

Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico

Arlindo Ferreira Júnior

**Estudo da resistência à tração de infraestruturas metálicas cimentadas
ou soldadas a laser sobre cilindros pré-fabricados**

CURITIBA

2011

Arlindo Ferreira Júnior

Estudo da resistência à tração de infraestruturas metálicas cimentadas ou
soldadas a laser sobre cilindros pré-fabricados

Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Caio Hermann

CURITIBA

2011

Ferreira Junior, Arlindo

F385e Estudo da resistência à tração de infraestruturas metálicas cimentadas ou soldadas a laser sobre cilindros pré-fabricados. Curitiba, 2011

89 f. : il. ; 31 cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2011

Orientador: Prof. Dr. Caio Hermann

Bibliografia

1. Cimentos Resina. 2. Implantes Dentários. 3. Soldagem. 4. Adaptação. I. Título.

Arlindo Ferreira Júnior

Estudo da resistência à tração de infraestruturas metálicas cimentadas ou soldadas a laser
sobre cilindros pré-fabricados

Presidente da Banca (Orientador): Prof. Dr. Caio Hermann

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marcos André Kalabaide Vaz

Prof. Dr. Sérgio Rocha Bernardes

Aprovada em: 13/06/11

Dedicatória

Aos meus filhos Sheisa, Tiago e Rodolfo. À Flávia, minha nora, e a Renato, meu neto, que souberam compreender as limitações de atenção e tempo. Lembrem-se de que: “Se não puder se destacar pelo talento, vença pelo esforço.” (Dave Weinbaum).

À minha mãe, Leonídia, que tanto amo, admiro e a quem tanto devo pela educação cheia de amor que me proporcionou, pela formação moral e de caráter, pelo exemplo de trabalho, dedicação e também por dizer que: “aos de Carneiro não ganham no jogo, mas vencem com trabalho e esforço”. Meu muito obrigado.

À minha esposa Carlomeia, por seu amor, paciência e perseverança ao suportar a ausência, pelos conselhos e apoio incondicional nos momentos difíceis e principalmente pelo exemplo de dedicação, competência e capacidade profissional.

Obrigado **DEUS** por todos meus familiares.

Agradecimentos

À Direção da NEODENT, na pessoa do Professor Geninho Thomé, pelo apoio e auxílio financeiro na liberação de componentes e incentivo para realização desta pesquisa.

Aos colegas de curso, amigos e “segunda família”, HÉLIO, ROSELI, FELIPE SASAKI, JOSÉ MARCELO, SIDNEI, ELOANA, JESUS, GABRIEL, FELIPE MEDINA, ROGÉRIA, RICARDO, HUGO, RODRIGO, JACQUES, ROSA, GIULIANO e GILSON, pela amizade e companheirismo em todos os momentos.

AO ILAPEO - a todos os seus funcionários que, sempre de bom humor e alegria, me acolheram com simpatia e calor humano. Muito obrigado.

À Biblioteca do ILAPEO, nas pessoas de Luciana Cardoso da Cunha e Jacqueline do Nascimento, pela ajuda na correção deste trabalho.

À Dr^a. Carolina Guimarães Castro Coró, pelo apoio e orientação das normas para ordenação desta dissertação de mestrado.

Aos professores do Mestrado ILAPEO Dra. Ana Cláudia Moreira Melo, Dr. Roberto Hideo Shimizu, Dra. Ana Paula Bassi, Dr. Sérgio Bernardes e Dr. Luiz Eduardo Padovan pela orientação acadêmica.

À USP Ribeirão Preto, onde foram realizados os testes desta pesquisa. Aos seus funcionários, Dr^a. Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz, pelas fotos, gentileza e disponibilidade em ensinar o uso dos materiais no Laboratório de Prótese; Dr. Rodrigo Tiozzi, pela confecção da solda a laser nos corpos de prova; Dr. Edson Volta e Dr. Ricardo de Souza Antunes, pelo acompanhamento na termociclagem e realização do teste de tração das amostras.

Aos não citados que, de algum modo, contribuíram para a realização deste estudo, uma vez que a citação nominal é sempre injusta, pois a memória é falha e nunca se lembra de todos que ajudaram direta ou indiretamente.

A todos, meu sincero agradecimento.

Agradecimentos Especiais

Ao Professor Doutor **Caio Hermann**, pela amizade, atenção, paciência e orientação dispensadas, que me permitiu a consecução deste trabalho e pelo exemplo como pessoa, profissional e pesquisador.

À Professora Doutora **Ivete Aparecida de Mattias Sartori**, coordenadora do Mestrado, da Prótese Dental e Pesquisa do ILAPEO/PR, pelo apoio e liberação de materiais necessários a esta pesquisa, pela orientação na realização e obtenção dos dados coletados na pesquisa.

Ao Professor Doutor **Ricardo Faria Ribeiro**, USP, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, pela disponibilidade e presteza em ajudar na realização deste trabalho, no teste de qualidade e resistência em materiais de prótese sobre implante, disponibilizando espaço, material e pessoal para a realização da solda a laser, cimentação, envelhecimento por termociclagem e tração das amostras.

Meus sinceros agradecimentos.

“A luta pelo crescimento humano será sempre constante. Mas a vitória dependerá do esforço de cada um e a recompensa terá o tamanho do esforço.”

Valentim MS

Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução	16
2. Revisão de Literatura.....	19
3. Proposição.....	43
4. Materiais e Métodos	44
5. Artigo Científico	54
6. Referências.....	78
7. Apêndice.....	84
8. Anexos.....	89

Lista de Figuras

Figura 1 - Cilindro de latão parafusado sobre análogo	45
Figura 2 - Cilindro calcinável sobre o de latão.....	46
Figura 3 - Padrão em cera.....	46
Figura 4 - Inclusão do padrão	47
Figura 5 - Vulcanizadora	47
Figura 6 - Borracha com padrão incluído.....	47
Figura 7 - Borracha vulcanizada recortada e aberta.....	47
Figura 8 - Molde proveniente da remoção do padrão original	48
Figura 9 - Injetora de cera.....	48
Figura 10 - Molde de borracha	48
Figura 11 - Injeção de cera no molde.....	48
Figura 12 - Padrão fundido.....	49
Figura 13 - Padrão fundido.....	49
Figura 14 - Cilindro Latão parafusado ao análogo	50
Figura 15 - Cilindro Titânio parafusado ao análogo	50
Figura 16 - Cera na entrada do parafuso	50
Figura 17 - Carregamento de cimento no cilindro de Titânio	51
Figura 18 - Carregamento no padrão fundido.....	51
Figura 19 - Dispositivo de pressão constante para cimentação	51
Figura 20 - Solda no cilindro de Cobalto-Cromo	52
Figura 21 - Dispositivo de tração da máquina universal de tração	53

Lista de Gráficos

Gráfico 1 - Valores de resistência à tração para os cimentos e a solda.....	66
---	----

Lista de Quadros

Quadro 1 - Grupo, nome comercial e fabricantes dos cimentos resinosos	44
Quadro 2 - Cilindros dos minipilares para carga imediata	44

Lista de Tabelas

Tabela 1- Valores de p obtidos comparando os grupos	65
---	----

Lista de Abreviaturas, siglas e símbolos

°C - Grau Celsius

cm - centímetro

Kgf - Quilograma-força

mm - milímetros

mm/min - milímetros/minuto

mm/s - milímetros/segundo

ms - milisegundos

n - número de amostras

N - Newton

Ncm - Newton centímetro

s - segundos

μ - micrômetro

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à tração de cimentos resinosos que cimentam a infraestrutura metálica fundida em CoCr sobre cilindros de titânio e da soldagem de bordo da citada infraestrutura à cilindros de CoCr, submetidos à termociclagem. Para realização deste estudo foram confeccionadas 50 amostras a partir da duplicação do enceramento sobre cilindro calcinável do sistema carga imediata (NEODENT[®], Curitiba, Brasil). As amostras foram divididas em cinco grupos (n=10): Panavia F 2.0, Rely X U100, Multilink, Bifix e Soldagem de bordo. As amostras foram cimentadas sobre cilindros de titânio do sistema de carga imediata, sob pressão constante de 0,5 kgf. O grupo de soldagem usou cilindros de CoCr e recebeu soldagem de bordo à laser (*DentaurumDesktop BAASEL lasertech*) com pulso de 10ms, frequência zero e foco 9. A seguir, as amostras foram imersas em água destilada à temperatura de 37 °C por vinte e quatro horas e submetidas à termociclagem (2000 ciclos) à temperatura de 5 °C±1 e 55 °C±1 com imersão por 60 segundos. A seguir, foram submetidas à tração axial em máquina de ensaio universal, com velocidade de 0,5 mm/min até o rompimento. Os elementos rompidos na linha de cimento foram submetidos à análise de variância e ao teste LSD (*least significant difference*) para as comparações múltiplas, sendo valores de $p < 0,05$. O cimento Multilink apresentou o maior valor de resistência à tração (87,8 kgf), seguido do Panavia F (86,0 kgf) e Rely X U100 (78,8 kgf), não havendo diferença significativa entre esses grupos. O Bifix apresentou 71,2 kgf e o grupo com soldagem de bordo 52,7 kgf, havendo diferença significativa entre si e os demais grupos. Todos os grupos apresentaram resistência satisfatória quanto à união dos cimentos e à soldagem.

