadinho; B – Anel de silicone posicionado



Os padrões em cera foram pulverizados com *spray* redutor de tensão de superfície (Lubrofilm, Dentaurum, Ispringen, Alemanha) e secos à temperatura ambiente. As peças foram incluídas em revestimento de precisão e alta expansão (Galaxy II Universal Investment, Talladium Inc, Califórnia, EUA), proporcionado segundo as especificações do fabricante com 100 g de revestimento, 20 ml de líquido e 3 ml de água destilada, e espatulado mecanicamente a vácuo por 40 segundos (Twister Evolution, Renfert, Hilzingen, Alemanha) (Figura 8).

Figura 8: A – Inclusão; B – Anel aguardando cristalização do revestimento; C – Revestimento removido do anel pronto para fundição.

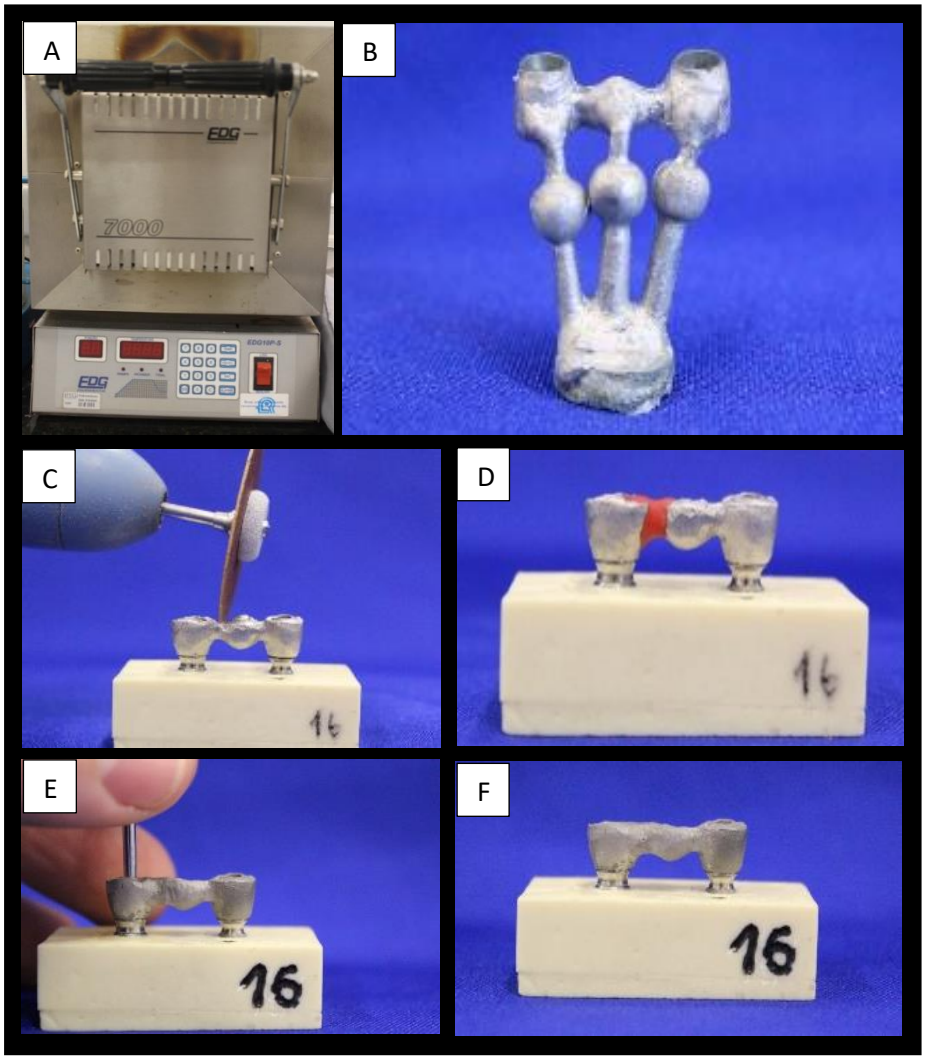


Os anéis ficaram em temperatura ambiente sobre a bancada até a cristalização do revestimento. Após 40 minutos, em média, o conjunto foi removido do anel e levado ao forno elétrico (EDG 7000, São Carlos, SP, Brasil) para que a cera fosse volatilizada e houvesse a expansão do revestimento. O revestimento passou por um ciclo de aquecimento por 20 minutos em 950ºC, depois sua temperatura diminuiu a 900ºC e, em seguida, o anel foi retirado. As peças protéticas foram fundidas em liga de Cobalto-Cromo (Fit Cast Cobalto, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) por chama na centrífuga elétrica C1 (EDG, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 9A). 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 atacado diretamente a uma distância de aproximadamente 3 cm, e então declinado

repentinamente sendo a centrífuga desarmada para que a liga pudesse ser injetada no interior do revestimento. A centrífuga foi programada na aceleração de 95%, RPM 360 e tempo de centrifugação 20 segundos. Em seguida foi aguardado resfriamento até a temperatura ambiente.

Após processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, os corpos de prova obtidos foram desincluídos e jateados com óxido de alumínio (Polidental Ind. e Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil) com granulação de 100 μm, sob pressão de 40 lib/pol² (5,62 kgf/cm²) para remoção dos resíduos de revestimento (Figura 9B). Os lastros de fundição foram, então, cortados com disco de carburundum (Schelble Abrasivos Piranha, Petrópolis RJ, Brasil) e, em seguida, realizadas secções também com disco de carburundum na estrutura metálica (Figura 9C) seguido do preenchimento da falha com resina Duralay (Reliance Dental Manufacturing, Chicago – Illinois, EUA) (Figura 9D) e posterior ponto solda convencional na região, a fim de garantir passividade no assentamento das peças (Figura 9E). Em seguida as peças foram usinadas com pedras de óxido de alumínio montadas (Schelble Abrasivos Piranha, Petrópolis RJ, Brasil) (Figura 9F).

Figura 9: A – Forno para eliminação da cera e expansão do revestimento; B – Infraestrutura desincluída; C – Secção da infraestrutura; D – preenchimento de secção com resina Duralay; E – Teste de passividade após ponto de solda; F – Infraestrutura finalizada

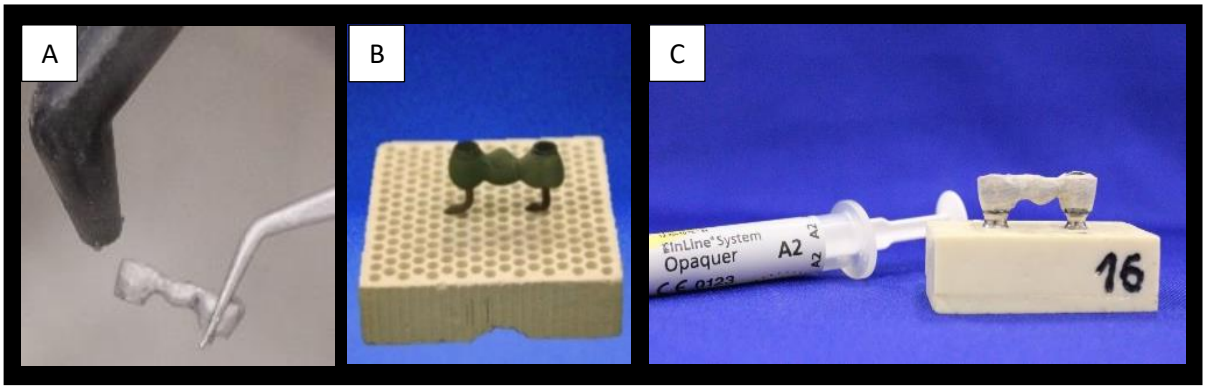


Aplicação do Revestimento Estético

Após fundição e acabamento das peças, as mesmas passaram por uma aplicação de vapor com a ajuda de um jato (EZ Home, Van Den Berg Ásia Ltd., China) (Figura 10A), a fim de eliminar quaisquer resíduos sobre a estrutura, em seguida as peças foram secas com jatos de ar isento de humidade e óleo. Após isto as estruturas foram levadas ao forno de cerâmica (Alumini Sinter Press, EDG, São Carlos, SP, Brasil) sobre um refratário para que a queima do óxido fosse realizada (degaseificação) (Figura 10B). Sob vácuo relativo, as estruturas foram colocadas a uma temperatura de 550ºC, e esta aumentada 55ºC por minuto,

até que atingisse 970ºC. Com a temperatura alcançada, o vácuo foi liberado e em seguida aguardado o resfriamento das estruturas para que se pudesse realizar a aplicação da primeira camada de opaco (IPS In Line PoM Opaquer, A2, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Foi utilizado um pincel para aplicação de uma fina camada de opaco sobre toda a extensão das estruturas metálicas, em seguida, seguindo todas as recomendações do fabricante, as estruturas foram levadas ao forno de cerâmica para a queima e após o resfriamento da peça aplicou-se uma segunda camada, sendo a queima realizada imediatamente após sua aplicação, o que originou a espessura de opacificador de aproximadamente 0,1 mm (Figura 10C).

Figura 10: A – Jato de vapor; B – Infraestrutura após degaseificação; C – Infraestrutura após aplicação das duas camadas de opaco.



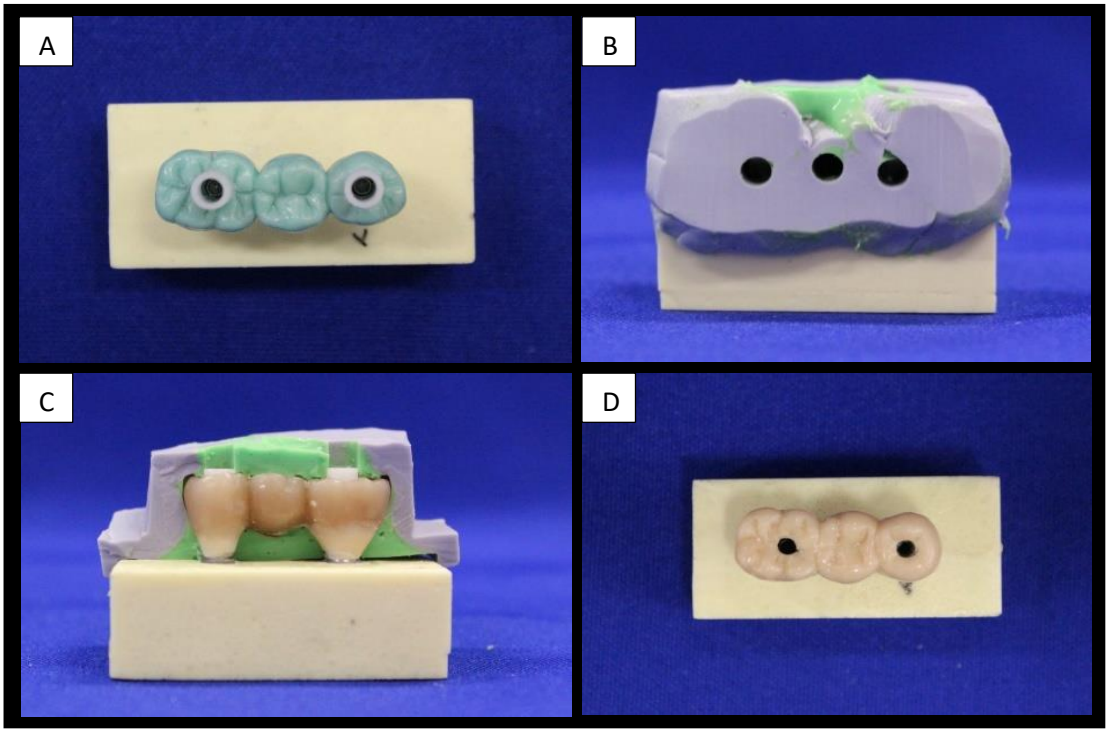
Após aplicação das camadas de opaco foi feito o enceramento no formato final da prótese fixa (Figura 11A). Para tal procedimento, as estruturas metálicas foram posicionadas sobre suas respectivas bases dos corpos de prova e parafusadas com o torque de 10 N.cm, utilizando catraca torquímetro (Dérig, Barueri, SP, Brasil). O enceramento foi realizado simulando a anatomia dental, fornecendo espessura de cera de aproximadamente 1,5 mm sobre toda a extensão da infraestrutura metálica.

Como feito anteriormente para as infraestruturas metálicas, sobre o primeiro enceramento da peça finalizada, foi confeccionada uma matriz de silicone bipartida

(Variotime Light Flow, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha) para a padronização e reprodução das estruturas.

Foi feito o posicionamento da matriz de silicone sobre a base em poliuretano e suas respectivas infraestruturas metálicas parafusadas, e por três orifícios na face vestibular foi gotejada cera plastificada com auxílio de um gotejador de vidro aquecido em lamparina (Figura 11B e 11C). Para a plastificação da cera foi utilizado plastificador com regulagem digital da temperatura de fusão (Hotty LED, Renfert GmbH, Hilzigen, Alemanha). A matriz foi então removida após o resfriamento da cera, obtendo-se o enceramento da prótese fixa (Figura 11C). O enceramento das coroas foi realizado com cera orgânica (Rainbow, Porto Ferreira, SP, Brasil), própria para enceramentos 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, não restando nenhum resíduo, para que não haja contaminação da cerâmica e, consequentemente, seu manchamento por pigmentos provenientes da não eliminação total da cera.

Figura 11: A – Vista oclusal do enceramento inicial da prótese finalizada; B – Molde em silicone para reprodução do enceramento inicial; C – Matriz bipartida de silicone em posição; D – Vista oclusal do enceramento finalizado em cera orgânica.

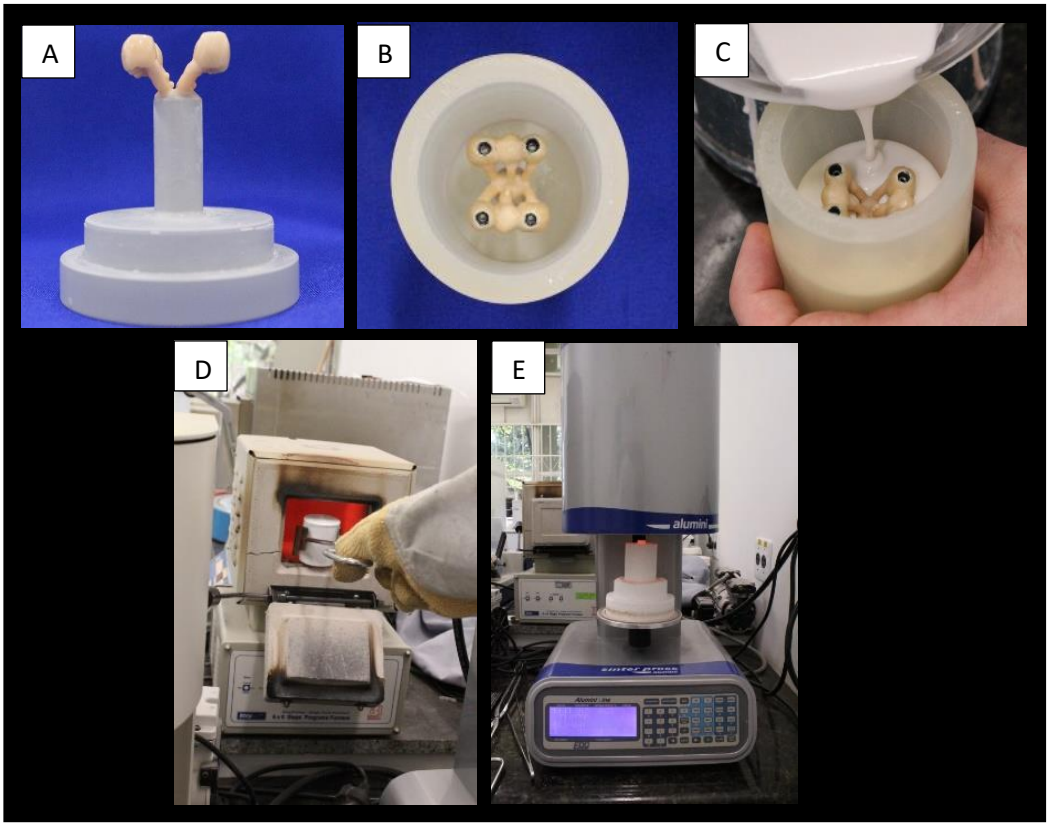


Finalizados os enceramentos, a etapa seguinte foi a prensagem da cerâmica. *Sprues* de 3 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento, confeccionados com a mesma cera orgânica (Rainbow) utilizada para a escultura das estruturas, foram posicionados sobre as cúspides vestibulares de cada elemento dentário do enceramento, ou seja, 3 *sprues* por peça, com inclinação entre 45º a 60º. Foram posicionados 2 conjuntos prótese-*sprues* por anel de silicone de 180 g, específico para cerâmica prensada do fabricante (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (Figura 12A e 12B).

Posteriormente, foi realizada a inclusão em revestimento fosfatado (Bellavest SH, Bremen, Alemanha), o qual foi espatulado a vácuo (Twister Evolution, Renfert, Hilzingen, Alemanha) de acordo com as especificações do fabricante (180 g do revestimento, 40,5 mL do líquido e 4,5 mL de água destilada, espatulados durante 40 segundos) (Figura 12C). Após o período de 45 minutos de cristalização do revestimento, o conjunto foi removido do anel de silicone e levado ao forno convencional (Forno EDG 3000, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) para a eliminação da cera (Figura 12D).

O anel foi removido do forno após atingir a temperatura de 850ºC recomendada para a queima da cera e expansão do revestimento. Duas pastilhas de tamanho “S” da cerâmica IPS In Line POM cor A2 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), foram posicionadas no orifício do anel juntamente com o êmbolo de prensagem. Todo este conjunto foi levado imediatamente ao forno de prensagem (Alumini Sinter Press, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil), iniciando-se o ciclo de prensagem da cerâmica (Figura 12E).