Palavras-chave: Cimentos de Resina, Implantes dentários, Soldagem, Adaptação.

Abstract

The aim of this study is to evaluate the tensile strength of resin cements and laser welding in a Titanium cylinder added in CoCr frameworks. Fifty samples were prepared and wax handmade duplicates of the immediate load system (Neodent, Curitiba, Brazil) were created. The samples were divided into five groups (n=10): Panavia F 2.0, Rely X U100, multilink, Bifix and the laser welding group. The samples were cemented in Titanium cylinders under constant pressure (0.5 kgf). The laser welding group was prepared using a laser machine (Dentaurum Desktop Baasel Lasertech) with the following settings: 10ms pulse, zero frequency and focus 9. Subsequently the samples were immersed in distilled water at 37 °C for 24 hours and subjected to 2000 thermo cycling cycles at 5 °C±1 and 55 °C±1 for 60 seconds during each submersion. Subsequently, the samples were subjected to a tensile bond strength using the universal test machine at the speed of 0.5 mm/min until they broke. The broken cement line samples were submitted for variance analysis and the LSD test (least significant difference), to define values of $p < 0.05$. The Multilink cement showed the highest bond strength (87.8kgf) followed by Panavia F 2.0 (86.0kgf) and rely X U100 (78.8kgf), no significant difference was detected between the groups. The Bifix and the laser welding group showed 71.2kgf and 52.7kgf respectively, which demonstrates a significant difference between the two and when compared with the rest of the groups. All groups showed satisfactory tensile bond strength.

Keywords: Resin Cements, Dental Implants, Welding, Adaptation.

1. Introdução

Com base no desenvolvimento de pesquisas por Brånemark e colaboradores, nas décadas de 50 e 60, surgiu o conceito da osseointegração, o qual permitiu a realização de reabilitações fixas e removíveis por meio dos implantes osseointegrados, tradicionalmente antes confeccionados sobre dentes naturais²⁸. Devido ao alto índice de sucesso inicialmente em reabilitações múltiplas, esta modalidade também abrange atualmente a confecção de próteses unitárias, preservando principalmente as estruturas dentais adjacentes sadias e permitindo uma melhor retenção e estabilidade⁴⁵.

Os critérios para o sucesso da osseointegração estão estabelecidos e bem documentados^{7,74}, sendo: ausência de mobilidade, infecção ou dor, de interposição de tecido conjuntivo fibroso entre osso e fixação, além da ausência de imagem radiolúcida ao redor do implante³. Porém, o comportamento biomecânico das próteses sobre implantes ainda não está bem definido, despertando interesse a relação do seu sucesso com a transmissão de forças aos implantes¹⁴.

Uma estrutura metálica suportada por implantes que se adapta de maneira passiva e com menor desajuste marginal é desejável para o sucesso da prótese a longo prazo^{11,30}. Este assentamento passivo, quando não respeitado, pode acarretar alguns problemas, como afrouxamento de parafuso e até perda da osseointegração do elemento de fixação^{62,73}.

Dentre as técnicas conhecidas para a confecção de estruturas metálicas em próteses múltiplas implanto-suportadas, pode-se citar as seguintes:

- técnica de monobloco⁵⁷;
- técnica de soldagem de segmentos por brasagem^{26,71};
- técnica de solda a laser¹⁴;
- técnica de soldagem de bordas¹²;

- técnica de eletroerosão⁵⁸;
- técnica do cilindro cimentado⁴.

Considerando os métodos acima, podemos salienta a resistência de estruturas fundidas em monobloco comparativamente àquelas que apresentam pontos de solda⁷¹. Isso porque esforços mastigatórios podem estar diretamente ligados à fadiga, causando alterações permanentes na estrutura do material, podendo ou não levar à fratura do componente depois de um determinado número de ciclos²³.

O processo de soldagem a laser é um método que tem sido empregado em substituição ao processo de brasagem nas soldagens de próteses odontológicas^{19,42}. Realizado através da fusão do próprio metal sem a utilização de um metal de adição, este método produz um feixe de luz concentrado e monocromático, de alta energia, determinado pela tensão e duração do pulso do raio laser. A tensão regula a penetração da soldagem e a duração está relacionada ao diâmetro do ponto de solda (Técnica de soldadura dental laser com el DL 2002).

A técnica da cimentação de cilindros pré-fabricados é tida como a melhor para obtenção da passividade⁵³. Esta técnica preconiza a fundição de uma estrutura em monobloco e posterior cimentação de cilindros de ouro no interior desta estrutura com cimento resinoso (Panavia –F)⁴. Dentre as vantagens, podemos citar: passividade entre as partes e agilidade dos procedimentos. Diversos tipos de cimentos que foram originalmente desenvolvidos para serem utilizados em dentes naturais também estão sendo empregados em prótese sobre implantes devido ao sucesso, substituindo muitas vezes a técnica original preconizada⁴⁹. Porém, devemos considerar que estes cimentos sofrem degradação no meio bucal ao longo do tempo. Uma forma de avaliar as propriedades físicas e mecânicas destes materiais *in vitro* é submetê-los ao envelhecimento acelerado por termociclagem, simulando o que ocorre em meio intra-bucal²² ou por utilização de luz ultravioleta à base

de xenônio¹⁵. O método mais citado na literatura, a termociclagem, tem por objetivo promover, através de tratamentos térmicos, sucessivas contrações e expansões volumétricas dos materiais, resultando no envelhecimento².

Devido à grande aceitação da técnica do cilindro cimentado e da técnica da soldagem a laser e considerando sua longevidade no meio intra-oral, este trabalho tem como objetivo avaliar a resistência à tração de quatro cimentos resinosos por meio da técnica do cilindro cimentado e da soldagem de bordo a laser, em cilindros pré-fabricados submetidos ao envelhecimento por termociclagem.

2. Revisão de Literatura

Hulterström e Nilsson²⁵, em 1994, realizaram o acompanhamento de 61 pacientes tratados com próteses implantosuportadas segundo a filosofia de Brånemark. As infraestruturas foram confeccionadas em liga de CoCr e o acompanhamento realizado durante 3 anos. Os autores observaram que não houve sinal de algum tipo de reação tecidual. Segundo análise radiográfica, houve pequena perda óssea em poucos casos, mas não devido à liga utilizada.

Aparício⁴, em 1994, avaliou clinicamente durante dois anos próteses fixas metalocerâmicas unidas a cilindros de ouro por meio de cimentos resinosos. Foram avaliadas 64 próteses utilizando um total de 214 cilindros. O acompanhamento ocorreu na 2ª e 4ª semanas, 3º mês, 1º e 2º ano após instalação. A avaliação da passividade em relação ao assentamento das próteses foi realizada segundo a ausência de sensação de tensão ou dor durante a instalação, apertamento final dos parafusos sem exceder ½ volta dos mesmos e pelo teste do parafuso único. O autor concluiu que a técnica da cimentação sobre cilindros é de grande validade clínica.

Mericske-Stern e Zarb⁶⁴, em 1996, avaliaram por meio de um estudo clínico a força máxima em oclusão e a sensibilidade táctil em 21 pacientes, os quais utilizavam próteses totais superiores e prótese fixas implantosuportadas no arco inferior. A mordida máxima foi mensurada por meio de um minitransdutor entre a região de primeiro pré-molar e molar entre as arcadas. Considerando a máxima intercuspidação, os valores variavam entre 35 e 300N, na região de segundo pré-molar e primeiro molar. Os autores⁶⁴ relataram ainda que 100N seria a força de oclusão padrão para um paciente nestas condições de reabilitação. Porém, para pacientes com antagonista com dentes naturais ou próteses fixas dento ou implantosuportadas, esta força seria de 300N.

Kann et al.³⁰, em 1999, revisaram na literatura a eficácia dos métodos clínicos empregados para avaliação da adaptação de infraestruturas sobre implante. A avaliação da adaptação pode ser afetada por alguns fatores, como: número e distribuição dos implantes, rigidez da supraestrutura, habilidade do parafuso de fechar o “gap” e da localização da margem. Foram avaliados três métodos: a) aperto digital do parafuso em apenas um extremo e desajuste no outro extremo; b) visão direta e tato; c) radiografias periapicais entre a junção cilindro/pilar protético, neste caso indicado quando o limite é sub-gengival. Com base nestes estudos, concluiu-se que nenhuma técnica é soberana e sim a combinação de todas as técnicas para minimizar as imperfeições dos níveis de desajustes.

Sartori⁵⁹, em 1999, avaliou comparativamente os níveis de desajuste marginal na interface intermediário estético/cilindro protético utilizando cilindros torneados em ouro e plástico (calcinável), antes e após as fundições. O autor acreditava que os procedimentos laboratoriais introduziam modificações na adaptação dada pelo fabricante. Para isso, 15 cilindros de ouro e calcináveis foram parafusados sobre os intermediários e mensurados quanto à adaptação por meio de microscopia. Os cilindros foram encerados com o formato de um pré-molar e fundidos em liga de ouro tipo IV, prata/paládio e níquel/cromo. Após fundição foram realizadas novas leituras. O autor observou que as modificações ocorridas variavam segundo o tipo de componente escolhido e a liga utilizada. Concluiu que havia diferença estatisticamente significativa entre a fundição de cilindros calcináveis de plástico e a sobrefundição em cilindros de ouro, porém, havia alteração também neste último quando submetido à sobrefundição, mas em menor grau que o primeiro. Os cilindros de ouro apresentaram melhor comportamento que os calcináveis quanto às variações térmicas que, seguidos da liga de prata/paládio e níquel/cromo.

Valle⁶⁸, em 2000, analisou o desajuste da interface intermediário/cilindro de ouro considerando a aplicação de material estético (porcelana) sobre a infraestrutura. O conjunto

implante/intermediário/prótese poderia ser considerado como um único bloco. Segundo o autor, o sucesso da osseointegração dependente não somente da fase cirúrgica para a instalação das fixações, mas principalmente do planejamento e biomecânica da prótese. O autor mediu o desajuste da prótese fixa em cada passo da aplicação da porcelana, e a maior deformação ocorreu na aplicação do opaco, seguida da aplicação da porcelana e da vitrificação. Em sua conclusão o autor afirmou que, embora o desajuste pudesse ter efeito sobre a saúde e estabilidade da osseointegração, previamente a isso poderia ocorrer desde falhas mecânicas dos componentes protéticos a perda dos elementos de fixação.

Schneider⁶⁰, em 2001, realizou um estudo sobre a resistência de união de resinas compostas de dupla ativação ao titânio comercialmente puro (cp), considerando propriedades biológicas, físico-mecânicas e econômicas. Para isso foram utilizadas duas resinas compostas indicadas para fixação de restaurações indiretas e de dupla ativação em discos de titânio grau II. Foram confeccionadas 120 amostras em formato tronco-cônico medindo 6x5x2 mm embutidas em cilindros de (PVC) de 25 mm de altura por 20 mm de diâmetro externo, de forma que os discos de titânio ficassem centralizados no tubo de PVC. As amostras foram divididas em 4 grupos contendo 30 amostras, as quais foram jateadas (grupos 1 e 3) com óxido de alumínio ou limpas com ultrassom (grupos 2 e 4), posteriormente todas as amostras foram cimentadas com cimento resinoso Panavia F ou Rely X, e submetidas ao ensaio de tração. Obteve-se os seguintes resultados: o Grupo 1 resistiu a 13,96 MPa; o Grupo 3, 14,76 MPa; enquanto que o Grupo 2 resistiu a 13,90 MPa e o Grupo 4 18,27 MPa. Todos os corpos de prova apresentaram fratura do tipo mista, independentemente do material utilizado ou do tempo decorrido. O meio de limpeza empregado, jateamento com óxido de alumínio nos grupos 1 e 3; e limpeza com ultrassom nos grupos 2 e 4, não exerceram influência na resistência de união. O autor concluiu que as

resinas testadas apresentaram valores de resistência à tração que não diferiram estatisticamente entre si ($p < 0,05$).

Iglesia e Moreno²⁷, em 2001, descreveram um método de como conseguir a passividade em prótese fixa sobre implante. Objetivavam mostrar uma técnica que acrescentasse qualidade à passividade da estrutura em prótese sobre implante. Para obtenção da infraestrutura foi realizada a confecção de uma barra por meio de cilindros calcináveis adaptados sobre cilindros de titânio pré-fabricados. Posteriormente, essa barra foi fundida em titânio e soldada sobre os cilindros pré-fabricados. Os autores concluíram que por meio da soldagem dos cilindros de titânio sobre uma barra fundida promove-se adequada passividade em infraestruturas sobre implantes.

Michalakis et al.⁴⁰, em 2003, apresentaram uma revisão de literatura com o objetivo de comparar próteses parafusadas com cimentadas em próteses sobre implantes; considerando vantagens, desvantagens e limitações dos dois sistemas, os autores observaram que o fator estético na prótese cimentada é significativamente superior em relação à prótese parafusada, mas há uma necessidade de remoção do excesso de cimento e comprovação radiográfica da adaptação. As próteses parafusadas apresentam vantagens em relação as cimentadas, pois sua reversibilidade permite a troca de componente e a remoção para avaliar a higiene oral. A maior desvantagem da prótese cimentada é a dificuldade de sua recuperação ou reparo por não ser reversível.

Heckmann et al.²¹, em 2004, quantificaram a tensão gerada por parafuso e por cimento em Próteses Parciais Fixas (PPFs) metalo-cerâmica de três elementos e seis diferentes tipos de confecções de supraestruturas em ouro (Degudent U®). As próteses foram divididas em dois grupos: parafusadas e a outra metade cimentadas, sendo dez amostras de cada tipo. O método empregado foi moldar uma prótese sobre implantes na mandíbula direita de um paciente de 69 anos de idade e confeccionar 60 próteses fixas

sobre este parâmetro moldado. O protótipo foi instalado numa base de resina epóxi com 5 medidores de tensão sendo um na mesial e outro na distal de cada uma das bases de implante e outro medidor no pântico entre os pilares. As próteses foram confeccionadas em: 1) cimentada diretamente no abutment no modelo mestre, 2) cimentada no modelo feito pela técnica de moldagem do reposicionamento, 3) cimentada no modelo feito pela técnica de moldagem de arrastro, 4) parafusada em peça feita com cilindros de plástico, 5) parafusada em peça feita com sobre fundição de cilindros de ouro e 6) parafusada em peça feita em monobloco e cimentada sobre o cilindro de ouro. As próteses foram cimentadas ou parafusadas no padrão de medição de tensão e teve como resultado que todos os elementos apresentaram algum nível de distorção. Os autores observaram ser impossível aferir zero estresse no aparelho medidor de tensão e creditaram 50% das falhas à moldagem e fabrico dos modelos e os outros 50% às deformações de laboratório. Os autores relataram que a colagem de próteses em componentes de ouro pré-fabricados, diretamente na boca do paciente parece ser a mais apropriada técnica para se obter passividade.

Sartori et al.⁵⁸, em 2004, fizeram um estudo comparativo entre supraestruturas confeccionadas em liga áurea e titânio, comparando a precisão em relação à adaptação. Para isto foram confeccionadas 5 infraestruturas em titânio e 5 em liga à base de ouro. As amostras foram fundidas e avaliadas em relação à interface marginal em monobloco e, após o tratamento com eletroerosão, submetidas às diferentes formas de aperto dos parafusos. As interfaces obtidas nos procedimentos da eletroerosão foram significativamente menores em ambos os grupos quando comparado à fundição em monobloco.

Costa et al.¹², em 2004, avaliaram o grau de adaptação de infraestruturas construídas em titânio por duas técnicas, fundição seguida de soldagem de bordo a laser.

Segundo os autores a ausência de passividade pode promover efeitos negativos na osseointegração, afrouxamento de parafusos e pilares protéticos, assim como fratura das estruturas protéticas. Para isso implantes de 3.75 x 10 mm foram incluídos em blocos de resina, nos quais componentes do tipo UCLA calcináveis foram parafusados e encerados à infraestrutura. No segundo grupo foram parafusados componentes UCLA, porém de titânio, o qual também recebeu o mesmo tipo de enceramento. As estruturas foram fundidas em titânio e mensuradas quanto à adaptação, tendo como base um grupo controle de UCLA de titânio o qual não recebeu tratamento. Houve diferença significativa entre o grupo fundido e o com soldagem de bordo, o qual foi semelhante ao controle, apresentando maior precisão quanto a adaptação. Os autores ainda mencionam as vantagens da soldagem de bordo a laser, como menor tempo de trabalho e a utilização do mesmo tipo de material, melhorando a resistência do conjunto.