Figura 12: A – Enceramento finalizado, com *sprues* posicionados, sobre a base; B – Anel de silicone posicionado; C – Inclusão do enceramento em revestimento fosfatado; D – Conjunto após remoção do anel de silicone levado ao forno convencional para expansão do revestimento e eliminação da cera; E – Conjunto levado ao forno de cerâmica após expansão do revestimento e eliminação da cera.

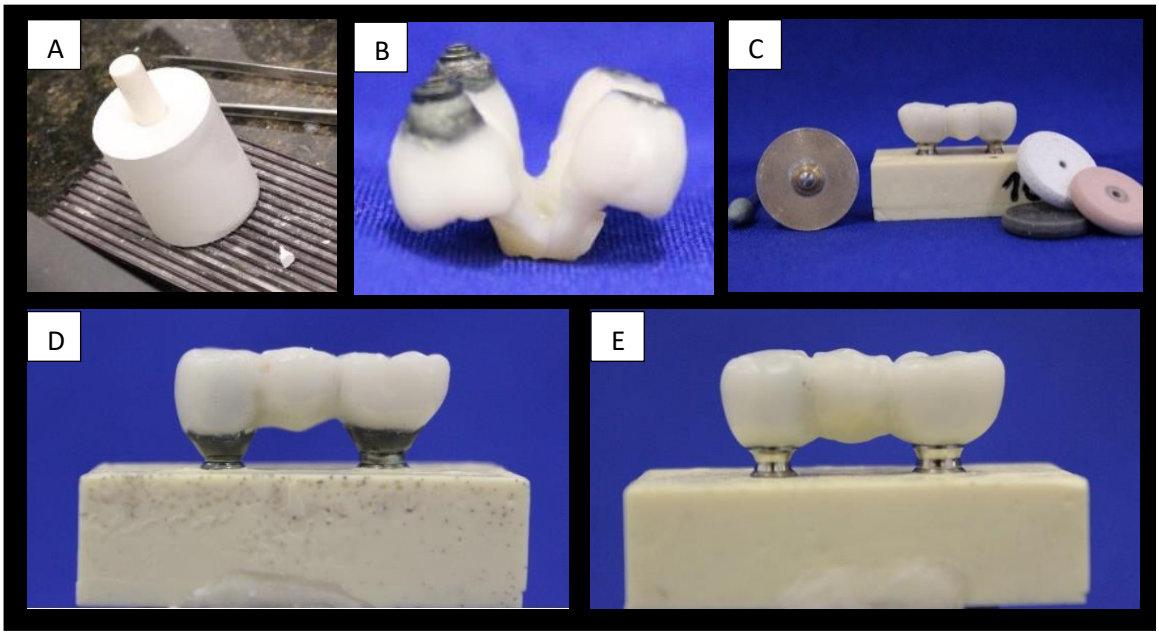


Após prensagem da cerâmica, o conjunto foi resfriado lentamente em temperatura ambiente, compatibilizando o coeficiente de expansão térmico dos materiais metal/porcelana, garantindo desta forma, a ausência de trincas na cerâmica (Figura 13A). Após o período de 6 horas as desinclusões foram realizadas utilizando jateamento com esferas de vidro de 150 μm a 1,5 bar (22 psi) (Renfert, Hilzingen, Alemanha) (Figura 13B). Os condutos de alimentação foram então seccionados com disco diamantado dupla face (Schelble Abrasivos Piranha, Petrópolis, RJ, Brasil), bem como foram realizados acabamento e polimento das próteses com pedras abrasivas, pontas diamantadas e de borracha específicas para cerâmica (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Alemanha) (Figura 13C).

Após acabamento e polimento, as próteses foram novamente colocadas no refratário do forno de cerâmica para que fossem submetidas ao processo de autoglazeamento, onde não é utilizado nenhum produto sobre a superfície da cerâmica, sendo apenas a peça colocada no forno sendo submetida a um ciclo de temperatura específico para tal processo (Figura 13D e 13E).

Assim foram obtidas 20 próteses parciais fixas metalocerâmicas sobre implantes de 3 elementos, sendo o elemento intermediário suspenso, que ficaram prontas para serem, posteriormente, parafusadas.

Figura 13: A – Anel de revestimento sobre refratário para resfriamento; B – peça imediatamente após a desinclusão; C – Prótese após acabamento e polimento; D – Prótese do grupo 1 (UCLA) finalizada; E – Prótese do grupo 2 (Minipilar) finalizada.



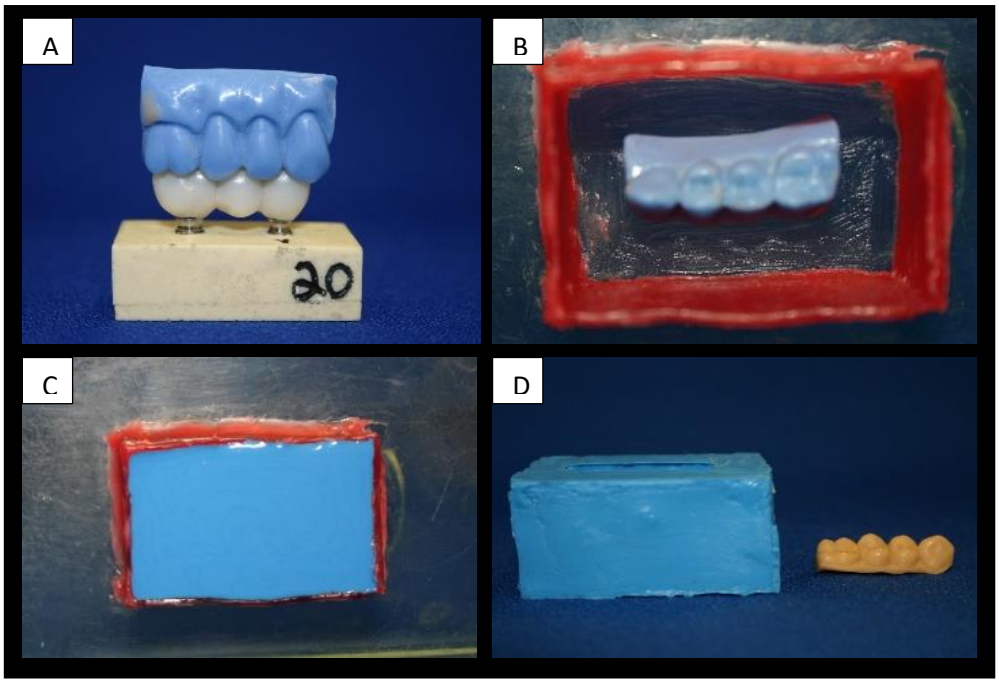
Obtenção dos modelos antagonistas

Para que se pudesse realizar a simulação de ciclos mastigatórios, houve a necessidade da obtenção de modelos antagonistas. Para tanto, primeiro foi feito um enceramento, sobre a prótese fixa de três elementos obtida, com os respectivos dentes antagonistas em oclusão: canino, primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar superiores (Figura 14A). Em seguida, o enceramento inicial foi posicionado sobre uma placa de vidro circundado por uma barreira de cera 9 (Cera rosa 9, Wilson, Polidental, Cotia, São Paulo, Brasil) para propiciar

um limite para obtenção de um molde do enceramento (Figura 14B). Para tanto utilizou-se silicone industrial (Polglass, borracha de silicone azul, Fiberglass Ltda., Ribeirão Preto, SP, Brasil) (Figura 14C).

Após obtenção do molde, 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 uma lamparina, a cera foi vertida no interior do molde, obtendo, assim, cópias do enceramento inicial para confecção dos modelos antagonistas totalmente em cerâmica (Figura 14D).

Figura 14: A – Obtenção de enceramento de antagonistas; B – Posicionamento do enceramento em placa de vidro circundado por cera 7; C – Moldagem com silicone industrial; D – Molde e cópia do enceramento em cera orgânica.

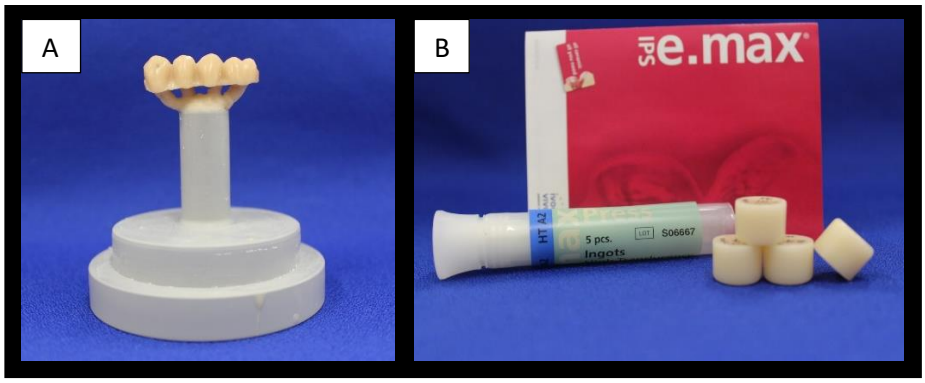


Finalizados os enceramentos partiu-se para a prensagem da cerâmica. Como na sessão anterior, *Sprues* de 3 mm de diâmetro e 5 mm de comprimento, confeccionados com a mesma cera orgânica (Rainbow) utilizada para a escultura dos antagonistas, foram posicionados na região contrária à oclusal de cada elemento dentário do enceramento, ou seja, 4 *sprues* por peça, com inclinação entre 45º a 60º (Figura 15A). Foi posicionado 1 conjunto antagonista-

sprues por anel de silicone de 180g, específico para cerâmica do fabricante (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein).

Posteriormente, foi realizada a inclusão em revestimento fosfatado (Bellavest SH, Bremen, Alemanha), seguindo a mesma sequência apresentada na obtenção do revestimento estético na sessão anterior. No caso da peça totalmente cerâmica, utilizou-se 2 pastilhas de tamanho "S" IPS e.max Press cor A2 HT (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) para cada anel (Figura 15B).

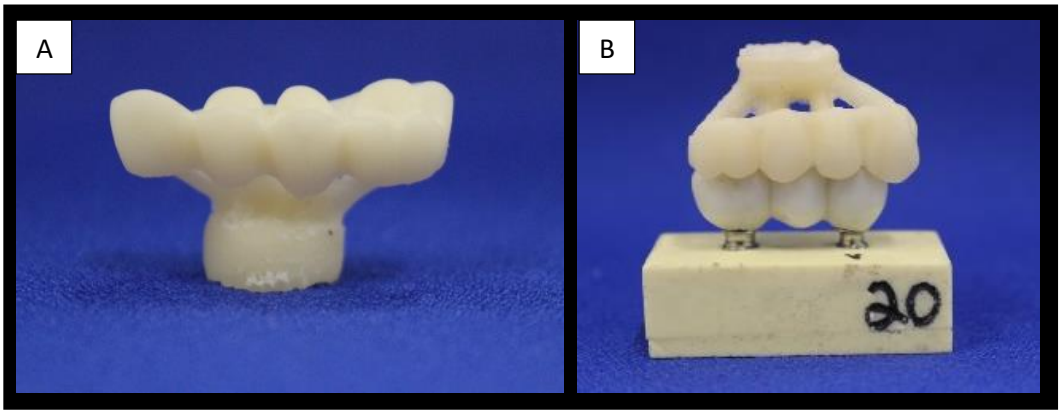
Figura 15: A – Enceramento com *sprues* posicionados sobre a base do anel de silicone; B – Pastilha Cerâmica



Após obtenção das peças, foram feitos os mesmos procedimentos de polimento e acabamento das próteses metalocerâmicas obtidas, relatados na sessão anterior, entretanto os *sprues* não foram seccionados porque os mesmos serviram como áreas de retenção na base dos antagonistas para posicionamento na máquina de simulação mastigatória (Figura 16A e 16B).

Ao final, foram obtidos 5 antagonistas totalmente cerâmicos, pois esta é a quantidade de amostras que a máquina de simulação de ciclos mastigatórios suporta por vez.

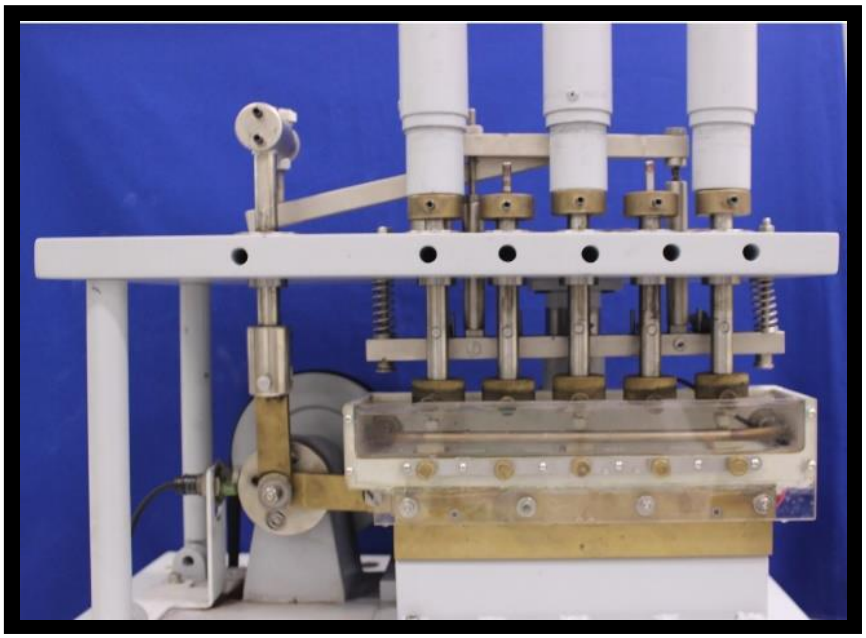
Figura 16: A – Antagonista imediatamente após a desinclusão; B – Antagonista finalizado.



Ciclagem Mecânica

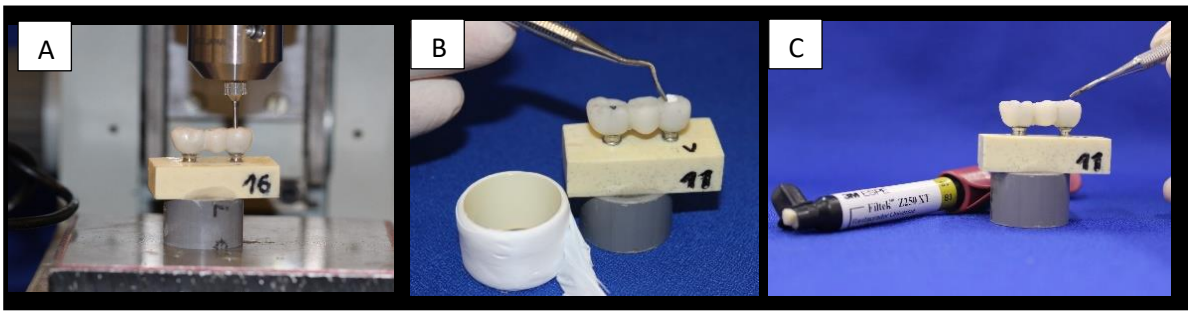
Para este ensaio foi utilizado aparelho desenvolvido junto a Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP (Figura 17). Esta máquina foi configurada para operar com uma carga máxima de 50 N, já que sabemos que as forças oclusais, a depender da área a qual está incidindo, tem uma grande variação, podendo ir de 17N até 450N (Morneburg et al., 2002). No estudo em questão optamos por uma carga de 30 N, pois além de ser um valor dentro do intervalo das cargas da mastigação humana, é suportado com segurança pela máquina durante os ensaios de ciclos mastigatórios. Na máquina, um motor de 0,5 CV e 1.720 RPM com redutor regulável (0 – 400 RPM) movimenta um excêntrico através do conjunto correia/polia. O redutor foi ajustado para que o braço de alavanca se movimente à velocidade de 60 ciclos/min (1 Hz). A parte inferior deste braço é presa à mesa e o movimento é transferido à base onde estará fixado o recipiente que receberá os conjuntos prótese/minipilares/implantes e prótese (UCLA)/implantes. Este recipiente foi ajustado para desenvolver um curso de 5mm, resultando na velocidade linear de ensaio de 5 mm/s.