Swallow⁶⁶, em 2004, publicou uma técnica por meio de um caso clínico com o objetivo de conseguir alto grau de passividade em restaurações múltiplas sobre implantes. A técnica consistia em quatro passos. Primeiro é realizada uma moldagem com transferência da posição dos implantes unindo intraoralmente os transferentes com resina acrílica de alta fidelidade (*Pattern Resin* – GC America), posteriormente é realizada moldagem com elastômero em moldeira aberta e posicionamento dos análogos para confecção do modelo de trabalho. Clinicamente foi realizado um guia de transferência por meio de novo jogo de pilares transferentes com o objetivo de aferir a fidelidade da transferência em boca e no modelo “*template*”. Finalmente é realizada a confecção da estrutura metálica sobre o modelo, aferindo sua fidelidade segundo o guia de transferência. Segundo o autor, desta forma pode-se conseguir a passividade adequada para posterior aplicação do material estético sem promover tensões indesejáveis sobre os implantes.

Com o objetivo de avaliar o efeito dos agentes cimentantes nas coroas implantosuportadas, Pan e Lin⁵⁰, em 2005, analisaram 56 próteses cimentadas em um sistema de implante (Steri-Oss). Os sistemas foram divididos em 7 grupos, com 5 cimentos definitivos (Fosfato de Zinco, *Advance*, All Bond-2, Panavia F e Durelon) e 2 cimentos provisórios (*Temp Bond* e ImProv). Após cimentadas, as amostras foram submetidas a 100.000 ciclos em uma máquina a uma carga em 1,2 Hz (~ 75 N) e 1.000 ciclos de termociclagem (0° a 55 °C). Os autores⁵⁰ testaram as cargas de falhas dos cimentos com uma máquina de ensaio universal a uma tração uniaxial e verificaram que os cimentos All Bond-2 e Panavia F apresentaram maiores valores de ruptura, tendo os cimentos definitivos maior retenção do que os provisórios, devendo estes últimos serem utilizados no caso de uma possível recuperação das próteses cimentadas.

Botega⁹, em 2005, realizou um estudo comparativo da resistência à tração do titânio comercialmente puro e soldado a laser em três diferentes diâmetros: 1,5 mm; 2,0 mm; e 5,0 mm, soldados com solda a laser em duas distâncias entre as partes: 0,0 mm e 0,6 mm. Foram confeccionadas 45 amostras, separadas em grupos: controle, G1 e G2. Após a tração os resultados revelaram eficiente penetração do laser nas amostras de 1,5 e 2,0 mm de diâmetro, e insuficiente nas de 5,0 mm de diâmetro. A resistência à tração para todos os diâmetros e o alongamento para os diâmetros 2,0 e 5,0 mm foram influenciados pela técnica de soldagem a laser de forma significativa. Dentre as amostras de 5,0 mm de diâmetro submetidas à soldagem a laser, aquelas com distância de 0,6 mm entre as partes apresentaram maior alcance do feixe de *laser*.

Regalo et al.⁵⁵, em 2005, realizaram um estudo avaliando o grau de retenção de copings cimentados sobre pilares parafusados sobre implantes. Foram utilizadas 50 amostras de implante ITI 4.1 mm e pilares de 5.5 mm de altura com 8 graus de divergência, os quais foram parafusados a cada implante com torque de 35 Ncm. Todo o

conjunto foi posicionado em plataforma de acrílico e dividido em dois grupos de forma randomizada. O grupo teste era composto por 25 amostras de copings de ouro fabricados por eletrodeposição sobre os pilares. Os *copings* apresentavam espessura aproximada de 0,2mm. Posteriormente uma supraestrutura secundária foi confeccionada pela técnica da cera perdida sobre cada *coping*, contendo um anel na oclusal da coroa para ser adaptada à máquina de ensaio de tração e fundida com liga nobre. Os *copings* foram cimentados sobre os pilares com cimento resinoso (Nimetic Cem, Espe Dental AG). O grupo controle foi feito à base de padrões calcináveis para o pilar em questão, com adição também de um anel na oclusal para ser adaptado à máquina de ensaio de tração e também fundido com a mesma liga nobre do grupo teste. Todas as supraestruturas, teste e controle, foram cimentadas aos pilares com cimento resinoso (Panávia 21, Kuraray Medical Inc.). Posteriormente foi realizado o ensaio de tração em todos os corpos de prova, a uma velocidade 0,5 mm/min até o rompimento. No grupo teste o rompimento se deu com 67,26 Kgf, enquanto no grupo controle o rompimento se deu com 44,03 Kgf. Todas as amostras do grupo teste romperam no cimento do pilar, Panávia 21, e não houve nenhuma separação entre a estrutura secundária e o coping galvânico, onde foi usado o cimento *Nimetic Cem*.

Sendo a passividade da infraestrutura um pré-requisito para o sucesso da osseointegração, Regalo et al.⁵⁴, em 2005, observaram que a passividade e a tensão das infraestruturas em restaurações implanto-suportadas são afetadas devido ao número de passos para confecção da prótese, principalmente após a aplicação da porcelana sobre a infraestrutura. Desta forma os autores avaliaram a passividade e tensão em quatro tipos de próteses parciais fixas (PPFs) com diferentes tipos de cilindros para confecção das estruturas: 1- próteses cimentadas, 2- parafusadas e provenientes de cilindros calcináveis, 3- parafusadas sobre cilindro de ouro e 4- parafusadas e cimentadas. A tensão sobre os retentores foi medida em duas fases: a) infraestrutura após sua confecção e b) após

aplicação da porcelana e glase. A mensuração da tensão foi feita durante a cimentação e o parafusamento. Os autores afirmaram que a adaptação e a passividade podem não somente afetar a osseointegração, mas causar também falha mecânica dos componentes e influenciar na estabilidade da restauração de porcelana. Além disso, a cerâmica aplicada aumentou o nível de tensão e conseqüentemente a desadaptação das infraestruturas. A técnica de cimentação da infraestrutura em componentes pré-fabricados diretamente sobre o implante pode compensar erros dimensionais causados pela deformação da moldagem ou deformação na fabricação da infraestrutura.

Wolfart et al.⁷², em 2006, avaliaram a influência do tipo de cimento e técnica de aplicação na retenção de coroas implantossuportadas. Para isso, foram confeccionados copings fundidos e divididos entre os cimentos óxido de zinco livre de eugenol, fosfato de zinco, ionômero de vidro, poliacarboxilato de zinco e Rely X Unicem. Para cada grupo os copings foram cimentados sobre munhões de titânio, parcial ou completamente preenchidos por cimentos. Na segunda parte do estudo ainda, os copings foram abrasionados com óxido de alumínio malha 50. Discrepâncias marginais foram avaliadas antes e após a cimentação assim como também foram realizados testes de resistência à tração, com velocidade de 2 mm/s até o rompimento. Não foi observada diferença na discrepância marginal entre os cimentos, porém o jateamento interno promoveu aumento da resistência à tração, sendo 1200 N para o cimento resinoso Rely X Unicem.

Kim et al.³¹, em 2006, compararam a retenção de cimentos provisórios em coroas cimentadas sobre pilares de titânio. Para isso foram realizados 4 grupos de 8 amostras contendo implantes, pilares de titânio e coroas provisórias em resina acrílica. Todos os pilares foram jateados com óxido de alumínio malha 50 e cimentados com os cimentos provisórios *Tempbond*, *Tempbond NE*, *Life* e *Zone*. Posteriormente foi realizado o ensaio de tração com carga de 500 kgf e velocidade de 0,5 cm/min. Foi observado que os

cimentos *Life* e *Tempbond* NE apresentaram maior resistência ao rompimento, sendo respectivamente 60 N e 50 N.

Andrade et al.¹, em 2007, realizaram um estudo comparando a adaptação marginal e resistência à microtração de compósitos em restaurações indiretas ligadas à dentina tratada com adesivo e compósito de baixa viscosidade. Para tal, foram usados 33 dentes molares humanos recém-extraídos e divididos em três grupos. Grupo 1- o adesivo foi aplicado e polimerizado pouco antes da cimentação da restauração indireta, grupo 2- o adesivo foi aplicado e polimerizado logo após preparação, e uma segunda camada um pouco antes da final, grupo 3- foi aplicada uma camada de adesivo e sobre ela uma de LVCR (*low-viscosity composite resin*), polimerizada após a primeira camada do sistema adesivo. Todos os grupos tiveram as restaurações polidas e em seguida foram molhadas com uma solução de vermelho ácido propileno glicol nas superfícies oclusais por 10 segundos. A penetração do corante foi capturada sob lupa esterioscópica e as imagens transferidas para um computador com um programa de medição, a fim de determinar a extensão de penetração do corante. Os resultados mostraram que o grupo 3 apresentou a maior microinfiltração marginal (45,59). Enquanto os grupos 1 e 2 tiveram resultados (8,44) e (18,92) respectivamente. A resistência adesiva foi maior no grupo 1 (25,93), quando comparados com os grupos 2 (14,71) e 3 (16,07).

Michalakis et al.⁴¹, em 2007, realizaram um estudo in vitro avaliando a resistência à tração de 4 tipos de cimentos provisórios submetidos à termociclagem. Para isso, dois blocos de resina transparente foram construídos (4x8x2 cm). Nestes blocos foram instalados 2 pilares de (PPF) e outro com 4 pilares de PPF fabricadas com liga de ouro paládio. Anexados aos pilares de implantes, foram parafusados cilindros de 5 mm de altura. Nestas bases foram cimentadas PPF com 4 cimentos provisórios conhecidos no mercado. Em seguida, metade das amostras foi abrasionada com óxido de alumínio e todo

o conjunto foi submetido a 700 ciclos de termociclagem em temperaturas de 5 °C, 36 °C e 55 °C respectivamente. Posteriormente as amostras foram submetidas à tração até o rompimento. Apesar das limitações do estudo concluiu-se que: a) a termociclagem promove a deterioração da retenção dos cimentos testados; b) a abrasão com spray de óxido de alumínio aumenta a retenção dos cimentos nas PPF; c) cimentos sem eugenol apresentam baixos valores de retenção comparados aos cimentos com eugenol; e d) o cimento provisório à base de resina apresentou melhor desempenho dentre os cimentos testados.

Ebert et al.¹⁷, em 2007, avaliaram a retenção em copings de zircônia e alumina sobre pilares de titânio. Os *copings* e os pilares foram jateados com óxido de alumínio malha 50 µ e testados considerando dois tipos de condicionamento, com partículas de 30, e 60 µ. Todas as amostras foram cimentadas com Panavia F, submetidas à termociclagem com 15, 30 e 75 mil ciclos à 5 °C e 55 °C para posterior ensaio de tração com velocidade de 2 mm/min. Foi observado que o grupo com 30 µ obteve os melhores resultados. Além disso, os autores observaram que o armazenamento em água promoveu pós-polimerização dos cimentos, melhorando suas retenções. Porém, a espatulação manual do mesmo pode ter incorporado bolhas de ar e ter afetado o seu desempenho.

Edelhoff e Ozcan¹⁸, em 2007, avaliaram por meio de revisão de literatura a longevidade das próteses fixas considerando o tipo de cimento utilizado. Foram utilizados cimentos de ionômero de vidro convencional e modificado (resinoso), fosfato de zinco e cimentos resinosos. Após avaliação de 125 artigos, foi observado que os cimentos podem ser divididos em dois grupos, cimento à base de água e cimentos polimerizáveis. No primeiro caso há boa longevidade quando associado ao metal, porém apresentam baixa resistência à tração. Os cimentos polimerizáveis apresentam bom selamento e adesão, preservando os tecidos dentais.

Piwowarczyk et al.⁵², em 2007, avaliaram *in vitro* a adesão de cimentos com dupla polimerização ao tecido dentário. Para isso, 280 molares permanentes foram preparados em região de dentina, com as faces vestibular e palatina inclinadas em torno de 45° em relação ao longo eixo do dente. Os cimentos testados foram: um compômero (PermaCem) e cinco cimentos resinosos (Rely X ARC, Panavia F, Variolink II, Nexus 2, Calibra) além de um cimento resinoso autoadesivo universal (Rely X Unicem). Foi aplicada uma força de cisalhamento a uma velocidade constante de 0,5 mm/min nas amostras até a ruptura. Um grupo foi testado após 150 dias de armazenamento em água a 37 °C, enquanto o outro grupo foi testado após 150 dias de armazenamento e 37.500 ciclos térmicos. Os resultados demonstraram que as amostras armazenadas em água apresentaram valores ligeiramente maiores do que as amostras submetidas a ciclos térmicos após o armazenamento, sendo o Variolink II o que apresentou o maior valor. Além disso, os cimentos com polimerização ativada por luz foram mais resistentes do que os sem luz, concluindo que quando os cimentos de ativação dual são utilizados, a ativação de luz proporciona uma maior adesão. A força de adesão à dentina dependerá do tipo de cimento e seu sistema adesivo ou do cimento autoadesivo utilizado.

Ozcelik et al.⁴⁸, em 2007, descreveram uma técnica para confecção de barras cimentadas para utilização em sobredentaduras. Segundo os autores, a fixação por cimentação tem por objetivo tornar o ajuste da barra o mais passível possível, visto que o espaço ocupado pelo cimento pode compensar pequenas diferenças no ajuste da prótese. Os autores ainda apresentam outras vantagens nesse sistema, como o custo reduzido e a diminuição dos procedimentos clínicos e laboratoriais. Além disso, esta técnica permite, segundo os autores, a reversibilidade, que o cirurgião aperte novamente os parafusos no caso de falha na cimentação. Os autores não preconizaram um tipo específico de agente de

cimentação a ser utilizado, citando a utilização dos cimentos de fosfato de zinco, ionômero de vidro e os resinosos.

Rossetti et al.⁵⁶, em 2008, relacionaram a adaptação marginal e microinfiltração de coroas totais cimentadas com três tipos diferentes de cimento. Utilizaram 30 dentes humanos, pré-molares, com dimensões assemelhadas e extraídos por indicação ortodôntica. Os dentes foram montados em anéis de plástico com resina acrílica, deixando a coroa clínica exposta. Os dentes foram preparados com brocas de 1,2mm de diâmetro seguindo um índice de silicone para uniformização dos preparos. Posteriormente os dentes foram moldados com silicone de adição e vazados em gesso tipo IV. As coroas foram confeccionadas pela técnica da cera perdida, fundidas em Ni-Cr e distribuídas em três grupos segundo o tipo de cimento: 1. fosfato de zinco (S.S. *White*); 2. resinoso modificado por ionômero de vidro (*Rely X*) e 3. resinoso (*Enforce*). Após cimentação, as amostras sofreram termociclagem em 300 ciclos entre 5°C e 55°C por 30 segundos cada e depois armazenadas por 24 horas em água destilada em temperatura ambiente. Para avaliar a microinfiltração da margem da restauração, foi aplicado por 15 segundos na interface da restauração Rhodamine B 1%, ácido propilenoglicol. A presença de microinfiltração foi confirmada pela coloração do cimento na interface da restauração. Concluíram que não houve grande correlação entre adaptação de margem e microinfiltração, e que coroas cimentadas com *Relay X* e *Enforce* tiveram microinfiltração significativamente menor que as cimentadas com fosfato de zinco.

Sheets et al.⁶¹, em 2008, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar e comparar a capacidade retentiva dos cimentos convencionais que foram adaptados para uso na técnica de coroa cimentada (CRC) sob implante com aqueles desenvolvidos especialmente para essa técnica. Para tanto, os autores utilizaram 10 coroas fundidas em metal cimentadas em 10 implantes com diâmetros regulares. Cada coroa foi cimentada

com um tipo de cimento: (1) *Temp Bond*, (2) *UltraTempRegular*, (3) *UltraTemp impress*, (4) *Improv* (com vaselina), (5) *Improv* (sem vaselina), (6) *Premier* (com KY), (7) *Premier* (sem KY), (8) *TR-2*, (9) *Fleck's*, (10) *Ketac Cem* e (11) *Fuji Plus*. Dos cimentos testados, apenas não foi seguido o protocolo de uso no (4) e no (7), nos quais foi utilizado lubrificante (vaselina e KY, respectivamente) para testar a retentividade dos mesmos na presença de contaminação da superfície. As coroas foram cimentadas sob uma força constante de 2kg, sendo armazenadas por 24h. Para o teste de tração foi utilizado um instrumento universal (Instron) a uma velocidade de 5,0 mm/min até a ruptura da adesão do cimento. Dentre os cimentos testados, o *UltraTemp Regular* obteve o maior valor de força de falha, sendo classificado pelos autores no grupo A. Em ordem decrescente no valor de força de falha, os outros cimentos foram classificados em grupo B e C, tendo o *Primer* (sem KY) o menor valor de força de falha. Sendo um teste *in vitro*, muitas são as limitações do estudo, porém, os autores não observaram diferenças significativas entre os cimentos testados no uso de retenção de coroas sob implantes. Assim, os autores apresentam uma classificação dos cimentos para melhor guiar o clínico em sua decisão de escolha levando em consideração a retenção desejada entre a coroa e os pilares de implantes.