Figura 17: Máquina de ciclagem



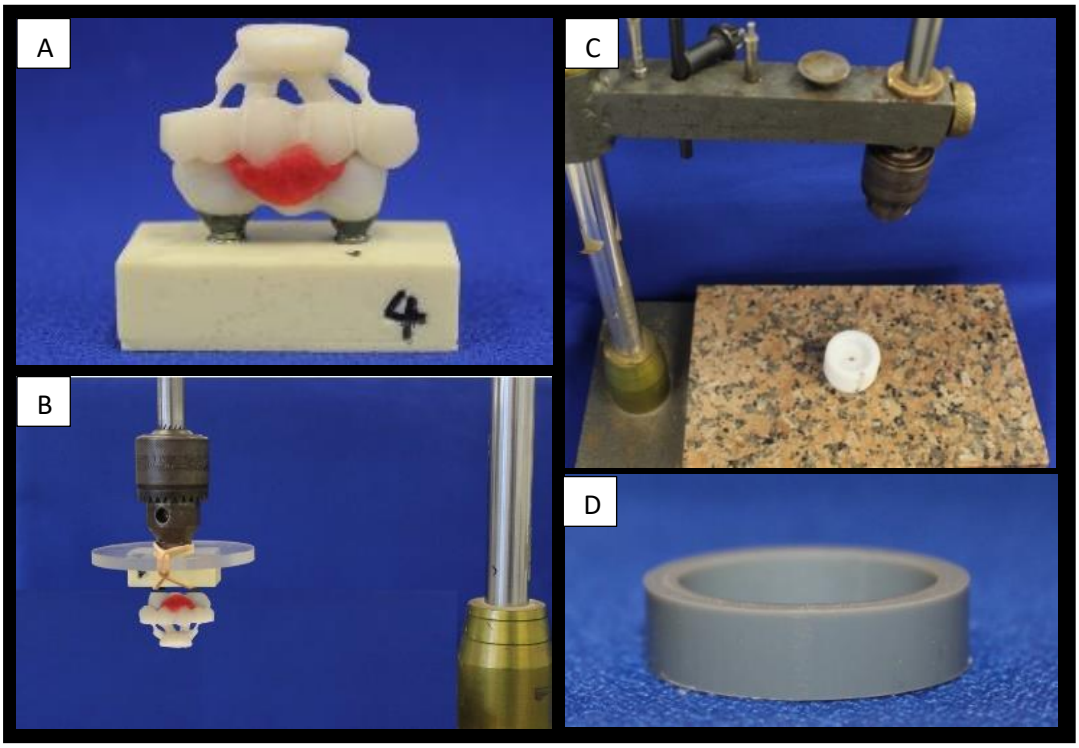
Após a obtenção das peças protéticas, elas foram parafusadas aos respectivos corpos de prova (Figura 18A). No grupo 1, com componentes UCLA, as peças foram parafusadas sobre os implantes com torque de 35 N.cm, já no grupo 2 as próteses foram parafusadas com torque de 15 N.cm sobre os Minipilares, e os Minipilares com 35 N.cm sobre os implantes (Dérig, Barueri, SP, Brasil), com auxílio de um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil), em ambos os grupos as peças foram adaptados sobre dois implantes, com 4,3 mm de diâmetro e 10,0 mm de altura, correspondente ao primeiro pré-molar, e 5 mm de diâmetro e 10,00 mm de altura, correspondente ao primeiro molar, ambos com conexão interna do tipo *Tri-channel* (Dérig, Barueri, SP, Brasil). Após o torque, o orifício do parafuso foi fechado com fita politetrafluoretileno (Tigre, Rio Claro, São Paulo, Brasil) (Figura 18B) e uma porção de resina fotopolimerizável na cor B3 (Filtek Z250 XT, 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA) preencheu o espaço (Figura 18C).

Figura 18: A – Torque das peças com auxílio de catraca torquímetro; B – fechamento do orifício com fita politetrafluoretileno; C – preenchimento do orifício com resina fotopolimerizável.



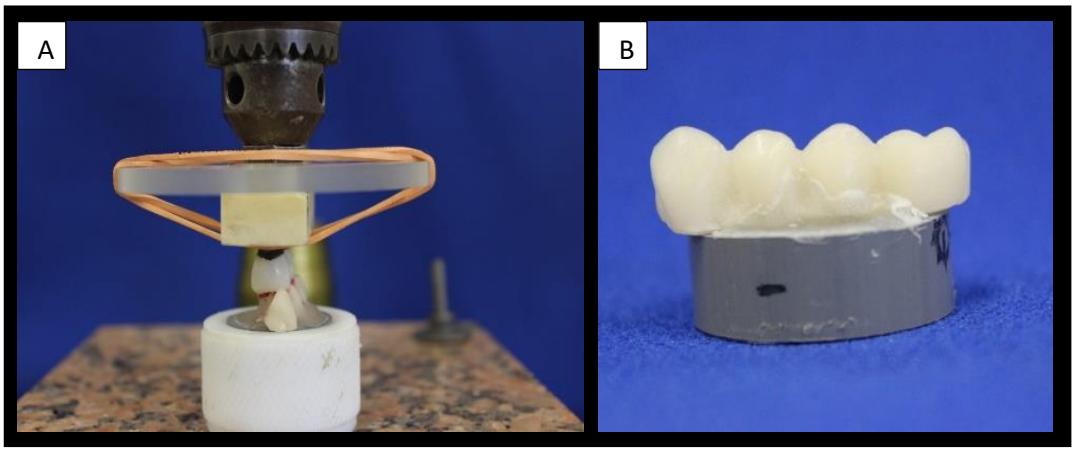
Em seguida, foi feito o posicionamento do antagonista em uma base compatível com o casulo da máquina de simulação de ciclo mastigatório. Para tanto, os antagonistas foram posicionados sobre as próteses fixas metalocerâmicas de três elementos e estabilizados com cera utilidade (Cera utilidade, Wilson, Polidental, Cotia, São Paulo, Brasil) (Figura 19A). Em seguida, o conjunto antagonista-prótese foi levado a um delineador e fixado com o auxílio de elásticos em um suporte, garantindo a correta posição do mesmo (Figura 19B). Na mesa horizontal do delineador existe uma base fixa circunferencial (Figura 19C) com diâmetro de 21 mm e altura de 8 mm, onde foi posicionada a estrutura que serviu de base para o modelo antagonista. Esta estrutura foi confeccionada a partir de um tubo de PVC ¾ (Tigre, Rio Claro, São Paulo, Brasil) com diâmetro de 20 mm e seccionado a uma altura de 8 mm, para que fosse compatível com o casulo da máquina de ciclagem (Figura 19D).

Figura 19: A – Antagonista posicionado sobre as próteses; B – Conjunto antagonista-prótese fixado a um suporte com auxílio de elásticos posicionados no delineador; C – Base fixa circunferencial (em branco) na mesa horizontal do delineador; D – Tubo PVC ¾ seccionado com 8 mm de altura.



Antes de posicionar o tubo de PVC na base do delineador foi feito o isolamento com vaselina sólida (Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil) da mesma. Com o tubo de PVC posicionado dentro da base isolada, foi vertido uma pequena quantidade de resina acrílica transparente (Vipi, Pirassununga, São Paulo, Brasil) a fim de obter uma base para o antagonista. Com o conjunto antagonista-prótese preso à haste vertical do delineador, no sentido do longo eixo da prótese, conseguiu-se levar a parte retentiva do antagonista dentro da resina acrílica, garantindo, após polimerização da resina, a posição perpendicular do antagonista em relação a base com tubo de PVC e resina e a prótese de três elementos (Figura 20A). Obteve-se, assim, o antagonista com uma base compatível para o correto posicionamento no casulo da máquina de ciclagem (Figura 20B).

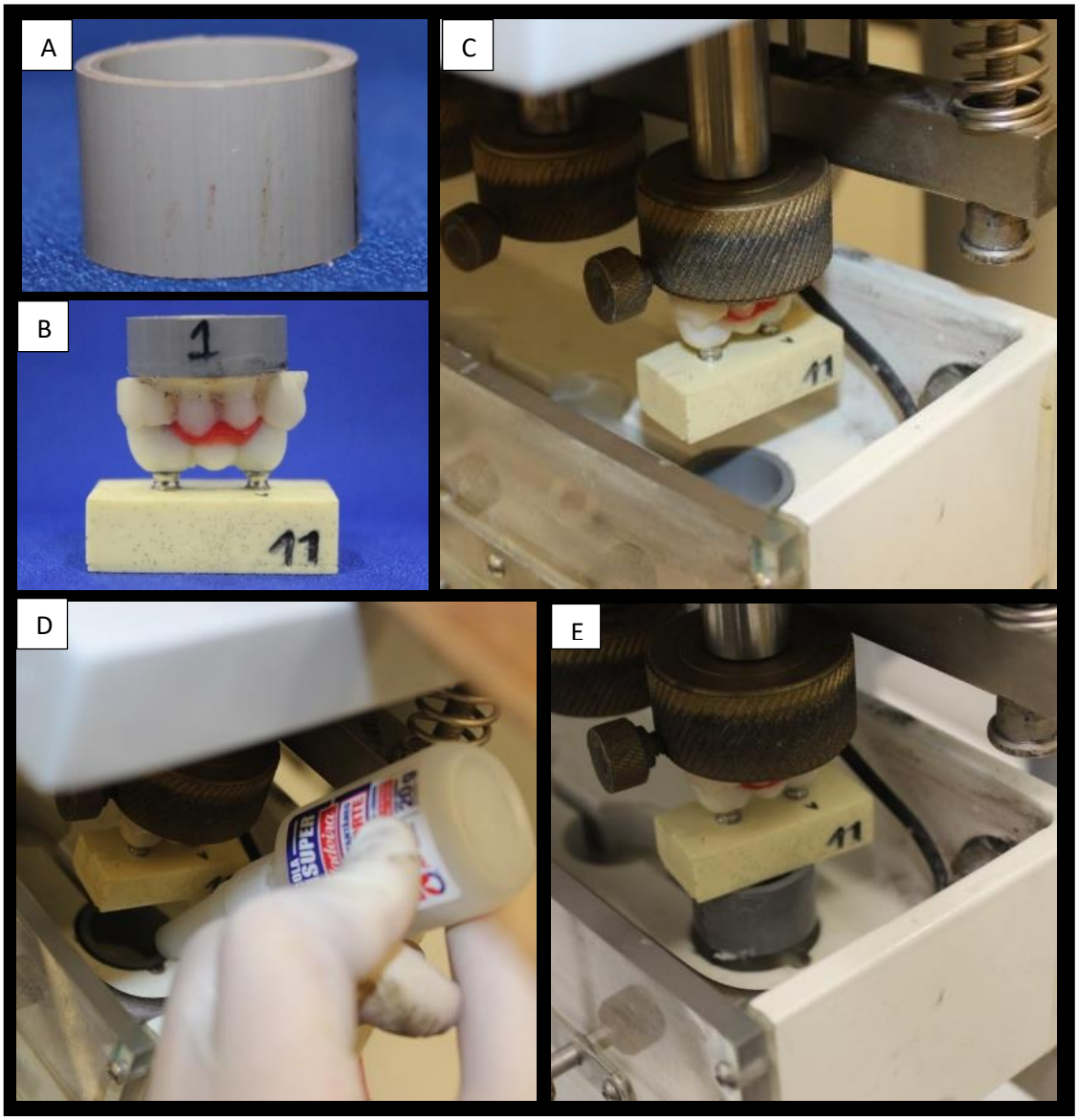
Figura 20: A – Antagonista posicionado perpendicularmente à base de PVC fixado com resina acrílica; B – Antagonista pronto para ser utilizado na máquina de ciclagem.



Para o posicionamento dos corpos de prova na máquina de ciclagem, utilizou-se do antagonista já posicionado em sua base. A máquina de ciclagem possui um casulo também na porção inferior, com o mesmo diâmetro, porém com altura distinta daquele que recebeu o antagonista, para que se possa acoplar o corpo de prova para ensaios de simulação mastigatória. Neste casulo têm-se, portanto, um espaço de 20 mm de diâmetro e 16 mm de altura. Como as bases em poliuretano dos corpos de prova do estudo eram retangulares, a fixação desta a uma base com as dimensões anteriormente citadas foi necessária. Utilizou-se, mais uma vez, tubos PVC ¾ (Tigre, Rio Claro, São Paulo, Brasil), entretanto seccionados a uma altura de 16mm, compatível com o casulo existente na máquina de ciclagem para posicionamento dos corpos de prova (Figura 21A). Posicionou-se o antagonista, já com sua base fixa, em oclusão com a prótese fixa de três elementos, fixando-os, prótese e antagonista, com auxílio de cera utilidade (Cera utilidade, Wilson, Polidental, Cotia, São Paulo, Brasil) (Figura 21B). Após correta posição, o tubo de PVC que serviu de base para o corpo de prova, foi posicionado no casulo inferior da máquina e o conjunto antagonista-corpo de prova posicionado na região superior e fixado com o apertamento do parafuso de retenção (Figura 21C). Deixou-se o conjunto suspenso e aplicou-se cianoacrilato (adesivo instantâneo multiuso 793, Tek Bond, São Paulo, SP, Brasil) na borda externa do tubo de PVC (Figura 21D) e, com

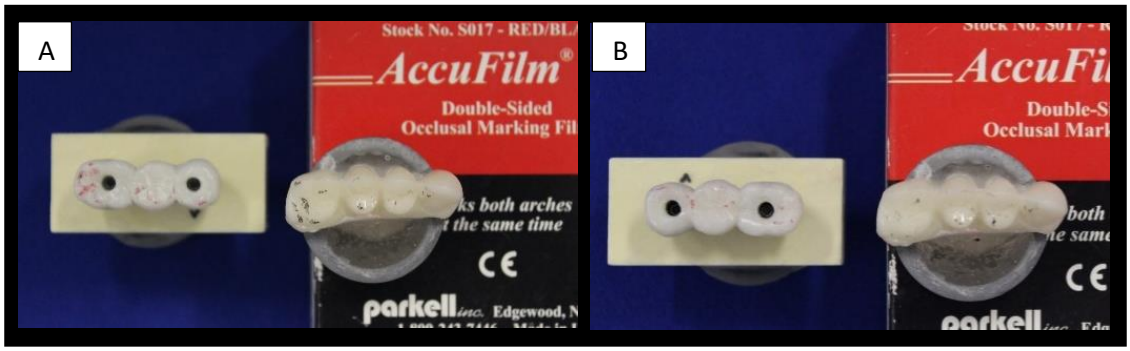
o conjunto fixo ao casulo na haste vertical móvel da máquina de ciclagem, o mesmo foi levado até entrar em contato com a região externa do tubo onde havia cianoacrilato e, após o contato, aguardou-se o tempo de 60 segundos, até que o cianoacrilato fizesse a adesão da base de poliuretano à base do tubo PVC (Figura 21E). Em seguida, o espaço interno do tubo de PVC, em contato com a base em poliuretano do corpo de prova, foi preenchido com pequena quantidade de resina acrílica transparente, garantindo, assim, a fixação da base de poliuretano à base de tubo de PVC para posterior posicionamento na máquina de ciclagem.

Figura 21: A – Tubo PVC ¾ seccionado com altura de 16mm; B – Antagonista com sua base fixa posicionado sobre a prótese com cera utilidade; C – Posicionamento do conjunto no casulo da máquina de ciclagem; D – Aplicação de cianoacrilato na porção externa do tubo de PVC; E – Fixação da base de PVC à base de poliuretano.



Após o posicionamento dos corpos de prova e seus antagonistas em suas respectivas bases, os mesmos foram levados à máquina de ciclagem onde foram realizados os ajustes oclusais. Com a máquina desligada, o eixo e a polia eram movimentados manualmente realizando os três movimentos, oclusão, lateralidade e desoclusão, e, com papel carbono Acculfilm (Parkell Inc, Edgewood, NY, EUA) interposto entre antagonista e próteses de três elementos, foram analisados os contatos oclusais (Figura 22). Os ajustes eram então realizados com auxílio de pontas diamantadas até a obtenção de uniformidade dos contatos e, em seguida, as próteses eram polidas com pontas de borracha específicas para cerâmica (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Alemanha).

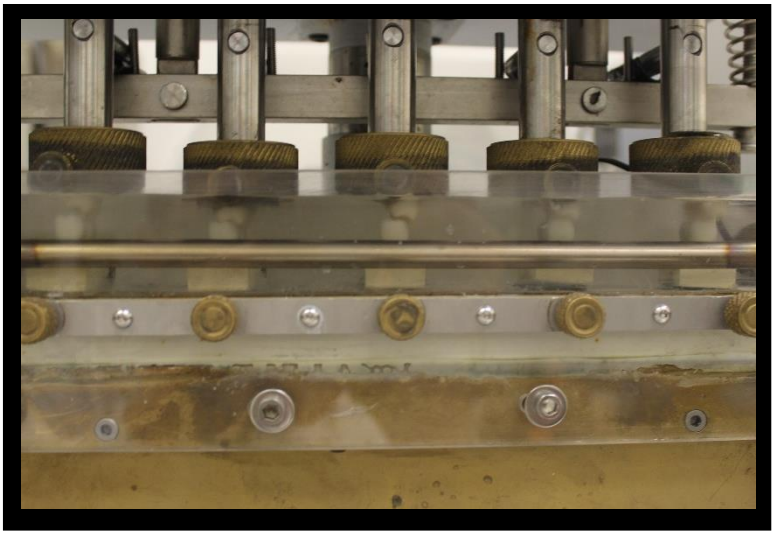
Figura 22: A – Contatos oclusais não uniformes; B – Contatos oclusais uniformes, após ajustes



Finalizada esta etapa, as peças foram levadas a ciclagem mecânica (Figura 23). Com a liberação total de cada haste contendo os antagonistas, um peso de 30 N incidiu diretamente sobre as próteses fixas metalocerâmicas de três elementos suportadas e retidas por implantes dentários inseridos na matriz de poliuretano. Cada ciclo mastigatório simulado pela máquina incluiu 3 tipos de movimentos: 1. Movimento vertical para baixo, simulando aperto oclusal; 2. Movimento lateral de 5mm, simulando movimento de lateralidade; 3. Movimento vertical para cima, simulando desoclusão. Cada ciclo completo foi realizado em 1 segundo, totalizando 60 ciclos por minuto (1 Hz), o que se aproxima da frequência média da mastigação humana (Winkler et al., 2003; Attia e Kern, 2004; Kim et al., 2009). Durante os movimentos de oclusão e lateralidade, a carga total de cada haste (30 N) incidiu direta e

livremente sobre as próteses fixas. A máquina comporta 5 amostras por ensaio. Os conjuntos prótese sobre Minipilar e implante e prótese diretamente sobre implante (UCLA), permaneceram totalmente imersos em água destilada a uma temperatura constante de 37ºC no decorrer do ensaio.

Figura 23: Corpos de prova em posição na ciclagem mecânica



Esta máquina foi desenvolvida baseando-se na norma ISO/TS 14569-2 (Dental Materials – Guidance on testing of wear – Part 2: Wear by two – and or three body contact, 2001) sob método Freiburg. Cada ensaio de ciclagem foi feito com 5 corpos de prova, totalizando 4 ensaios, cada um com uma duração de 83 horas, totalizando 300.000 ciclos, que corresponde a aproximadamente 1 ano de função mastigatória normal (Gateau et al., 1999; Khraisat et al., 2004; Quek et al., 2006).

Obtenção dos dados referentes à perda de torque

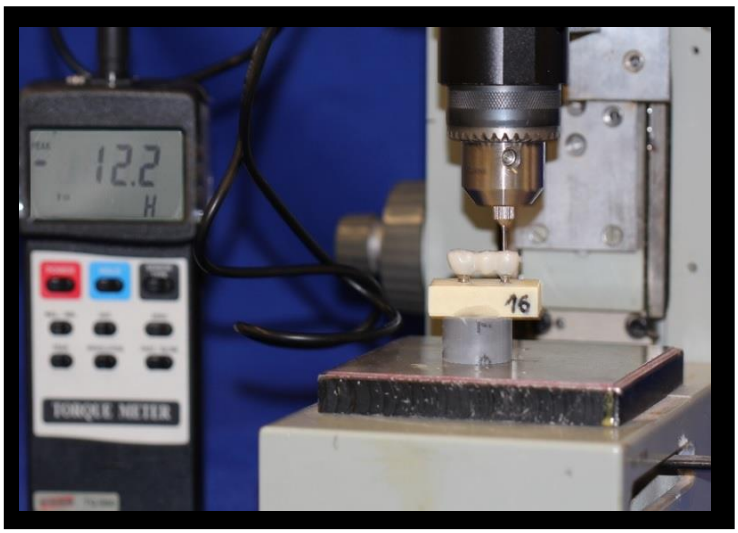
Para obtenção dos valores referentes à perda de torque, foi utilizado um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil), acoplado a um delineador modificado desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, sendo realizadas as medições primeiro no pré-molar e em seguida no molar de cada corpo de prova. O Torquímetro foi acoplado ao delineador de forma a

padronizar a posição da chave protética para avaliação do torque. Os parafusos foram então torqueados seguindo as especificações do fabricante (35N.cm nas próteses do grupo UCLA e 15N.cm nas próteses do grupo Minipilar). Após 10 minutos realizou-se o destorque. Na sequência o retorque e, 10 minutos após, o torque de confirmação, alcançando novamente o torque recomendado pelo fabricante. Todos esses dados foram então registrados em uma tabela. Após esta sequência, os corpos de prova foram levados à máquina de ciclagem e após 300.000 ciclos foi aferido o valor de destorque (Figura 24). Para calcular a perda de torque inicial e após a ciclagem mecânica foram utilizadas as seguintes fórmulas (Park et al., 2010):

$$\text{Perda de torque inicial (\%)} = \frac{\text{(torque inicial – destorque inicial)}}{\text{torque inicial}} \text{ X } 100$$

$$\text{Perda de torque final (\%)} = \frac{\text{(torque de confirmação – destorque final)}}{\text{torque de confirmação}} \text{ X } 100$$

Figura 24: Torquímetro digital acoplado ao delineador modificado.



Para a comparação dos dados obtidos antes e após ciclagem mecânica, foi utilizado o modelo linear de efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos). Este modelo é utilizado na análise de dados em que as respostas de um mesmo corpo de prova estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada (Schall, 1991). Para esta análise foi utilizado o software SPSS statistics IBM 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

Obtenção dos dados referentes à desadaptação marginal

Para a leitura da desadaptação marginal previamente a ciclagem mecânica, as próteses fixas metalocerâmicas de três elementos foram torqueadas manualmente com auxílio de uma catraca torquímetro (Dérig) até sentir a primeira resistência. Na etapa precedente à ciclagem mecânica foram dados os torques recomendados pelo fabricante como descrito na sessão anterior.

Foi realizada avaliação da desadaptação marginal nas seguintes etapas: grupo 1 (UCLA) - previamente à fundição, após a fundição, após prensagem da cerâmica e após a ciclagem mecânica; já no grupo 2 (Minipilar), obteve-se leitura de duas interfaces: na interface prótese-minipilar foi analisada a desadaptação previamente a fundição, após a fundição, após prensagem da cerâmica e após ciclagem mecânica e na interface minipilar-implante antes e após a ciclagem mecânica (Figura 25 A e B). Para a captura das imagens utilizou-se um microscópio óptico comparador (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha) com aumento de 50 vezes (Figura 26A). Após cada uma das etapas acima descritas, foram capturadas 4 imagens para cada dente pilar (face vestibular, face lingual, face mesial e face distal) e, no grupo 2, além dessas, na interface minipilar-implante, mais quatro imagens, mas somente previamente e após ciclagem, totalizando ao final de todas as capturas 400 imagens. Em cada imagem obtida foram, então, realizadas três leituras (uma ao centro e uma em cada extremidade, de maior foco, da linha formada entre a prótese e o implante no grupo 1 e entre a

prótese e o Minipilar e entre Minipilar e implante no grupo 2), totalizando 1200 medidas. A partir destas 1200 leituras obteve-se as médias (µm) e os desvios padrão (DP) para cada pilar nas diferentes etapas de análise (Grupo 1, UCLA - previamente à fundição, após a fundição, após prensagem da cerâmica e após a ciclagem mecânica; Grupo 2, Minipilar - na interface prótese-minipilar: previamente à fundição, após a fundição, após prensagem da cerâmica e após ciclagem mecânica; na interface Minipilar-implante: antes e após a ciclagem mecânica) e as comparações foram realizadas. Para a realização das leituras da desadaptação marginal com microscópio, as bases dos corpos de prova foram posicionadas de forma a permitir leitura das faces proximais com auxílio de bases anguladas (Figura 26B).

Figura 25: A – Prótese do Grupo 1, UCLA, com sinalização da interface analisada (Prótese-implante); B – Prótese do Grupo 2, Minipilar, com sinalização das interfaces analisadas (Prótese-minipilar e minipilar-implante)

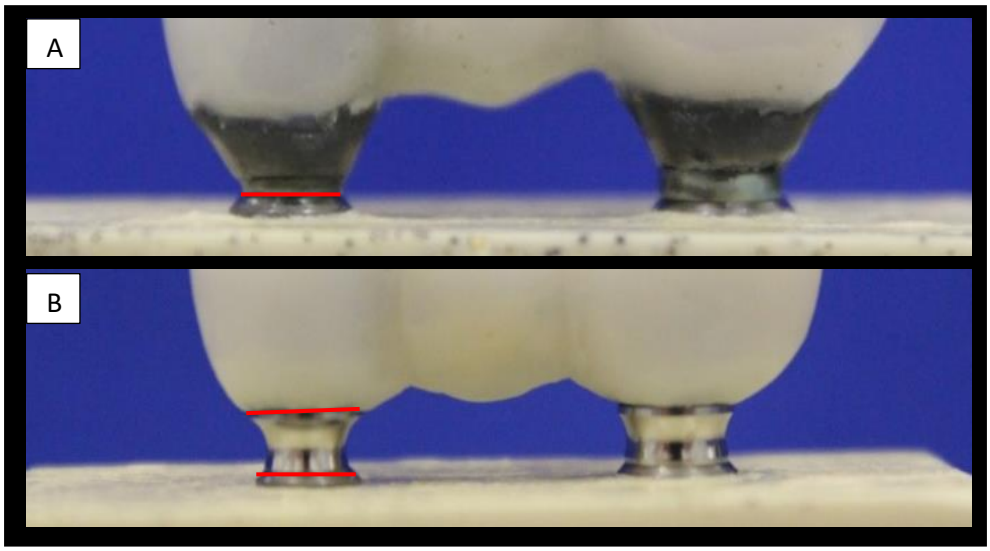
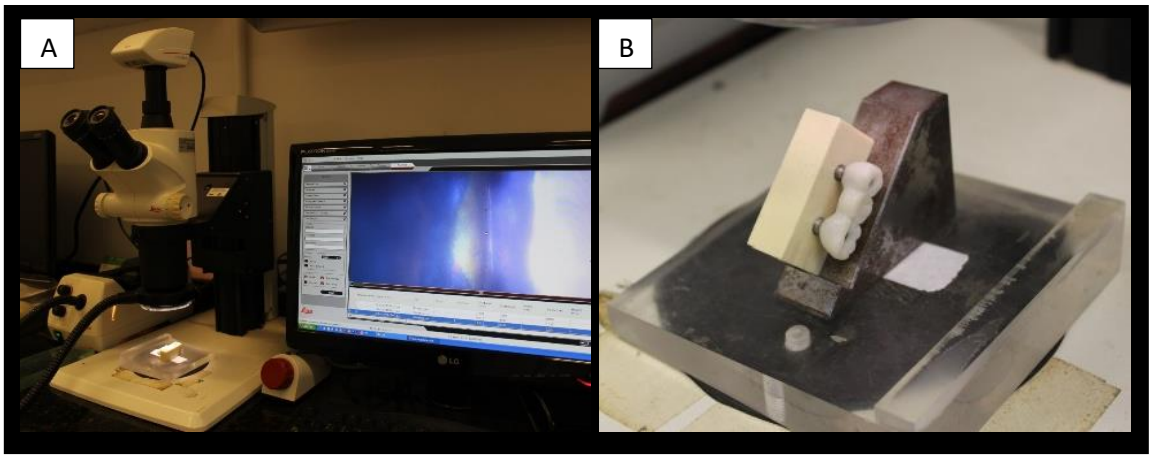


Figura 26: A – Microscópio óptico comparador utilizado para leituras; B – Bases anguladas para leitura das faces proximais



Os dados obtidos foram tabulados e as análises estatísticas foram realizadas. Tais análises objetivaram comparar os grupos UCLA e Minipilar (na interface minipilar-implante) antes e após ciclagem mecânica e também as diversas fases dentro de cada grupo (Grupo 1, UCLA: pré-fundição, pós-fundição, pós-prensagem de cerâmica e após a ciclagem; Grupo 2, Minipilar (Interface minipilar-prótese): pré-fundição, pós-fundição, pós-prensagem de cerâmica e após a ciclagem). Para a comparação dos dados obtidos antes e após ciclagem mecânica entre os grupos, foi utilizado o modelo linear de efeitos mistos (efeitos aleatórios e fixos). Este modelo é utilizado na análise de dados em que as respostas de um mesmo corpo de prova estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada (Schall, 1991). Já para a análise das diversas fases dentro do mesmo grupo foi utilizado modelo linear generalizado, que tem como objetivo reunir em um mesmo agrupamento vários modelos estatísticos que eram tratados separadamente (Wedderburn, 1974). Para tais análises foi utilizado o software SPSS statistics 20.0 IBM (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA)

RESULTADOS

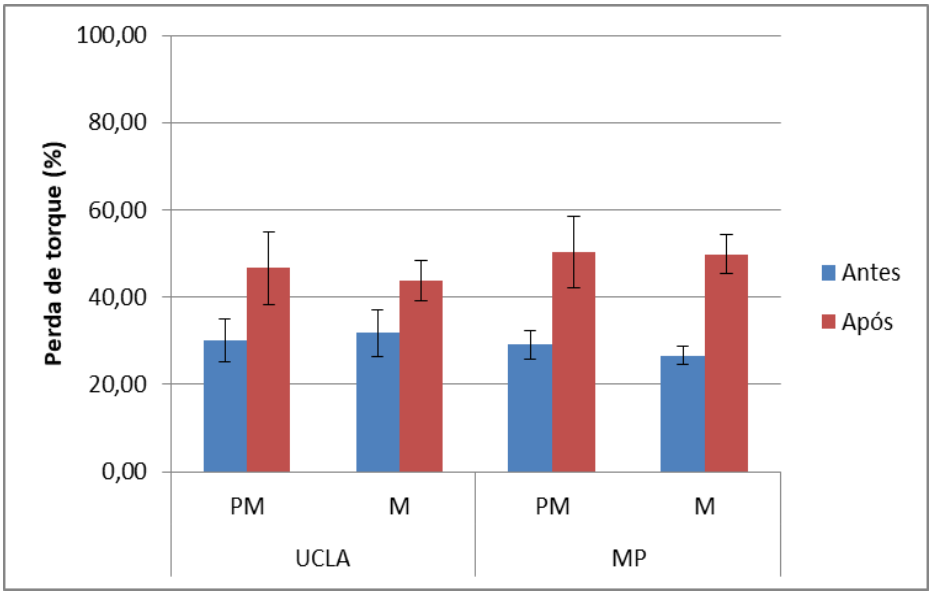
Perda de torque

Os resultados de perda de torque (%) antes e após a ciclagem mecânica nos diferentes grupos são apresentados na Tabela I e Figura 27 a seguir:

Tabela I: Média (%) da perda de torque e Desvio Padrão (DP) nos implantes pilares antes e após ciclagem mecânica em cada um dos grupos.

Grupo	Implante Pilar	Antes da ciclagem	Após a ciclagem
		Média (DP)	Média (DP)
1 (UCLA)	Pré-molar	30,16 (9,77)	46,61 (16,74)
	Molar	31,79 (10,75)	43,75 (9,24)
2 (Minipilar)	Pré-molar	29,08 (6,45)	50,21 (16,25)
	Molar	26,60 (4,20)	49,84 (8,75)

Figura 27: Perda de torque dos parafusos entre os grupos UCLA e Minipilar antes e após ciclagem mecânica em cada um dos implantes pilares da prótese (PM=Pré-molar e M=Molar).



Após análise dos dados não foi encontrada diferença significativa na perda de torque entre os dentes pilares (p=0,697) e grupos (p=0,795), entretanto a ciclagem mecânica demonstrou efeito significativo (p<0,005). Os resultados da interação grupo*tempo (p=0,144)

demonstram que os grupos apresentaram o mesmo comportamento diante da ciclagem mecânica conforme pode ser observado na Tabela II.

Tabela II: Tabela estatística comparando cada um dos fatores e suas interações entre o grupo UCLA e Minipilar antes e após ciclagem mecânica na perda de torque

Fator	**P Valor**
Tempo	<0,05
Tempo*Grupo	0,144
Implante Pilar	0,697
Implante Pilar*Grupo	0,877
Tempo*Implante Pilar	0,824
Tempo*Implante Pilar*Grupo	0,542
Grupo	0,795

- 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 dois grupos apresentaram perda de torque, não havendo diferença significativa entre eles antes e após ciclagem, entretanto nota-se efeito significativo da ciclagem mecânica aumentando o afrouxamento em ambos os grupos.

Desadaptação Marginal

Os resultados da desadaptação marginal (µm) antes e após ciclagem mecânica de ambos os grupos são apresentados na Tabela III e Figuras 28, 29 e 30:

Tabela III: Média (µm) e desvio padrão (DP) dos desajustes verticais nos implantes pilares antes e após ciclagem mecânica em cada um dos grupos.

Grupo	**Implante Pilar**	**Antes da ciclagem**	**Após a ciclagem**
		Média (DP)	**Média (DP)**
1 (UCLA)	Pré molar	20,84 (6,91)	13,99 (8,74)
	Molar	17,92 (3,44)	10,64 (0,70)
2 (Minipilar)	Pré molar	9,29 (1,20)	12,47 (1,97)
	Molar	8,98 (1,42)	12,61 (1,99)

Figura 28: Desadaptação marginal média (µm) entre os grupos UCLA e Minipilar (interface implante/prótese e implante/minipilar), antes e após ciclagem mecânica em cada um dos implantes pilares da prótese (PM = Pré Molar e M = Molar).