Hermann et al.²², em 2008, avaliaram o efeito da termociclagem sobre a dureza e rugosidade em materiais resilientes. Foram estudados 3 tipos de materiais resilientes, dois à base de resina acrílica e um à base de silicone. Após confecção das amostras houve inicialmente mensuração da dureza e rugosidade, posteriormente, as amostras foram termocicladas em 2.000 ciclos, simulando 2 anos clínicos. Ao final dos ciclos foram realizadas novas leituras de dureza e rugosidade. Os autores observaram que a termociclagem promoveu aumento da dureza, devido às seguidas expansões e contrações nas amostras pelo choque térmico.

Wahl et al.⁷⁰, em 2008 avaliaram a resistência à tração em pilares tipo cera one submetidos à termociclagem sobre implante de hexágono externo utilizando 4 tipos de cimentos (Temp Bond NE, Fosfato de Zinco, Rely X Luting e ZOE). Foram confeccionadas dez amostras de cada grupo, cimentadas com pressão estática de 5kgf por dez minutos. Após a cimentação foi realizado um ensaio de termociclagem com 1.000 ciclos à 50C \pm 2 e 550C \pm 2, com intervalos de 30 segundos. A resistência à tração foi realizada em máquina de ensaio universal com velocidade 0,5mm/min. Foi observado maior resistência à tração para o Fosfato de Zinco (33,6 kgf), seguido do Rely X Luting (20,5 kgf), ZOE (8,4 kgf) e Temp Bond NE (3,1 kgf).

Menani et al.³⁷, em 2008, realizaram um estudo in vitro para avaliar a resistência de união do titânio cp e da liga de ouro em núcleos cimentados com dois agentes de união, o cimento fosfato de zinco e o cimento resinoso (Panávia F). Foram tratados endodonticamente 42 caninos humanos extraídos. As raízes foram preparadas com 10 mm de profundidade e 1,7 mm de diâmetro. Seus condutos moldados com resina acrílica e fundidos os padrões com titânio cp e liga de ouro tipo III. Foram submetidos a ataque ácido e analisado com (MEV) 14 núcleos de titânio, antes e depois do ataque. O grupo foi cimentado com fosfato de zinco ou Panávia F. Os elementos foram submetidos à tração em uma máquina universal de tração. Os resultados indicaram que não houve diferenças entre os grupos. Os cimentos fosfato de zinco e Panávia F apresentaram comportamento semelhante. O resultado não foi influenciado nem pela liga utilizada, nem pelo tratamento ácido. Concluíram que o titânio como núcleo cimentado com fosfato de zinco ou cimento resinoso tem valores similares, o mesmo acontecendo com a liga de ouro.

Borges et al.⁸, em 2008, realizaram um estudo clínico comparando próteses implantossuportadas pela técnica do cilindro cimentado com três diferentes marcas de cimento. Foram avaliados cinquenta e três pacientes com idades entre 25 e 82 anos. As

próteses parciais foram representadas por metalocerâmicas e cerômeros, e as de arco total por prótese híbrida, e todas pela técnica do cilindro cimentado. A avaliação da passividade e da adaptação das próteses foi feita usando os meios subjetivos descritos na literatura, como, pressão digital no extremo da prótese, raio X, sonda exploradora, aperto final de meia volta do parafuso de ouro e visão direta. Os cimentos avaliados foram Panávia com 21,94% dos cilindros, EnForce com 58,23% e Rely X com 19,83%. O tempo de acompanhamento dos casos foi de um a cinco anos e tiveram como resultado num total de 237 implantes avaliados e 5 solturas de cilindros (2,1%), todos do cimento Rely X. Panavia e EnForce não apresentaram qualquer tipo de falha. Concluíram que a técnica do cilindro cimentado apresentou ser efetiva quando empregada em reabilitações parciais e totais implanto-suportadas, mantendo a estabilidade protética dos componentes envolvidos, independente do cimento utilizado.

Botega et al.¹⁰, em 2008, realizaram um estudo comparativo do efeito da termociclagem e do tratamento superficial da resina acrílica na resistência de união de três resinas resilientes usadas em prótese, submetidas à tração axial até a ruptura. Foram feitos seis diferentes tipos de preparo de superfície e na metade das amostras, um envelhecimento de 3.000 ciclos de um minuto cada, em temperatura de 5 °C e 55 °C, o que simula um envelhecimento de três anos. A outra metade foi armazenada em água a 37 °C por 24 horas. Observou-se o enrijecimento do material resiliente após a termociclagem, aumentando a dureza e a união da resina resiliente com a resina acrílica.

De Sousa et al.⁶³, em 2008, pesquisaram a diferença entre duas formas de barras para confecção de supraestruturas, uma em titânio comercialmente puro (Ti cp) e outra com liga metálica de prata-paládio. Compararam a precisão da adaptação nas duas barras em peça única e seccionadas e soldadas a *laser*. Numa base de cinco implantes, foram confeccionados vinte projetos em cera e fundidos. Dez peças com cada metal, metade das

peças foram testadas em peça única e a outra metade testadas com a técnica da solda a laser. A análise da precisão foi feita com microscópio no implante central e nos distais, nas faces vestibular e lingual. O resultado no cilindro central, foi pelo teste Turkey ($p < 0,0005$) mostrando uma diferença estatisticamente significativa da passividade entre as barras. Barra soldada (34,73 microns) peça única (151,39 microns), e quanto ao material, liga prata-paládio (66,30 microns) mostrou melhor resultado que o titânio (119,83 microns). Quanto aos cilindros distais não houve diferença estatística entre as ligas nas barras em peça única. No entanto, nas barras soldadas, houve diferença estatística, titânio (31.37 microns) e prata-paládio (106,59 microns).

Dudley et al.¹⁶, em 2008, avaliaram a retenção de cilindros fundidos cimentados sobre pilares protéticos por meio da resistência à tração aplicando carga cíclica. Para isso foram confeccionadas 20 amostras com alívio interno de 1,2 mm de espessura fundidas em liga de prata-paládio-ouro. Os *copings* foram inspecionados quanto à adaptação em microscópios com aumento de 16 vezes e jateados internamente com óxido de alumínio (110 μm). Posteriormente os pilares protéticos foram instalados sobre análogos dos implantes com torque de 35 N e os cilindros foram cimentados com pressão digital por 10 segundos seguida de pressão de 5 kgf por 5 minutos. Os cimentos utilizados foram Panavia F, KetacCem (ionômero de vidro), Temp Bond NE. As amostras foram estocadas durante 24 horas a 37 °C e termocicladas em banhos de 5 °C e 55 °C com 20 segundos de imersão totalizando 500 ciclos. O ensaio de carga cíclica foi realizado com 192 ciclos (uma semana), 5.000 ciclos (seis meses), 10.000 ciclos (um ano). A carga utilizada foi de 5 kgf e 80 ciclos por minuto. A resistência à tração foi realizada com carga de 2.000 N com velocidade de 1mm por minuto. Foi observado que o Panavia F apresentou melhor retenção em relação aos demais cimentos, os quais apresentaram grau de retenção inferior,

tal fato se deve à adição de um componente químico (MDP) o qual também está contido no alloy primer e melhora a adesão em metais não preciosos.

Johnson et al.²⁹, em 2009, determinaram por meio de três estudos comparativos o poder de união de agentes cimentantes em coroas do tipo metalocerâmicas. A hipótese nula era que não havia diferença clinicamente significativa entre os cimentos para remoção das coroas. Os estudos apresentavam os seguintes agentes cimentantes: A (Panavia F, Fuji Plus, Rely X Luting e Rely X Unicem); B (Fuji Cem, Rely X Luting e Rely X Luting Plus), C (cimentos de Zinco, iCEM, BisCem, Maxcem e Rely X Unicem). As amostras apresentavam dentes preparados com inclinação de 20 graus e 4 mm de comprimento. Foram confeccionados *copings* metálicos e cimentados com carga de 196 N, seguida de ciclagem térmica. Posteriormente foi calculada a tensão aplicada (em MPa) para remover as coroas e o esforço de deslocamento. Nos estudos A e B, o cimento Rely X Luting foi o que apresentou maior tensão para remoção da coroa (8,0 MPa). No estudo C, o cimento que apresentou maior tensão foi o Maxcem com 4,9 MPa. Os autores chegaram à conclusão de que houve uma variação significativa no valor médio da tensão de remoção da coroa para os cimentos autoadesivos modificados por resina, porém todos os cimentos testados apresentaram igual ou maior retenção que o cimento de fosfato de zinco. Concluiu-se também que, clinicamente, as versões pó-líquido dos produtos apresentam uma melhor evolução clínica.