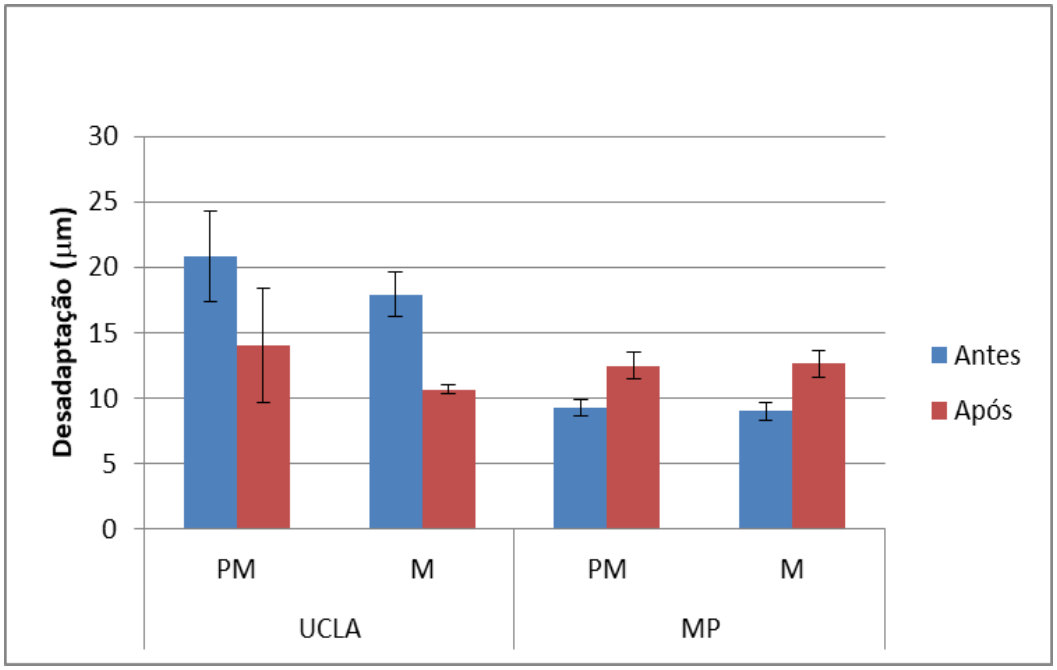


Figura 29: Imagem de microscopia óptica: A – UCLA pré ciclagem mecânica; B – UCLA pós ciclagem mecânica (Aumento de 50x)

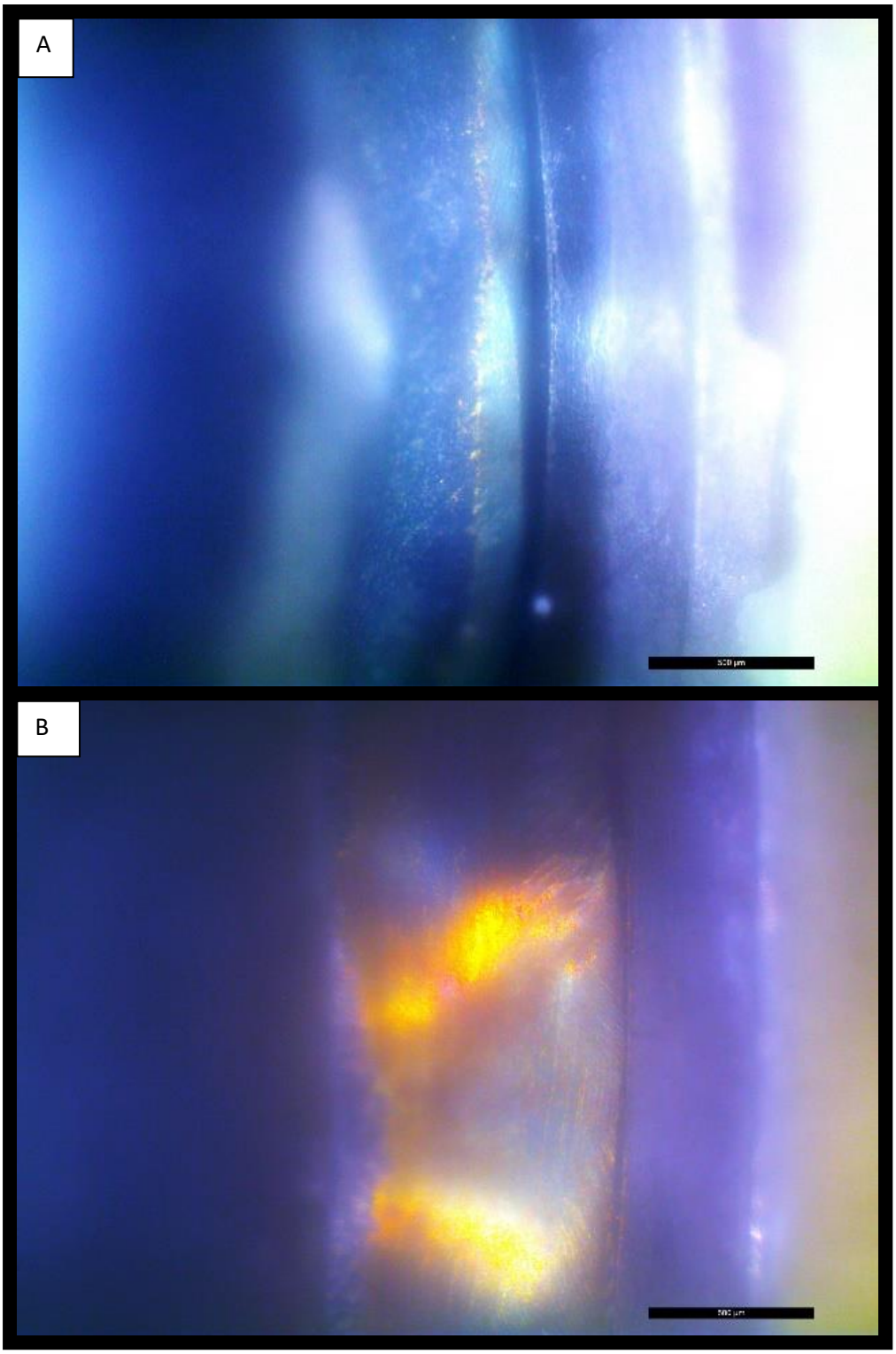
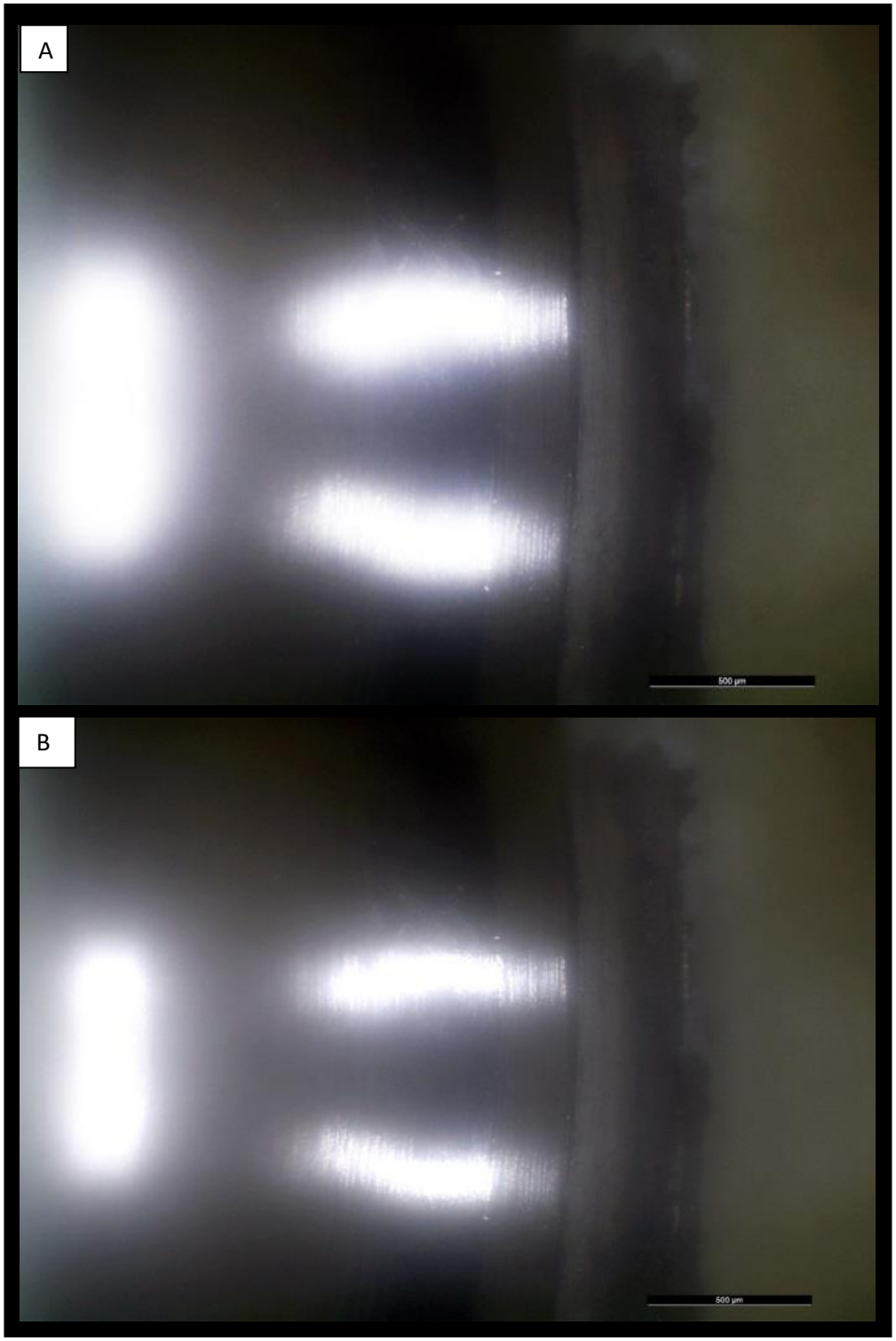


Figura 30: Imagem de microscopia óptica: A – Minipilar pré ciclagem mecânica; B – Minipilar pós ciclagem mecânica (Aumento de 50x)



Após análise dos dados de desadaptação marginal, observou-se diferença significativa entre os grupos (p=0,001) e na interação tempo grupo (p<0,05), como pode ser visto na Tabela IV.

Tabela IV: Tabela estatística comparando cada um dos fatores e suas interações entre os grupos UCLA e Minipilar antes e após ciclagem na desadaptação marginal

Fator	**P Valor**
Tempo	0,069
Tempo*Grupo	<0,05
Implante Pilar	0,089
Implante Pilar*Grupo	0,105
Tempo*Implante Pilar	0,997
Tempo*Implante Pilar*Grupo	0,856
Grupo	0,001

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear de Efeitos Mistos
- * interação entre fatores; Tempo = pré e pós ciclagem; diferenças consideradas significativas com p≤0,05

Ao analisar a interação tempo*grupo observou-se que antes da ciclagem mecânica houve diferença significativa entre os grupos UCLA e Minipilar (p<0,05), com maior desadaptação do grupo UCLA, entretanto após a ciclagem mecânica ambos os grupos apresentaram o mesmo comportamento (p=0,894), como pode ser visto na Tabela V.

Tabela V: Comparação da desadaptação marginal antes e após ciclagem nos diferentes grupos.

Tempo	**Grupos**	**Diferença entre as médias**	**P Valor**	**Intervalo de confiança**	
				Inferior	**Superior**
Antes	UCLA x MP	10,247	<0,05	7,142	13,351
Após	UCLA x MP	-0,225	0,894	-3,796	3,346

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear de Efeitos Mistos
- Diferenças consideradas significativas com p≤0,05

Nas observações pertinentes ao fator grupo houve diferença significativa no comportamento do grupo UCLA ($p<0,05$) antes e após ciclagem, ou seja, houve diminuição na desadaptação após a ciclagem mecânica nesse grupo. Já no grupo Minipilar não foi observada tal diferença ($p=0,210$), portanto, nesse grupo, a ciclagem mecânica não interferiu no *gap* existente, como se pode observar na Tabela VI:

Tabela VI: Comparação da desadaptação marginal nos grupos antes e após ciclagem mecânica

Grupo	**Tempo**	**Diferença entre as médias**	**P valor**	**Intervalo de confiança**	
				Limite inferior	**Limite superior**
UCLA	Antes x Depois	7,066	<0,05	4,246	9,886
MP	Antes x Depois	-3,405	0,210	-6,225	-0,585

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear de Efeitos Mistos
- Diferenças consideradas significativas com $p\leq0,05$

Foram realizadas, ainda, análises da interferência das diferentes fases de obtenção das próteses fixas metalocerâmicas e da ciclagem mecânica em cada um dos grupos (UCLA e Minipilar) na desadaptação marginal média, como demonstrado na Tabela VII e Figura 31 para o grupo UCLA e Tabela VIII e Figura 32 para o grupo Minipilar.

Tabela VII: Média (µm) e desvio padrão (DP) dos desajustes verticais nos dentes pilares nas diferentes fases de obtenção das próteses e após ciclagem mecânica no grupo 1 (UCLA).

Implante Pilar	**Pré fundição**	**Pós Fundição**	**Pós cerâmica**	**Pós ciclagem**
	Média (DP)	**Média (DP)**	**Média (DP)**	**Média (DP)**
Pré molar	10,46 (1,08)	27,5357 (13,47)	19,18 (7,03)	11,19 (9,70)
Molar	10,65 (1,36)	25,2048 (10,50)	17,04 (3,73)	8,51 (4,53)

Figura 31: Desadaptação marginal média (µm) no grupo 1 (UCLA) nas diferentes fases de obtenção das próteses, por implante pilar (PM = Pré Molar e M = Molar).

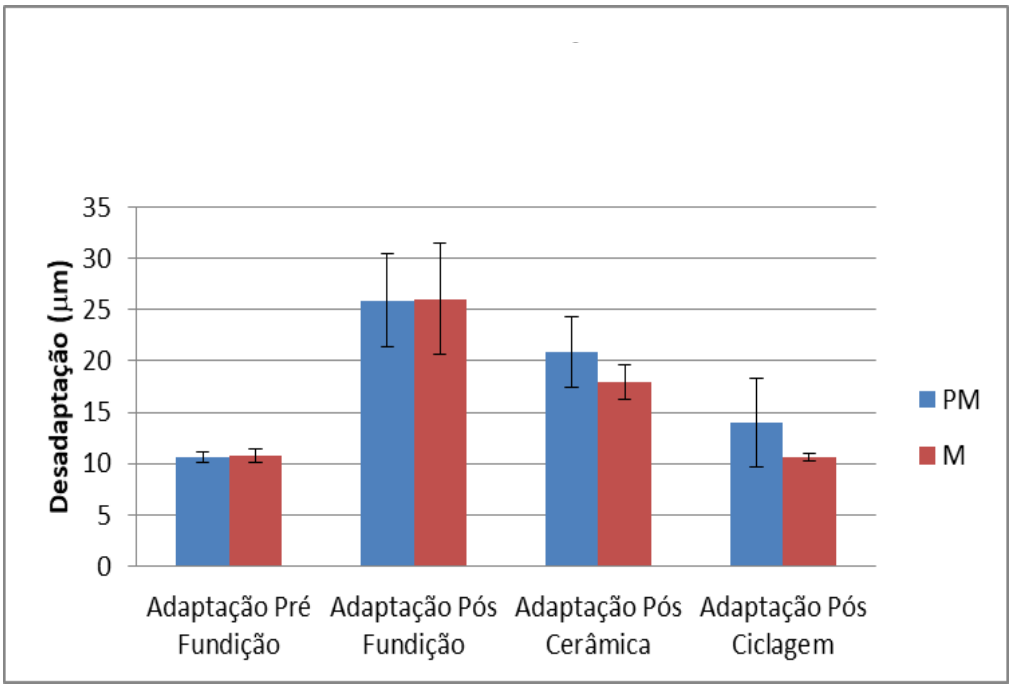
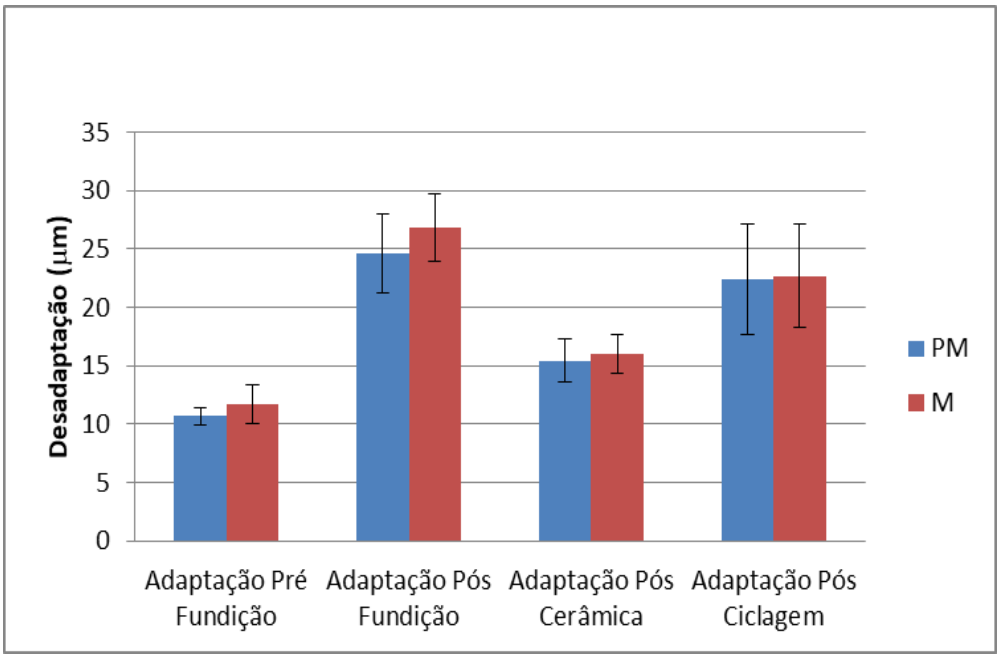


Tabela VIII: Média (µm) e desvio padrão (DP) dos desajustes verticais nos implantes pilares nas diferentes fases de obtenção das próteses e após ciclagem mecânica no grupo 2 (Minipilar).

Implante Pilar	Pré fundição	Pós Fundição	Pós cerâmica	Pós ciclagem
	Média (DP)	**Média (DP)**	**Média (DP)**	**Média (DP)**
Pré molar	10,67 (1,47)	24,61 (6,81)	15,43 (3,75)	22,41 (9,43)
Molar	11,65 (3,31)	26,87 (5,78)	16,00 (3,32)	22,67 (8,88)

Figura 32: Desadaptação marginal média (µm) no grupo 2 (Minipilar) nas diferentes fases de obtenção das próteses, por implante pilar (PM = Pré-Molar e M = Molar).



O grupo 1 (UCLA), demonstrou diferença significativa apenas no fator tempo (p=0,001), ou seja, o valor médio de desadaptação marginal foi afetado pelas diferentes fases de obtenção das próteses e após ciclagem mecânica nesse grupo, não havendo diferenças significativas entre os implantes pilares de cada corpo de prova (p=0,149) nem na interação tempo*implante pilar (0,598) (Tabela IX).

Tabela IX: Tabela estatística comparando as interações das diferentes fases do grupo (UCLA) e suas interferências na desadaptação marginal média

Fator	**P Valor**
Tempo	0,001
Implante Pilar	0,149
Tempo*Implante Pilar	0,598

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear Generalizado
- Diferenças consideradas significativas com p≤0,05

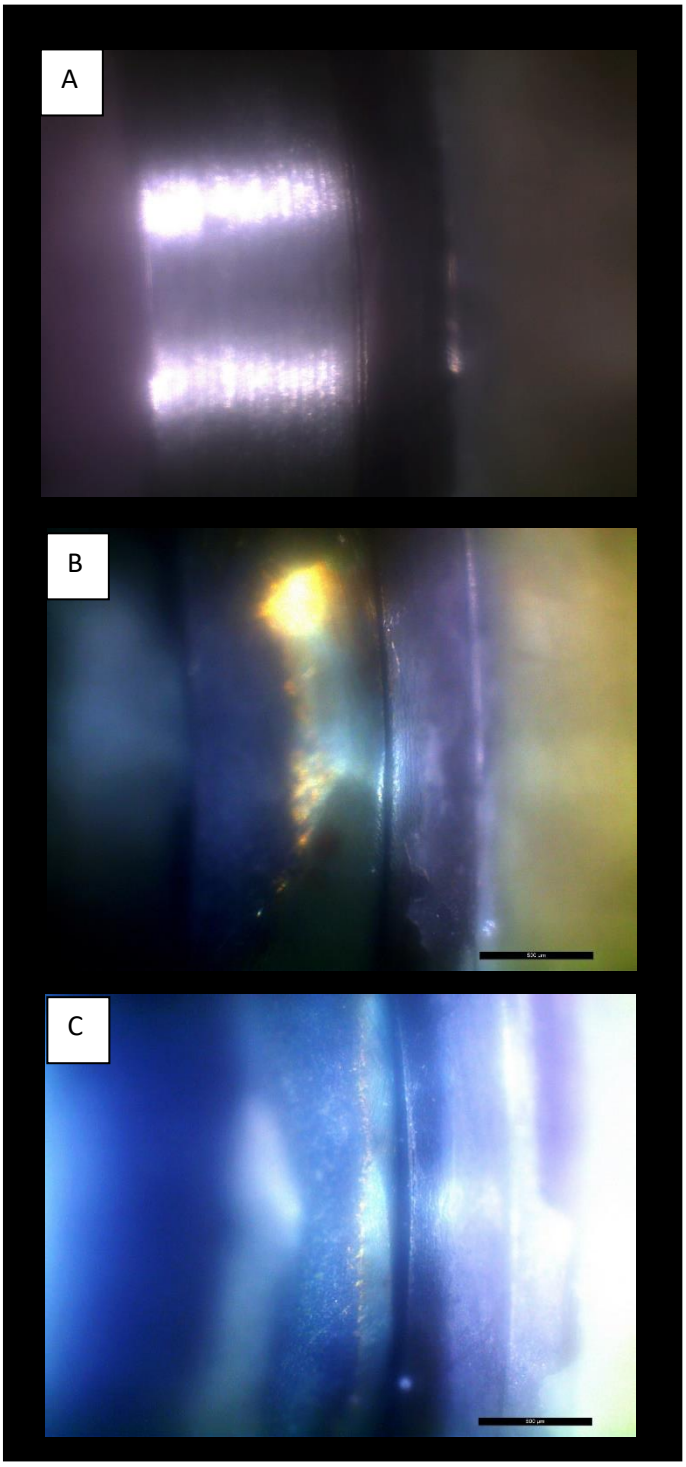
Ao analisar cada uma das etapas às quais as próteses do grupo UCLA foram submetidas, pôde-se inferir que as diferenças nos valores da desadaptação marginal média foram significativas nas interações das etapas de pré-fundição e pós-fundição (p=0,007), de pré-fundição e pós-prensagem de cerâmica (p=0,002), de pós-fundição e pós-ciclagem mecânica (p=0,019) e de pós-prensagem de cerâmica e ciclagem mecânica (p=0,003), como pode ser observado na Tabela X e figura 33.

Tabela X: Tabela estatística da interferência dos diferentes fatores na desadaptação marginal no grupo 1 (UCLA).

Tempo	**Diferença entre as médias**	**P valor**	**Intervalo de confiança**	
			Limite inferior	**Limite superior**
T1xT2	-15,809	0,007	-27,197	-4,422
T1xT3	-7,552	0,002	-11,966	-3,138
T1xT4	0,704	1,000	-6,209	7,616
T2xT3	8,257	0,288	-3,887	20,401
T2xT4	16,513	0,019	2,602	30,424
T3xT4	8,256	0,003	3,056	13,455

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear Generalizado
- T1= pré-fundição; T2= pós-fundição; T3= pós-prensagem de cerâmica; T4= pós- ciclagem mecânica;
- Diferenças consideradas significativas com p≤0,05

Figura 33: Imagem de microscopia óptica: A – UCLA pré fundição; B – UCLA Pós fundição; C – UCLA Pós prensagem de cerâmica (Aumento de 50x)



O Grupo 2 (Minipilar), na interface prótese-minipilar, também só apresentou diferença significativa no fator tempo (p=0,001), ou seja, como no Grupo 1 (UCLA), o valor médio de desadaptação marginal foi afetado pelas diferentes fases de obtenção das próteses também nesse grupo, não havendo diferenças significativas entre os implantes pilares (0,397) e nem da interação tempo*implante pilar (p=0,833) (Tabela XI e figura 34).

Tabela XI: Tabela estatística da interferência dos diferentes fatores na desadaptação marginal no grupo 2 (Minipilar)

Fator	**P Valor**
Tempo	0,001
Implante Pilar	0,397
Tempo*Implante Pilar	0,833

- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear Generalizado
- Diferenças consideradas significativas com p≤0,05

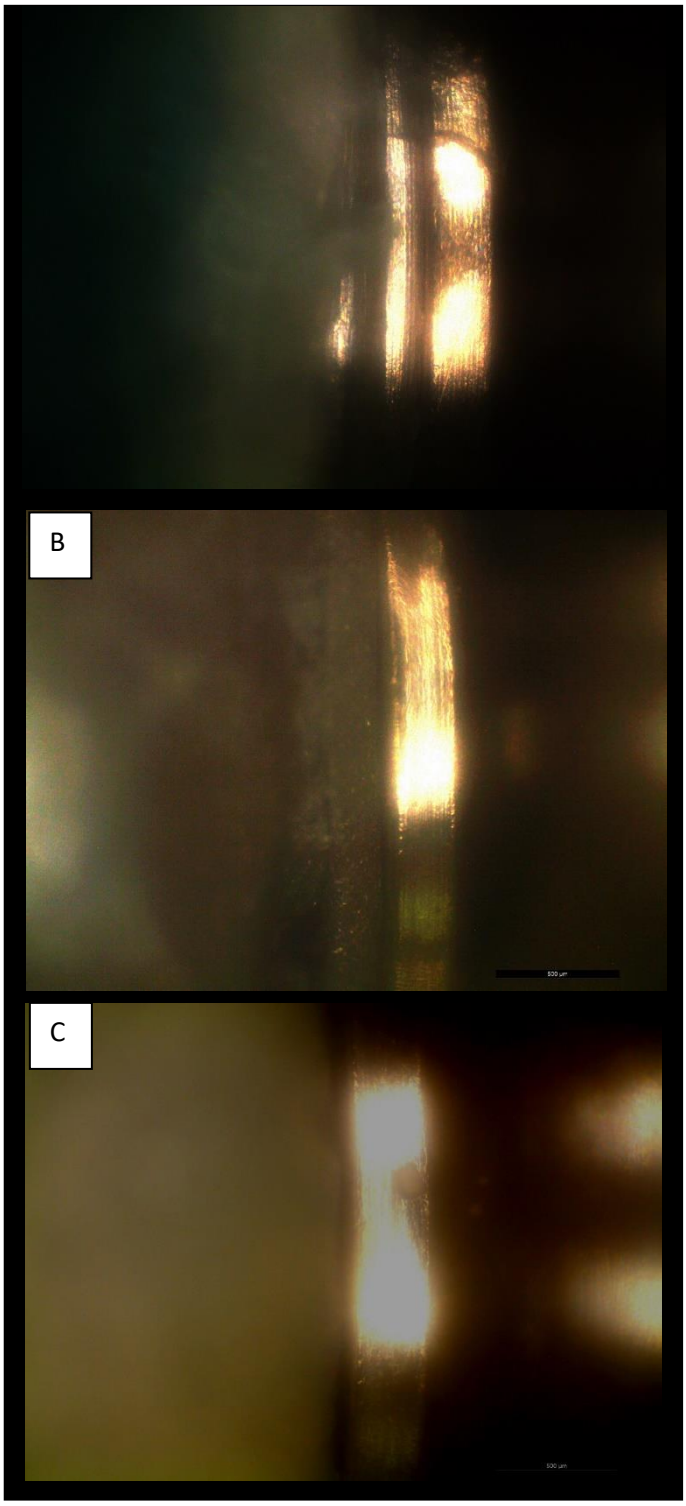
Na análise de cada uma das etapas as quais as próteses do Grupo 2 (Minipilar) foram submetidas, pôde-se observar que as diferenças nos valores de desadaptação marginal média na interface prótese-minipilar foram significativas nas interações das seguintes etapas: pré-fundição e pós-fundição (p=0,001), pré-fundição e pós-prensagem de cerâmica (p=0,003) e pós-fundição e pós-prensagem de cerâmica (p=0,022). Diferentemente do grupo 1 (UCLA), no grupo 2, na interface prótese-minipilar, não houve diferença significativa nos valores da desadaptação marginal média após a ciclagem mecânica, como pode ser observado na Tabela XII.

Tabela XII: Tabela estatística comparando as interações das diferentes fases do grupo 2 (Minipilar), na interface prótese-minipilar, e suas interferências na desadaptação marginal média

Tempo	**Diferença entre as médias**	**P valor**	**Intervalo de confiança**	
			Limite inferior	**Limite superior**
T1xT2	-14,579	0,001	-21,913	-7,245
T1xT3	-4,552	0,003	-7,327	-1,776
T1xT4	-11,377	0,062	-23,278	0,523
T2xT3	10,027	0,022	1,516	18,539
T2xT4	3,202	1,000	-10,878	17,281
T3xT4	-6,826	0,468	-18,855	5,204

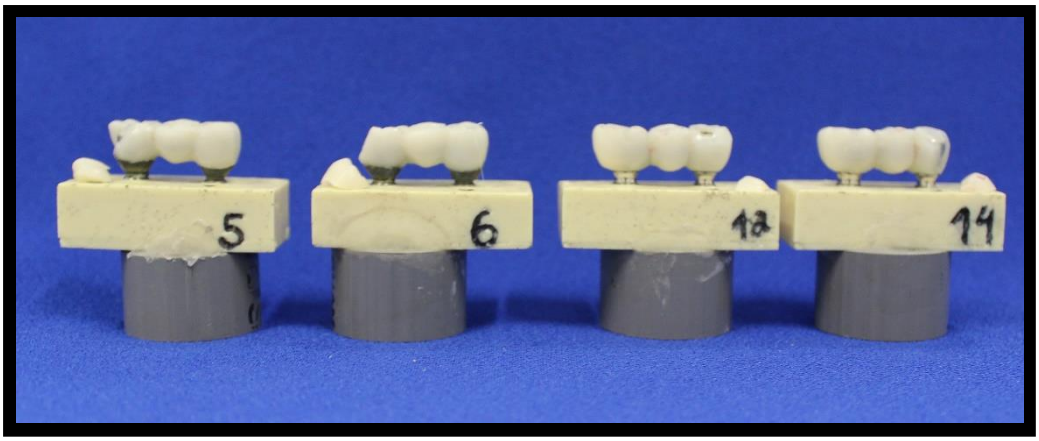
- Teste estatístico aplicado: Modelo Linear Generalizado
- T1= pré-fundição; T2= pós-fundição; T3= pós-prensagem de cerâmica; T4= pós-ciclagem mecânica;
- Diferenças consideradas significativas com $p \leq 0,05$

Figura 34: Imagem de microscopia óptica – Interface Prótese -Minipilar: A – Minipilar pré fundição; B – Minipilar Pós fundição; C – Minipilar Pós prensagem de cerâmica (Aumento de 50x)



Durante os ensaios de simulação de ciclo mastigatório houveram fraturas em 4 corpos de prova, dois do Grupo 1 (UCLA) – corpo de prova 05 no ciclo nº 2180 e no corpo de prova 06 no ciclo nº 18500 - e dois do Grupo 2 (Minipilar) – corpo de prova 12 no ciclo nº 821 e corpo de prova 14 no ciclo nº 192 -, entretanto, as fraturas não ocorreram nos componentes protéticos, mas sim no revestimento cerâmico (Figura 35). Tais corpos de prova foram excluídos do ensaio após detecção das fraturas e seus dados não foram computados nas análises estatísticas apresentadas.

Figura 35: Fratura da cerâmica



DISCUSSÃO

Como se pode observar na sessão anterior referente aos resultados, no que diz respeito à avaliação da porcentagem de perda de torque e da desadaptação marginal média, ao final do ensaio de ciclagem mecânica, não houveram diferenças significativas no comportamento dos componentes protéticos avaliados (UCLA e Minipilar) sobre a conexão *Tri-channel*, o que nos permite aceitar a hipótese nula testada.

Perda de torque

Apesar da alta taxa de sucesso dos implantes osseointegráveis, ainda nos deparamos no dia a dia clínico com casos de insucesso, principalmente devidos a complicações biológicas, sobrecarga oclusal, número inadequado de implantes, ausência de passividade, micromovimentação, presença de *microgaps*, escolha inadequada do componente protético, fratura do implante ou componente, pré-carga e afrouxamento do parafuso de retenção (Branemark et al., 1977; Misch et al., 2005; Heitz-Mayfield, 2008; Shin et al., 2014; Lee et al., 2016; De Oliveira Silva et al., 2017; Elsayed et al., 2018).

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).

Acredita-se que o afrouxamento inicial esteja associado à pré-carga e ao *settling effect*, que são variáveis da estabilidade da conexão implante-pilar, onde pré-carga é a tensão gerada no parafuso após o aperto, que é necessária para manter os componentes em posição, e o *settling effect* é o achatamento de acomodação das superfícies de contato do metal (roscas do implante e do parafuso) após aperto do parafuso, reduzindo a força de fixação que manteria os componentes em posição (Kano et al., 2006; Kim et al., 2014; Siadat et al., 2017; Gehrke et al., 2017).

Os 20 corpos de prova deste trabalho foram submetidos à simulação de um ano de uso, sob condições normais de mastigação. Todos foram observados quanto à manutenção do torque de inserção em seus respectivos parafusos protéticos, antes e após ciclagem mecânica, sendo que o percentual de perda foi dado através da obtenção do destorque, aferido nesses dois momentos.

Ao analisar os pilares individualmente, observou-se que a perda de torque antes da ciclagem mecânica do pré-molar, no grupo 1 (UCLA), foi de 30,16 ± 9,77% e no grupo 2 (Minipilar), de 29,08 ± 6,45%, já para o molar, no grupo 1, a perda de toque inicial foi de 31,79 ± 10,75% e no grupo 2 de 26,60 ± 4,20%. Não foram encontradas diferenças significativas na porcentagem de perda de torque nem entre os pilares (p=0,697) e nem entre os grupos (p=0,795) previamente ao ensaio cíclico de mastigação. Após a ciclagem mecânica, o valor médio de perda de torque para o pré-molar do grupo 1 foi de 46,61 ± 16,74% e do grupo 2 de 50,21 ± 16,25%, já o molar apresentou perda de torque de 43,75 ± 9,24% no grupo 1 e de 49,84 ± 8,75% no grupo 2, não sendo encontradas diferenças significativas entre os pilares (p=0,824) e nem entre os grupos (p=0,144). Entretanto, os valores de perda de torque aumentaram após a ciclagem mecânica, tanto para o grupo 1, UCLA, quanto para o grupo 2, Minipilar (p<0,05), evidenciando que a ciclagem mecânica influenciou o aumento do percentual de perda de torque em ambos os grupos. A literatura apresenta relatos valores de perda de torque de parafusos após carregamento cíclico que vão de 2 a 50% em diferentes tipos de conexões e pilares (Siamons et al., 2002; Barbosa et al., 2011; Diez et al., 2012; Siadat et al., 2017), o que vai ao encontro dos valores percentuais médios encontrados no estudo.

Ao analisar os dados, pôde-se inferir que o valor obtido no destorque é mais baixo que aquele apresentado no momento do torque, o que corrobora com os estudos de Diez et al. (2012), Pintinha et al. (2013), Khongkhunthian et al. (2015), Siadat et al. (2017), que também

encontraram valores mais baixos no destorque em diferentes situações avaliadas (com e sem ciclagem mecânica). Tal achado pode ser justificado pelos princípios de acomodação dos parafusos (*settling effect*), e tem íntima relação com a manutenção da pré-carga sendo que há um percentual de perda inicial da mesma exclusivamente por conta do *settling effect*.

Ainda, neste estudo, foi verificado o aumento da perda de torque após a ciclagem mecânica independentemente do componente avaliado, o que corrobora com os estudos de Pintinha et al. (2013) e De Oliveira Silva et al. (2017), nos quais os valores de perda de torque, independentemente do pilar avaliado, foram influenciados pelo ensaio de ciclagem mecânica.

Neste estudo foram utilizados os mesmos parafusos de retenção tanto para realização dos trabalhos laboratoriais quanto para a fixação das próteses aos implantes e componentes antes de serem levadas à máquina de ciclagem mecânica. Xiao et al. (2017), em uma revisão sistemática, concluíram que o reaperto de parafusos, tanto dos componentes quanto das próteses, é um procedimento aceitável, entretanto só encontraram evidências para 1 reapaerto, não havendo, segundo os autores, evidências para 2 ou mais. Entretanto, eles não recomendam a troca dos parafusos de retenção como procedimento de rotina, mas sim após avaliação visual dos mesmos. Arshad et al. (2018) após estudar *in vitro* o efeito de aperto e desaperto seguidos e carregamento cíclico no destorque de parafusos de pilares protéticos, concluíram que o uso de um novo parafuso não diminuiria significativamente o valor do destorque. Tais autores sugerem que o controle da quantidade de aperto do parafuso é mais importante do que a substituição por um novo quando da colocação definitiva do pilar protético. Os estudos supracitados podem ajudar a explicar a maior perda de torque após a ciclagem mecânica em ambos os grupos do estudo em questão, já que os mesmos parafusos foram utilizados várias vezes em todas as etapas laboratoriais de produção das próteses.

Outro quesito importante a ser analisado é o fato de que a máquina utilizada no estudo aqui apresentado 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, 30N, a uma frequência de 1 Hz (1 ciclo por segundo), 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).