Baig e Rajan⁵, em 2010, fizeram a descrição dos procedimentos clínicos e laboratoriais para confecção de próteses em arco total superior e inferior com carga imediata após a instalação dos implantes. Após instalação dos implantes e respectivos pilares, foi realizada a moldagem para obtenção do modelo de trabalho. Confeccionados os registros, montagem e prova dos dentes, foi fundida uma barra metálica e montado os dentes de acordo com índice prévio. Finalizada a prótese, a cimentação foi feita em boca

com cimento resinoso (DTK adhesive, Bredent), após a polimerização a prótese foi removida e acabada com eliminação de excessos. Finalmente foi reinstalada e finalizada com a proteção da entrada dos parafusos, seguida de orientação ao paciente do manuseio e conservação. Concluíram que a técnica permite fidelidade e reversibilidade, sendo melhor que a técnica pré-fabricada.

Ghazy et al.²⁰, em 2010, avaliaram a microinfiltração em coroas de porcelana e coroas de compósitos cimentadas com cimentos resinosos convencionais e autoadesivos, considerando que a adaptação marginal e a adesão a longo prazo do cimento são requisitos importantes para o sucesso clínico. Os autores utilizaram cimentos resinosos por terem suas características clínicas satisfatórias, como forte retenção e pouca solubilidade. Para isso, os autores utilizaram 32 pré-molares superiores extraídos por indicação ortodôntica. Após esterilização, as amostras foram montadas em blocos de resinas e preparadas de forma padronizada. Após o preparo, as amostras foram divididas em dois grupos (blocos de porcelana e blocos de compósitos), sendo em seguida subdivididas novamente em cimento resinoso convencional (Panavia F 2.0) e cimento resinoso autoadesivo universal (Rely X Unicem). Para garantir um assento correto, a altura de cada dente com a coroa correspondente foi mensurado antes e após a cimentação. A cimentação foi realizada com uma carga constante de 5 kg mantida por 10 minutos e em seguida as coroas foram armazenadas em água a 37 °C por 24 h, seguido por termociclagem entre 5° a 55 °C. Para o teste de microinfiltração, as amostras foram imersas em solução de fucsina básica a 2% por 24 h à temperatura ambiente e em seguida avaliadas em um estereomicroscópio binocular, utilizando uma escala de cinco pontos. Os resultados mostraram que o material da coroa não influencia significativamente na microinfiltração, porém o tipo de cimento utilizado leva a um maior ou menor sucesso, sendo o Panavia F 2.0 o que obteve menores valores de microinfiltração neste estudo.

Lee et al.³², em 2010, relataram as vantagens e desvantagens das próteses aparafusadas e cimentadas. O artigo teve como objetivo principal descrever as características de cada uma dessas técnicas, de forma objetiva, que possam justificar a escolha de uma ou de outra. Os autores compararam as técnicas de acordo com alguns critérios: estética, reversibilidade, retenção, passividade, oclusão, complicações, acessibilidade, custo e restaurações provisórias. Quando a estética é avaliada, as próteses aparafusadas conseguem um resultado estético quando o implante está em uma posição ideal, enquanto que as próteses cimentadas conseguem o resultado independente da posição do implante. As próteses parafusadas possuem a capacidade de terem recuperadas as restaurações no caso de falhas nos parafusos, deixando as restaurações isentas de danos. Nas próteses cimentadas, a reversibilidade não é impossível, visto que os pilares dos implantes não têm retenções e não há adesão química entre o cimento e o pilar. Um cimento temporário de óxido de zinco e eugenol normalmente é incorporado ao cimento definitivo com o objeto de uma recuperação futura, mas a remoção de próteses cimentadas ainda é imprevisível. Quando o espaço interoclusal é limitado, as restaurações cimentadas são as mais indicadas, ou ainda quando os implantes estão mal posicionados. Para reduzir as complicações biológicas provocadas pelas tensões aplicadas no osso e no implante, se faz necessário uma passividade das restaurações. Nas próteses aparafusadas, uma técnica de solda é usada para corrigir a passividade, enquanto que nas próteses cimentadas o espaço destinado para o cimento é responsável pela passividade, atuando como um amortecedor das forças, reduzindo as tensões no osso. Os autores relatam que em um estudo comparativo, as restaurações cimentadas tiveram uma distribuição de tensão mais equitativa, ainda que a maioria das próteses não sejam completamente passivas.

Lin et al.³³, em 2010, analisaram a adesividade de quatro cimentos resinosos à dentina sob uma pressão pulpar (PP) hidrostática simulada e sem ela. Para a análise, os

autores utilizaram 72 terceiros molares extraídos preparados com uma broca diamantada perpendicular ao longo eixo do dente, com uma linha de término cervical a 1mm da junção amelodentinária. Os dentes foram divididos em quatro grupos, de acordo com os sistemas adesivos a serem testados: Multilink Automix (MA), Multilink Sprint (MS), Clearfil Estética (CE) e Rely X ARC (RAC). Antes da cimentação dos blocos, foi aplicado na superfície dos dentes um agente de união (Heliobond), sendo fotoativado por 30s. Os blocos foram cimentados em seguida sob uma pressão de 75N durante 10 min. Após a fotopolimerização e remoção dos excessos, a PP hidrostática permaneceu por mais 10 min durante a fase de autopolimerização. Para simular o envelhecimento, as amostras foram armazenadas por 3, 30 ou 90 dias em água destilada a 37°C e em ciclos térmicos (CT) de 30 dias com 500 CT ou 90 dias com 15.000 CT com 5°C e 55°C. Após esses procedimentos, a tensão de união de microtração (uTBS) e as conseqüentes falhas de interface foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura. As análises dos autores mostraram que a PP e o envelhecimento artificial, simultaneamente, parecem ter efeitos em análises in vitro da durabilidade da adesão. Assim, a baixa uTBS apresentada pelo cimento Multilink Sprint fez com que os autores não recomendassem esse produto para uso clínico.

Özcan et al.⁴⁷, em 2011, testaram a união de cimentos resinosos (Superbond e Panavia F 2.0) para cerâmica de zircônia tetragonal policristalina contendo ítrio (Y-TZP) usando os silanos MPS e MPS/4-META. As cerâmicas Y-TZP apresentam propriedades mecânicas superiores às das demais cerâmicas odontológicas. No entanto, a literatura ainda não apresenta uma técnica de cimentação mais adequada a estes materiais. Os autores dividiram 6 grupos de discos de cerâmica, cada um com 10 amostras, sendo tratados da seguinte forma: (1) deposição de sílica (SC) + MPS + Superbond, (2) SC + MPS/4-META + Superbond, (3) SC + MPS + Panavia F 2.0, (4) SC + MPS/4-META + Panavia F 2.0, (5) sem condicionamento SC + MPS/4-META + Superbond (conforme fabricante) e (6)

condicionamento com 50 μm Al_2O_3 + Panavia F 2.0 (conforme fabricante). Após o preparo, as amostras foram armazenadas em água a 37°C com ausência de luz por 3 meses, e em seguida submetidas à força de cisalhamento. Para os dois cimentos foi observado que as maiores forças adesivas foram encontradas quando realizado o condicionamento com sílica e silanização da superfície de zircônia.