Morneburg e Proschel (2002) observaram que as forças incididas nos movimentos de lateralidade em reabilitações implantossuportadas eram em média de 25 N, logo, movimentos de lateralidade não são executados, em uma mastigação normal, com a carga utilizada no estudo em questão (30 N). Portanto, a incidência de carga não axial com um valor mais alto que aquele encontrado na média da função mastigatória normal também pode ter influenciado na perda de torque dos parafusos de retenção em ambos os grupos, visto que cargas não-axiais podem aumentar a ocorrência de afrouxamento do parafuso do pilar devido à flexão continuada aplicada ao mesmo durante a função (Goldberg et al., 2018; Theoharidou et al., 2008; Oliveira, 2013).

Jung et al. (2008), em uma revisão sistemática, observaram que em 5 anos de uso as próteses sobre implantes unitárias com conexões internas e externas apresentaram perda de torque de 12,7% dos parafusos de retenção. Segundo os autores, tal perda é um dos principais problemas associados aos implantes protéticos. Já McGlumphy et al. (1998) afirmam que em média 43% dos parafusos do pilar se soltam durante o primeiro ano de uso, o que, segundo Binon et al. (2000), pode ser causado devido ao *design* biomecânico incorreto da interface ou à sobrecarga oclusal. Relatos de Assunção et al. (2012) e Feitosa et al. (2013) afirmam que se

o processo de afrouxamento continuar durante um longo período de tempo pode haver fratura do parafuso de retenção (0,35% em 5 anos).

No trabalho em questão não houve caso de fratura dos parafusos e nem de soltura total, entretanto a porcentagem de afrouxamento, apesar de também estar dentro dos valores apresentados na literatura, foi mais alta do que a relatada pelos estudos supracitados, muito possivelmente devido às diferenças metodológicas, já que nesses estudos foram analisadas restaurações unitárias, sob carga de 400 N em um único sentido por 1 milhão de ciclos. Tal intensidade e carga desses ensaios podem explicar a fratura dos parafusos ou a soltura total dos mesmos. Logo, o estudo aqui discutido demonstra que, dentro da simulação de um ano de uso, com cargas em diferentes sentidos, após adequada distribuição das forças oclusais, o uso dos componentes UCLA e Minipilar sobre a conexão *Tri- Channel*, parece apresentar bons resultados quanto ao não aparecimento de fraturas dos parafusos e/ou componentes protéticos.

No entanto, o afrouxamento do parafuso é um evento multifatorial que depende não apenas do tipo de conexão, mas também do *design* e material do parafuso, tipo e *design* dos pilares, ajuste passivo dos elementos protéticos e forças oclusais entre outros (Pardal-Peláez et al., 2017). Visto isso, sugere-se novos estudos que possam comparar também outras propriedades dos implantes com conexão *Tri-channel* e seus respectivos componentes protéticos a fim de se obter maior embasamento para utilização com segurança dos mesmos.

Desadaptação Marginal

O assentamento não adequado do componente protético ao implante pode acarretar problemas nas reabilitações implantossuportadas. Desgaste por atrito, sobrecarga em função, afrouxamento do parafuso, infiltrado bacteriano e reabsorção óssea ao redor do colo do implante podem ocorrer devido a esta desadaptação marginal (Liu & Wang, 2017; Sakamoto et al., 2016; Oh et al., 2002).

Entretanto, a literatura mostra que o assentamento perfeito entre componente protético e implante não é observado na prática, principalmente devido ao limite de precisão no processo de manufatura dos mesmos. Logo, o espaço mínimo de desadaptação sempre estará presente nas reabilitações do tipo próteses sobre implantes (Alves et al., 2016; Scarano et al., 2016; Khongkhunthian et al., 2015).

Ghodsi et al. (2018) avaliaram em seus estudos a retenção e a adaptação marginal de *copings* para pilares pré-fabricados, obtidos por duas diferentes técnicas: padrão de cera para fundição preparado por uma fresadora (CAM) e posterior fundição em liga de Níquel-Cromo-Titânio (Ni-Cr-Ti) e fresagem de blocos de Cobalto-Cromo (Co-Cr) sinterizados. Foi realizada a padronização das medidas dos *copings* com auxílio de CAD/CAM. Após suas análises, os autores observaram maior desadaptação e maior necessidade de ajustes para assentamento nos *copings* fresados em blocos de Co-Cr quando comparados aos *copings* obtidos através do padrão de cera. Tais autores concluíram que a técnica de CAD/CAM para fresagem da cera resultou *copings* mais retentivos e com melhores adaptações interna e externa.

Sabe-se que hoje a odontologia digital ocupa importante espaço e já se faz presente em diversas atividades clínicas e laboratoriais. Entretanto, o acesso a esta prática ainda não é a realidade da maioria. Como demonstrado anteriormente, a utilização de peças pré-fabricadas e/ou fresadas, aumenta a previsibilidade dos resultados no que diz respeito à desadaptação marginal, porém, a fundição de peças ainda é realidade nas atividades clínicas e ocupa a maioria da produção de próteses metalocerâmicas, pois possui baixo custo quando comparada às peças fresadas em sistema CAD/CAM (Zavanelli et al., 2015), logo, tornam-se de grande importância estudos que apresentem respostas das propriedades dos componentes protéticos em situações usuais no dia a dia clínico, como no caso do estudo aqui discutido, onde têm-se

estruturas metálicas fundidas em ligas Co-Cr e a análise de suas propriedades mecânicas no que diz respeito à perda de torque e a desadaptação marginal.

Todavia, não há, na literatura, valor fixo correspondente ao que é considerado normal no que diz respeito à desadaptação marginal entre componente protético e implante. Vários são os critérios e observações referentes a esses valores. Por exemplo, há relatos em que valores no intervalo de 0,1 μm a 10 μm são considerados aceitáveis, visto que a maioria das bactérias presentes na cavidade oral são maiores que tais dimensões, ou seja, discrepâncias acima de 10 μm podem apresentar efeitos biológicos, como microinfiltração bacteriana (Nascimento et al., 2016; Jansen et al., 1997; Al-Turki et al., 2002). Katsoulis et al. (2017), em uma revisão sistemática da literatura, observaram que os valores de desadaptação marginal tidos como aceitáveis são bastante variáveis, sendo relatados medidas que vão de 10 μm a 150 μm. Ainda, esses mesmos autores, 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. No entanto, eles afirmam que todas estas sugestões são de natureza teórica ou origem empírica, sem ainda possuírem evidências claras. Logo, tais autores concluíram que o valor médio de desadaptação marginal ainda é bastante discutido, entretanto afirmaram que os dados atuais não implicam que os cirurgiões dentistas devam negligenciar uma boa adaptação, ao invés, devem buscar em suas reabilitações implantossuportadas o mínimo grau de desajuste possível.

Outro importante fator para que se consiga manter este *microgap* entre o pilar e o implante dentro dos limites de normalidade, é a passividade de assentamento das peças. O ajuste passivo tem sido considerado requisito importante para a longevidade de próteses suportadas por implantes. Entre os diferentes passos da construção das próteses, a fundição é a etapa que pode influenciar a precisão do ajuste e consequentemente a uniformidade da superfície do pilar que será posicionado sobre o implante (Mendes et al., 2013).

Essa passividade diz respeito à adaptação do componente de maneira passiva sobre o implante, evitando, assim, aperto excessivo do parafuso protético a fim de compensar a ausência de passividade, pois o excesso de torque do parafuso para compensar a falta de passividade pode comprometer a conexão implante-pilar ou o parafuso de retenção, trazendo problemas no funcionamento do conjunto (Jesus Tavarez et al., 2011). No estudo em questão foram realizadas secções das infraestruturas fundidas e posterior ponto de solda para alcançar a máxima passividade das peças. Em seguida, realizou-se teste de passividade, com o aperto do parafuso de apenas um dos pilares e observação do pilar oposto, a fim de identificar interferências para que se pudesse garantir que as peças estariam assentadas sobre os respectivos implantes e componentes de maneira passiva. Tal procedimento possibilitou passividade aceitável, com ausência de interferências visíveis na desadaptação marginal das peças.

Todas as peças foram avaliadas quanto à desadaptação marginal média, tanto em todas as fases de obtenção, quanto antes e após ciclagem mecânica. A análise comparativa entre os componentes UCLA e Minipilar foi feita antes e após ciclagem mecânica.

Nos pré-molares do grupo 1 (UCLA), previamente à ciclagem mecânica, encontramos média de desadaptação marginal de 28,84 ± 6,91 μm, já nos molares de 17,92 ± 3,44 μm. No grupo 2 (Minipilar), o valor médio para os pré-molares foi de 9,29 ± 1,20 μm e para os molares 8,98 ± 1,42 μm. Após a ciclagem mecânica, no grupo 1, a média de desadaptação dos pré-molares foi para 13,99 ± 8,74 μm e dos molares para 10,64 ± 0,70 μm. No grupo 2, também após a ciclagem mecânica, os pré-molares apresentaram média de desadaptação marginal de 12,47 ± 1,97 μm e os molares de 12,61 ± 1,99 μm. Logo, foi encontrada diferença significativa entre os grupos 1 e 2 antes da ciclagem mecânica ($p<0,05$), entretanto, após a ciclagem tal diferença não foi mais observada ($p=0,894$). Os valores médios de desadaptação marginal na interface implante-pilar observados neste estudo estão dentro dos limites

considerados normais, ou seja, que não causariam maiores prejuízos quando da sua presença em função (Katsoulis et al., 2017).

Ainda, Rismanchian et al. (2012) mostraram que o mesmo sistema de implante apresentava diferentes desadaptações marginais de acordo com o tipo de pilar utilizado, o que corrobora com os resultados aqui discutidos, onde antes da ciclagem mecânica os diferentes pilares possuíam diferentes valores de desadaptação marginal.

É importante ressaltar que os componentes UCLA, utilizados no estudo apresentado, eram padrões calcináveis 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 um intermediário. Ao invés, os Minipilares 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.

Vários estudos, com diferentes metodologias, apresentam melhor acomodação dos pilares protéticos à plataforma do implante, independentemente da conexão, após ciclagem mecânica (Gehrke et al., 2017; Gehrke et al., 2014; Meleo et al., 2012; Boeckler et al., 2008).

Entretanto, há relatos na literatura de melhor adaptação marginal na interface implante-pilar das peças pré-fabricadas em comparação com as fundidas antes de serem submetidas aos esforços mastigatórios (Byrne et al., 1998, Costa et al., 2004; Harder et al., 2010; Rismanchian et al., 2012) e isso corrobora com os resultados deste estudo, pois, previamente à ciclagem mecânica, o grupo 1, UCLA, com peças fundidas, apresentou desadaptação marginal superior à encontrada nos componentes do grupo 2, Minipilar, com peças pré-fabricadas.

Karl & Taylor (2016) estudaram o assentamento e a micromovimentação de diferentes pilares (próprios do fabricante e similares) para um mesmo tipo de sistema de implante, antes e após ciclagem mecânica. Concluíram que a carga cíclica pode causar o assentamento dos

pilares à plataforma do implante, afetando a estabilidade da interface e a micromovimentação do conjunto. Observaram, ainda, que a acomodação dos componentes ao implante acontece de maneira mais acentuada nos componentes similares, ou seja, naqueles que não foram produzidos pelo mesmo fabricante dos implantes.

Nos resultados obtidos no estudo aqui apresentado, os valores de desadaptação marginal diminuíram significativamente após a ciclagem mecânica nos componentes fundidos (UCLA), ou seja, naqueles produzidos em laboratório. Tal comportamento fez com que não houvessem diferenças significativas (p=0,894) entre os componentes fundidos, UCLA, e os pré-fabricados, Minipilar, no que diz respeito à desadaptação marginal, após o carregamento cíclico, o que vai de encontro aos estudos de Karl & Taylor (2016). No entanto, estes mesmos autores chamam a atenção de que a acomodação do pilar à plataforma do implante é apenas um dos fatores a ser considerado na seleção do pilar. Outros fatores, segundo eles, seriam a colonização bacteriana do *microgap*, o material do implante e do pilar e o comportamento em relação à fadiga por uso.

Butignon et al. (2016) estudaram a precisão da adaptação marginal de diferentes pilares (titânio usinado, liga de ouro pré-usinada e zircônia usinada), em um mesmo sistema de implante (hexagonal externo), antes e após ciclagem mecânica, com carga variável de 11 a 211 N e frequência de 15 Hz, totalizando 500.000 ciclos. Observaram que o tipo do pilar influenciou no resultado da desadaptação marginal, sendo que os pilares em zircônia apresentaram menor desajuste e os de ouro, maior. Entretanto, o carregamento cíclico não alterou significativamente os valores de desajuste. Ao final, relataram que todos os grupos apresentaram desajuste com valores aceitáveis.

Apesar das diferenças metodológicas, os achados de Butignon e colaboradores (2016), podem explicar o porquê dos componentes pré-fabricados (Minipilar) não terem sofrido alterações no que diz respeito à desadaptação marginal após a ciclagem mecânica (p=0,210),

já que esses são produzidos em titânio, diferentemente dos componentes do grupo UCLA, fundidos em ligas de Co-Cr. Logo, o fato de possuírem diferentes ligas em suas composições pode sugerir a diferença de comportamento de ambos, UCLA e Minipilar, frente à ciclagem mecânica. Entretanto, os dois componentes, assim como nos estudos de Botignon et al. (2016), apresentaram valores médios de desadaptação marginal aceitáveis.

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 havia evidências para relacionar a desadaptação marginal na interface implante-pilar à perda de torque. No caso do estudo em questão, o grupo UCLA apresentou diferença significativa na desadaptação marginal média antes e após ciclagem ($p<0,05$), já o grupo inipilar não apresentou tal diferença ($p=0,210$), entretanto, ambos os grupos apresentaram perda de torque, sem diferença significativa entre eles ($p=0,144$). Ou seja, não se pode inferir diante do exposto que houve relação entre a desadaptação marginal média da coroa e a porcentagem de perda de torque no estudo em questão.

Ainda, as diferentes fases de obtenção das próteses metalocerâmicas podem influenciar na desadaptação marginal das peças (Jaime et al., 2007; Barbosa et al., 2007). No presente estudo, no grupo1, UCLA, houveram diferenças significativas entre os valores médios de desadaptação marginal entre as fases de pré-fundição e pós-fundição ($p=0,007$), pré-fundição e pós-prensagem de cerâmica ($p=0,002$), pós-fundição e pós-ciclagem mecânica ($p=0,019$) e pós-prensagem de cerâmica e pós-ciclagem mecânica (0,003). Já no grupo 2, Minipilar, na interface prótese-minipilar, houveram diferenças significativas nas etapas de pré-fundição e pós-fundição ($p=0,001$), pré-fundição e pós-prensagem de cerâmica ($p=0,003$) e pós-fundição e pós-prensagem de cerâmica ($p=0,022$), não havendo, no grupo 2, interferência da ciclagem mecânica na desadaptação marginal da interface prótese-minipilar.

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 (Michalakis et al., 2003; Byrne et al., 1998).

Como observado nos resultados do estudo aqui apresentado, houve diferença significativa nos valores de desadaptação marginal, no grupo UCLA, antes e após o processo de fundição; entretanto, após o processo de prensagem da cerâmica, os valores encontrados não apresentaram diferença significativas com os valores anteriores à prensagem, o que evidencia maior interferência, neste grupo, do processo de fundição na desadaptação marginal dos componentes aos implantes. Já no grupo Minipilar, na interface prótese-minipilar, tanto a fundição quanto a aplicação de cerâmica alteraram significativamente a desadaptação marginal. Entretanto, os resultados, apesar de apresentarem diferenças significativas, quando analisados os valores individuais, mostram que esses estão dentro dos limites de normalidade de desadaptações marginais, pois ambos os grupos apresentaram valores clinicamente aceitáveis de desajustes nas interfaces estudadas.

Além do mais, as aferições realizadas com auxílio de uma lupa estereoscópica da interface prótese-minipilar, no grupo 2, apresentaram dificuldade de precisão, pois o enceramento da peça teve o término exatamente na interface e, apesar de se utilizar uma matriz para padronização deste término, algumas diferenças sutis quanto ao limite do enceramento podiam ser observadas com o aumento utilizado no estudo (50X). Logo, o excesso ou a falta no enceramento poderiam interferir nos resultados apresentados para o grupo 2, na interface prótese-minipilar, sendo essa uma das limitações de tal análise, que

podem explicar parcialmente as diferenças da interferência de diferentes fases nos dois grupos estudados.

Barbosa et al. (2007) avaliaram a influência do processo laboratorial de confecção de próteses metalocerâmicas implantossuportadas com pilares do tipo UCLA nos valores de desadaptação marginal média na interface UCLA/Implante. Foram avaliados o desempenho de três diferentes laboratórios protéticos por meio da análise de desadaptação marginal nas etapas de fundição e soldagem de uma mesma prótese. Eles encontraram diferenças significativas nos valores de desadaptação marginal no processo de fundição entre as peças dos três laboratórios. Entretanto, após a soldagem os valores de desadaptação marginal não apresentaram diferenças significativas em nenhum deles. Então, concluíram que as etapas laboratoriais podem induzir a um desajuste da interface quando pilares do tipo UCLA calcináveis são utilizados. Ainda, segundo os autores, pode ser que os valores de ajuste não estejam relacionados aos estágios de fundição do UCLA, e que, na realidade, possam ser influenciados quando processados por diferentes laboratórios. As próteses do estudo aqui apresentado foram confeccionadas por um único operador, que não possuía experiência na execução das etapas laboratoriais e, mesmo seguindo todos os protocolos pré-estabelecidos, pode ter falhado em alguma das etapas, o que pode também ter algum tipo de influência nos resultados, pois como apresentado no estudo citado anteriormente, diferenças na etapa de confecção das próteses podem alterar a desadaptação marginal média.

No estudo de Jaime et al. (2007) foi avaliado o efeito de retificadores na desadaptação marginal de pilares do tipo UCLA pré-fabricados e fundidos e também a influência dos processos de fundição da infraestrutura metálica e prensagem de cerâmica na desadaptação marginal. Foram divididos dois grupos: um teste, com 10 pilares UCLA fundidos e finalizados com retificadores submetidos à aplicação de cerâmica em seguida, e um controle, com 10 pilares UCLA, com a base pré-fabricada, também fundidos e submetidos em seguida

à aplicação de cerâmica. As medidas foram realizadas antes e após o uso de retificadores e após a prensagem de cerâmica no grupo teste e, no controle, antes e após a fundição e após a aplicação de cerâmica. Após análise os autores concluíram que o uso de retificadores reduziu o desajuste vertical dos pilares fundidos e que, mesmo com etapas laboratoriais cuidadosamente realizadas, ocorreram mudanças na interface do implante de pilares com a base pré-fabricada. Já a aplicação de cerâmica, neste estudo, não alterou os valores de desajuste marginal dos pilares.

Apesar das diferenças metodológicas, o estudo anteriormente relatado, corrobora com os achados do trabalho aqui apresentado no que diz respeito às diferentes fases de obtenção das estruturas metálicas do grupo UCLA, visto que houve diferença significativa nos valores de desadaptação marginal após a fundição (p=0,007), não havendo diferença após a aplicação de cerâmica (p=0,288), demonstrando que o processo de fundição alterou os valores de desadaptação dos componentes UCLA, e o de prensagem da cerâmica, não.

Como já citado anteriormente, a ausência de adaptação marginal adequada das próteses fixas sobre implantes pode causar tanto complicações biológicas quanto mecânicas a todo o sistema, inclusive, podendo reduzir a resistência à fratura das restaurações cerâmicas, haja vista que a desadaptação pode aumentar a concentração de tensões sobre as peças protéticas (Karl et al., 2012). O ajuste ideal depende de vários fatores, e o revestimento estético (cerâmico) deve ser considerado um fator que pode afetar a precisão da adaptação marginal (Kim et al., 2012; Karl et al., 2012; Regish et al., 2013). No estudo de Regish et al. (2013), por exemplo, foi observado que os desajustes, tanto horizontais quanto verticais, aumentaram após processos de queima de cerâmica. Diante disto, Bayramoglu et al. (2015) propuseram um estudo a fim de comparar a adaptação marginal e interna de três diferentes tipos de materiais: cerâmica convencional estratificada, cerâmica *press-on-metal* (POM) e zircônia. Eles relataram que os menores valores de desadaptação marginal foram encontrados

na cerâmica do tipo POM e os maiores no grupo das cerâmicas convencionais estratificadas; entretanto, concluíram que embora a cerâmica convencional tenha apresentado maiores valores de desadaptação, os valores encontrados nesse grupo são clinicamente aceitáveis. Isto pode ser explicado, segundo os autores, porque a adaptação de uma restauração metalocerâmica sofre alteração com repetidas queimas de cerâmica, como na técnica de estratificação. Por outro lado, com as restaurações cerâmicas do tipo *"press-on-metal"*, estas repetidas queimas de cerâmica não são necessárias, já que a técnica preconiza uma única queima, logo, os valores da adaptação marginal da restauração com esse tipo de sistema cerâmico, segundo os autores, são menos afetados.

O sistema cerâmico utilizado no estudo foi o do tipo *"press-on-metal"*, ou seja, sofreu apenas uma queima durante seu processo de prensagem. Diferença significativa dos valores de desadaptação marginal média foram observados no grupo Minipilar (p=0,022) após a prensagem da cerâmica, entretanto não foram valores discrepantes a ponto de inviabilizar a sua utilização e, além disso, soma-se o fato já mencionado anteriormente, da dificuldade de precisão da determinação do término da prótese na interface prótese-minipilar no grupo 2. Porém, no grupo 1, UCLA, os valores não apresentaram diferenças significativas após a prensagem da cerâmica (p=0,288), indo ao encontro dos resultados apresentados por Bayramoglu et al. (2015).

Diante do exposto, vê-se que muitos são os estudos e diferentes são as metodologias aplicadas a fim de se obter valores médios de desadaptações marginais médias nas interfaces das reabilitações implantossuportadas e que, todos eles, apresentam algum tipo de limitação.

Como fatores limitantes do estudo *in vitro* em questão, pode-se elencar o fato da máquina incidir com 30 N 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, a máquina

executou 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 preconizada de maneira uniforme através de tais ajustes, em algum momento do ensaio.

Sugere-se novos estudos, inclusive com a avaliação da desadaptação marginal horizontal. Além disso, outras propriedades devem ser analisadas para a melhor avaliação do funcionamento desse conjunto prótese-implante aqui estudado, como por exemplo distribuição de tensões sob aplicação de forças em diferentes sentidos e também testes de fadiga termomecânica acelerada para análise dos limites de resistência desses componentes com esse tipo de conexão. Ademais, estudos *in vivo* sempre são indicados para que se possa melhor avaliar o comportamento dos materiais.

CONCLUSÕES

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

- Os componentes UCLA e Minipilar (interface minipilar-implante), após o ensaio de ciclagem mecânica, apresentaram valores médios de desadaptação marginal equivalentes;
- No grupo UCLA, a ciclagem mecânica promoveu uma melhor acomodação do componente à plataforma do implante. Já no grupo Minipilar (interface minipilar-implante), não houve a interferência da ciclagem na acomodação do componente, permanecendo sem diferença significativa após o ensaio de ciclagem mecânica.
- Quanto às fases de obtenção das próteses, no grupo UCLA, houve influência somente do processo de fundição na desadaptação marginal média. Já no grupo Minipilar (interface prótese-minipilar) houve influência tanto da fundição quanto da aplicação de cerâmica.
- Ambos os grupos se comportaram de maneira semelhante no que diz respeito a perda de torque dos parafusos de retenção da prótese, antes e após ciclagem mecânica, havendo uma maior perda após o ensaio;

REFERÊNCIAS

Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. Implant Dent. 2005;14:77-81.

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

Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. J Prosthet Dent. 2004;91:319-25.

Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. Int J Prothodont. 2002;15:38-42.

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.

Arshad M, Mahgoli H, Payaminia L. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles and cyclic loading on abutment screw removal torque and crew thread morphology: scanning electron microscopy evaluation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2018;33:31-40.

Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Gomes ÉA, Garcia IR Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. J Prosthodont Res. 2011;55:12-8.

Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VAR, Gomes ÉA, Garcia IR. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. Implant Dent. 2012;21:46-50.

Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Gröndahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Brånemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. Clin Oral Implants Res. 2004;15:413-20.

Barbosa GS, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Relation between implant/ abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. Braz Dent J. 2008;19:358-63.

Barbosa GS, Silva-Neto JP, Simamoto-Junior PC, Neves FD, Mattos M da G, Ribeiro RF. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. Braz Dent J. 2011;22:51-5

Barbosa GS, Simanoto-Junior PC, Fernandes Neto AJ, de Mattos M da G, Neves FD. Prosthetic Laboratory Influence on the Vertical Misfit at the Implant/UCLA Abutment Interface. Braz Dent J. 2007;18:139-143

Bayramoglu E, Özkan YK, Yildiz C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2015;114:52-58

Batista MJ, Rihs LB, Sousa MLR. Risk indicators for tooth loss in adult workers. Braz Oral Res. 2012;26:390-6.

Bernardes SR, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/ untightening sequences. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29:89-96.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15:76-94.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont. 1996;9:149-160.

Boeckler AF, Morton D, Kraemer S, Geiss-Gerstdorfer J, Setz JM. Marginal accuracy of combined tooth-implant-supported fixed dental prostheses after in vitro stress simulation. Clin Oral Implants Res. 2008;19:1261-1269.

Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg. 1969;3:81-100.

Branemark Pl, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment ofthe edentulous jaw: experience from a ten years period. Scand J Plast Reconstr Surg. 1977;16:1-32.

Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. Int J Prosthodont 1993;6:435-439.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. J Dent Res. 2003;82:232-7.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. J Dent Res. 2006;85:473-8.

Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Geramipanah F, Safari H, Paknejad M. Effect of the coefficient of friction and tightening speed on the preload induced at the dental implant complex with the finite element method. J Prosthet Dent. 2015;113:405-11.

Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipanah F. Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect. J Prosthet Dent. 2015;113:412-9.

Butignon LE, Basílio MA, Santo JS, Arioli Filho JN. Vertical Misfit of Single-Implant Abutments Made from Different Materials Under Cyclic Loading. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016;31:1017-1022.

Byrne D, Huston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. J Prosthet Dent. 1998;82:184-192

Cardoso ACO. Passo a Passo da Prótese sobre Implante. Ed. Santos. 2005, p 237.

Ceruso FM, Barnaba P, Mazzoleni S, Ottria L, Gargari M, Zuccon A, Bruno G, di Fiore A. Implant-Abutment connections on sigle crowns: a systematic review. Oral Implantol (Rome). 2017;10:349-353.

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

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.

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;28:321-9.

Coppedê AR, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types with internal tapered conncetions: na in vitro study. Clin Oral Impl Res. 2009;20:624-632.

Costa ELV, Hoçoya LS, Bottino MA. The fitness of copings constructed over UCLA abutments and the implant, constructed by diferent tecniques: casting and with laser welding. J Appl Oral Sci. 2004;12:349-54.

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

da Silva ET, de Oliveira RT, Leles CR. O edentulismo no Brasil: epidemiologia, rede assistencial e produção de prótese pelo sistema único de saúde. Tempus, actas de saúde colet. 2015;9:121-134

de Oliveira Silva TS, Alencar SMM, da Silva Valente V, de Moura CDVS. Effect of internal hexagonal index on removal torque and tensile removal force of different morse taper connection abutments. J Prosthet Dent. 2017;117:621-627

Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. J Prosthet Dent 1995;74:270-278.

Diez JS, Brigagao VC, Cunha L, Neves AC, da Silva Concilio LR. Influence of diamondlike carbono-coated screws on the implant-abutment interface. Int J Maxillofac Implants. 2012;27:1055-60

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;27:266-71.

Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. Technol Health Care. 1997;5:253-73.

Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. Clin Oral Implants Res. 2018;29:20-27.

Feitosa PCP, de Lima APB, Silva-Concílio LR, Brandt WC, Neves ACC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. Eur J Dent. 2013;7:267-71.

Ferreira EC, Corbella S, Zanatta C, Taschieri S, del Fabbro M, Gehrke A. Photo-elastic investigation of inlfuence of dental implant shape and prosthetic materials to patterns of stress distribution. Minerva Stomatol 2012;61:262-71.

Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crows. J Prostht dent. 1999;82:341-347.

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.

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.

Goldberg J, Lee T, Phark JH, Chee W. Removal torque and force to failure of non-axially tightened implant-abutment screws. J Prosthet Dent. 2018;X:X-X (https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.02.014).

Ghodsi S, Pirmoazen S, Beyabanaki E, Rostami M, Alikhasi M. The effect of milling metal versus milling wax on implant framework retention and adaptation. J Prosthodont. 2018;X:X-X (DOI: 10.1111/jopr.12914).

Goiato MC, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM , dos Santos MD, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. Acta Odontol Scand 2013;71:283-288.

Harder S, Dimaczek B, Acil Y, Terheyden H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection–in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. Clin Oral Investig. 2010;14:427-432.

Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implantsupported prostheses: comparison of gaps at the prostheticabutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. J Prosthet Dent 2006;95:26-32.

Heitz-Mayfield LJ. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. J Clin Periodontol. 2008;35:292-304.

ISO/TS 14569-2. Dental Materials – Guidance on testing of wear – Part 2: Wear by two – and or three body contact. Switzerland; 2001. 32p.

Jaime APG, de Vasconcellos DK, Mesquita AMM, Kimpara ET, Bottino MA. Effect of cast rectifiers on the marginal fit of UCLA abutments. J Appl Oral Sci. 2007;15(3):169-74.

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.

Jesus Tavarez 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.

Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Assuncao 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. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28:415-22.

Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res. 2008;19:119-30.

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.

Karl M, Graef F, Wichmann M, Beck N. Microfractures in metal-ceramic and all-ceramic implant-supported fixed dental prostheses caused by superstructure fixation. Dent Mater J. 2012;31:338-45.

Karl M, Taylor TD. Effect of cyclic loading on micromotion at the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016;31:1292-1297.

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

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

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.

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.

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;91:324-326.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/ abutment joint designs. J Prosthet Dent. 2002;88:604-10.

Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. J Adv Prosthodont. 2013;5:21-8.

Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. J Adv Prosthodont. 2013;5:179-186.

Kim KS, Han JS, Lim YJ. Settling of abutments into implants and changes in removal torque in five different implant-abutment connections. Part 1: Cyclic loading. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29:1079-1084.

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;14:208-14.

Lee FK, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of four implant-abutment interface designs. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25:744-751.

Lee JI, Lee YK, Yu LC, Hye W. Effect of implant number and distribution on load transfer in implant-supported partial fixed dental prostheses for the anterior maxilla: A photoelastic stress analysis study. J Prosthet Dent. 2016;115:161-169.

Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, Moy P. The “UCLA” abutment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3:183-189.

Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. J Prosthet Dent. 1992;67:509-515.

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.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connection: a short communication. J Oral Rehabil. 2006;33:75-78.

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.

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.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am. 1998;42:71-88.

Medeiros RM. Avaliação da adaptação marginal de components 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.

Mendes SNC, Rezende CEE, Neto RTM, Sousa EAC, Rubo JH. Effect of framework soldering on the deformation of implant abutments after framework seating: a study with strain gauges. Implant Dent. 2013;22:193-198.

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

Meleo D, Baggi L, di Girolamo M, di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. Ann Ist Super Sanita. 2012;48:53-58.

Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18:719-728.

Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. Implant Dent. 2005;14:108-116.

Montandon A, Zuza E, Toledo BE; Prevalen and reasons for tooth loss in a sample from a dental clinic in Brazil. Int. J. Dent. 2012;2012: doi:10.1155/2012/719750

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

Morais RC. Avaliação da plataforma tri-channel por meio de microtomografia computadorizada e suas propriedades mecânicas após torque de inserção, fadiga e fratura. [Tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2018.

Morneburg TR, Proschel PA, Nat R. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prosthodont. 2002;15:20-27.

Nascimento C, Pita MS, Santos Ede S, Monesi N, Pedrazzi V, Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. Microbiome of titanium and zirconia dental implants abutments. Dental Materials. 2016;32:93-101.

Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performace of implant-ceramic abutment combinations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24:636-646.

Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. J Prosthet Dent. 2004;91:421-427.

Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? J Periodontol. 2002;73:322-333.

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.

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.

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.

Park JA, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutments screw coating on implant preload. J Prosthodont. 2010;19:458-64.

Pesquisa Nacional de Saúde 2013: percepção do estado de saúde, estilos de vida e doenças crônicas: Brasil, grandes regiões e unidades da federação. IBGE, 2014. Dsponível em: https://biblioteca.ibge.gov.br

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.

Priest G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10 year survival study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14:181-188

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.

Regish KM, Sharma D, Prithviraj DR, Nair A, Raghavan R. Evaluation and comparison of the internal fit and marginal accuracy of base metal (nickelchromium) and zirconia copings before and after ceramic veneering: an SEM study. Eur J Prosthodont Restor Dent 2013;21:44-8

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. J Prosthet Dent. 1997;78:596-604.

Rismanchian M, Hatami M, Badrian H, Khalighinejad N, Goroohi H. Evaluation of microgap size and microbial leakage in the connection area of 4 abutments with Straumann (ITI) implant. J Oral Implantol. 2012;38:677-685.

Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjertursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performace of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. Clin Oral Implants Res. 2009;20:4-31.

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.

Sakka S, Baroudi K, Nassani MZ. Factors associated with early and late failure of dental implants. J Investig Clin Dent. 2012;3:258-261.

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.

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.

Schall, R. Estimation in generalized linear models with random effects. Biometrika. 1991;78:719-727.

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.

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.

Siamons G, Winkler S, Boberick KG. Relatioship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. J Oral Implantol. 2002;28:67-73.

Simons P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success a 10-16- year follow-up of non-submerged dental implants. Clin Oral Impl Res. 2010;21:772-777.

Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. Implant Dent. 2003;12:306-317.

Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwing K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fadigue and fracture strength of implants. Clin Oral Impl Res. 2008;19:1276-1284.

Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. J Appl Oral Sci. 2008;16:55-58.

Theoharidou 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.

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.

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.

Wedderburn RWM. Quasi-likelihood functions, generalized linear models and the Gauss-Newton method. Biometrika. 1974;61:439-447.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw machanics and thesettling effect: an overview. J Oral Implantol. 2003;29:242-245

Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Burgin W, Hicklin S, Bragger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: A 10-year retrospective study. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16:356-364.

Xia D, Lin H, Yuan S, Bai W, Zheng G. Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values. Biomed Mater Eng. 2014;24:2143-2149.

Xiao H, Yang Y, Liu Z, Taylor TD. Opinions regarding reuse or replacement of Implant prosthesis retaining screws: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2017;32:985-991.

Zavanelli RA, Magalhaes JB, Paula WN, Zavanelli AC. Critérios e orientações para a seleção de pilares intermediários em implantodontia. In: Associação Brasileira de Odontologia; Pinto T, Neves FD, Riesco MG, organizadores. Pro Odonto Implante e Periodontia - Programa de Atualização em Implantodontia e Periodontia: Ciclo 9. Porto Alegre: Artmed Pan-americana; 2015. p. 9-47. (Sistema de Educação Continuada a Distância; v. 2).

Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Micromovements at the implant-abutment interface: measurements, cause and consequences. Implantologie. 2007;15:31-46.