Sümer e Deger⁶⁵, em 2011, dissertaram sobre as principais características de relevância clínica dos cimentos odontológicos, visando fornecer base clínica para a escolha do produto. Os autores afirmam que na literatura ainda não se tem um consenso de qual agente cimentante é o ideal, visto que as situações clínicas são diversas, necessitando de um material mais adequado para cada situação. Baseados na literatura, os autores descreveram os requisitos biológicos e mecânicos que um cimento deve atender: atoxicidade, qualidades anticariogênicas, baixa solubilidade aos fluidos bucais, baixa viscosidade e espessura do filme, resistência às forças de mastigação e tração, transparência, isolamento térmico suficiente para proteger a polpa, fácil manipulação e tempo de trabalho adequado, capacidade em aderir-se aos tecidos duros dentários e uma vida útil longa. Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina foram desenvolvidos com o objetivo de melhorar as qualidades e eliminar as desvantagens dos cimentos de ionômero de vidro convencionais. Possuem polimerização dual, começando pela ativação da luz e continuando com a reação ácido-base de forma lenta, melhorando a resistência do material. A resistência à compressão e à tração é maior do que a do fosfato de zinco, do policarboxilato e de alguns ionômeros, porém menor que a das resinas. Possuem maior resistência à abrasão e à fratura que os convencionais, uma melhor estética e menor solubilidade, além de uma fina espessura. As resinas compostas modificadas por poliácidos (compômeros) foram desenvolvidas no final da década de 90, possuem propriedades físicas próximas às da resina, tendo uma liberação de flúor restrita, devido à

formação de um hidrogel de sílica ao final de sua reação química. A resistência à compressão e à flexão é superior aos ionômeros convencionais, porém inferior às resinas compostas. Os cimentos resinosos possuem uma matriz composta por resina e partículas inorgânicas, unidas por silano. Diferem dos compômeros por possuírem uma menor estrutura de preenchimento e menor viscosidade. Podem possuir partículas de vidro ou sílica, esta última reforça mecanicamente o material, tornando-o mais resistente à compressão e à tração e com uma baixa solubilidade. A contração de polimerização pode provocar falhas na interface das restaurações, e uma fina estrutura do cimento pode não suportar altas tensões, podendo haver ruptura na ligação. Esses materiais apresentam uma técnica mais sensível e custos mais elevados. Os cimentos de resina adesiva são resinas contendo monômeros 4-META e MDP, possuindo características adesivas. No início da década de 80, um éster de fosfato foi incorporado aos componentes do cimento resinoso convencional, um grupo com ligação química e união micromecânica ao dente e às ligas de metal. O Panavia foi o primeiro produto comercializado no sistema pó-líquido contendo o monômero bifuncional MDP, e obteve destaque pela alta resistência de união ao metal. Em 1994, o produto sofreu modificações em sua formulação, incluindo um primer contendo HEMA, N-metacryloxacryloyl 5 ASA e MDP, objetivando melhorar a resistência de união à dentina, e recebeu a denominação de Panavia 2.1, comercializado no sistema pasta-pasta com três tons de cores. Hoje, a nova fórmula do Panavia é denominada versão F, comercializada no sistema pasta-pasta, de cura dual, autocondicionante e autoadesivo, além de liberar flúor. A força de coesão permite uma melhor distribuição de tensões na superfície da restauração. A técnica é sensível, possuem alto custo e a vida útil é curta.

Nuñez-Pantoja et al.⁴⁶, em 2011, estudaram a resistência à fadiga em barras do tipo halteres confeccionadas em liga de Ti-6AL-4V considerando diferentes diâmetros na região central (1,5, 2,0 e 3,5 mm). Depois de confeccionadas as amostras, as mesmas

foram seccionadas e soldadas a laser com diferentes distâncias (zero e 0,6 mm). Posteriormente houve ensaio de fadiga cíclica até o rompimento. Foi observado que as amostras com 3,5 mm de diâmetro e espaçamento de 0,6 mm apresentaram menor resistência que as demais, isso devido à incorporação de porosidades no ato da soldagem devido à ausência de penetração da solda em amostras mais espessas, não acontecendo em amostras mais finas como 1,5 mm.

3. Proposição

3.1. Objetivo Geral

Este trabalho teve como objetivo avaliar a resistência à tração em infraestruturas metálicas fundidas, cimentadas em cilindros pré-fabricados de titânio ou soldadas a laser na região de bordo em cilindros pré-fabricados de cobalto-cromo submetidos à termociclagem.

3.2. Objetivos Específicos

- Comparar as diferentes técnicas de união dos cilindros pré-fabricados com infraestruturas;
- Comparar a eficiência de diferentes tipos e marcas de cimentos resinosos quanto a resistência à tração pós ciclagem térmica;
- Avaliar a resistência à tração de cada técnica.

4. Materiais e Métodos

4.1. Materiais

Para realização deste trabalho foram utilizados 4 tipos de cimentos resinosos “duais” (dupla polimerização, química e fotopolimerizável), divididos em 4 grupos (Quadro 1).

Quadro 1 - Grupo, nome comercial e fabricantes dos cimentos resinosos

Grupo	Nome Comercial	Fabricante
1	Panavia F 2.0	Kuraray Corporation, Osaka, Japão
2	Bifix	Voco, Cuxhaven, Germany
3	Multilink	Ivoclar Vivadent Inc. Amherst, N.Y, EUA
4	Rely-X U100	3M ESPE – St.Louis USA

Para esses grupos também foram utilizados componentes do sistema de carga imediata (NEODENT[®], Curitiba, Brasil), que é composto por 1 cilindro de titânio, 1 de latão e 1 calcinável, sendo todos para o pilar “minipilar cônico”, e foram utilizadas 10 unidades para cada amostra. O Quadro 2 mostra os cilindros utilizados.

Quadro 2 - Cilindros dos minipilares para carga imediata

Cilindros	Tipo
	Cilindro Titânio
	Cilindro Latão
	Cilindro Calcinável

Fonte: Catálogo NEODENT⁴⁴

O quinto grupo foi representado pelos cilindros soldados a laser. Neste grupo foram utilizados 10 cilindros em liga de CoCr. Além disso, cada grupo recebeu 10 análogos do tipo “mini pilar cônico” (NEODENT®, Curitiba, Brasil).

4.2. Método

4.2.1. Confecção das amostras

Foram confeccionados padrões em cera a partir dos cilindros calcináveis e posteriormente fundidos em CoCr (Cobalto-Cromo). Para isso, o cilindro de latão foi parafusado sobre o análogo e o cilindro-calcinável posicionado sobre ele, como mostram as figuras a seguir.



Figura 1 - Cilindro de latão parafusado sobre análogo.



Figura 2 - Cilindro calcinável sobre o de latão.

Foi realizado enceramento sobre o cilindro calcinável com cera vermelha de escultura, estendendo uma projeção superior de 20 mm em alça para receber o elemento de tração da máquina de ensaio. A amostra também apresenta um orifício central para acessar o parafuso de fixação das contrapartes. O padrão em cera é mostrado na Figura 3.



Figura 3 - Padrão em cera.

Foram confeccionados 50 padrões metálicos, replicando o padrão original pela técnica de duplicação de jóias usada em ourivesaria, incluindo o padrão fundido original em borracha vulcanizável.



Figura 4 - Inclusão do padrão.



Figura 5 – Vulcanizadora.



Figura 6 - Borracha com padrão incluído.



Figura 7 - Borracha vulcanizada recortada e aberta.



Figura 8 - Molde proveniente da remoção do padrão original.

Para obtenção dos padrões, foi injetada cera sob pressão no interior do molde obtido (Figura 9, 10 e 11). Após resfriamento da cera e abertura do molde obtêm-se os padrões em cera a serem fundidos (Figura 12).



Figura 9 - Injetora de cera.



Figura 10 - Molde de borracha.



Figura 11 - Injeção de cera no molde.



Figura 12 - Padrão fundido.

Os padrões foram limpos com jato de óxido de alumínio (100 μm) e divididos em cinco grupos randomizados, contendo 10 amostras em cada grupo. A cimentação e soldagem dos cilindros foram realizadas utilizando os materiais propostos no Quadro 1. A Figura 13 representa o padrão fundido preparado para cimentação e adaptação em máquina universal para ensaio de tração.



Figura 13 - Padrão fundido.

4.2.2. Procedimentos de cimentação dos padrões fundidos à base de titânio e dos soldados à base de Cobalto-Cromo

Após os procedimentos de limpeza do padrão fundido e substituição do cilindro de latão pelo de titânio ou cobalto-cromo sobre o análogo de Mini Pilar Cônico (NEODENT[®], Curitiba, Brasil) (Figura 14 e 15), foi realizada a cimentação de 40 amostras à base de titânio e soldados 10 amostras à base de cobalto-cromo.

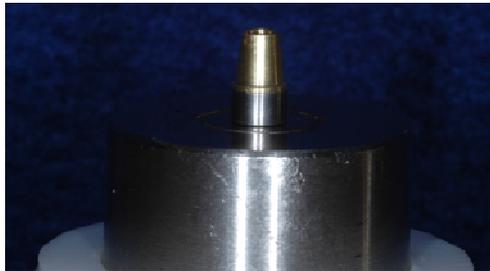


Figura 14 - Cilindro Latão parafusado ao análogo.

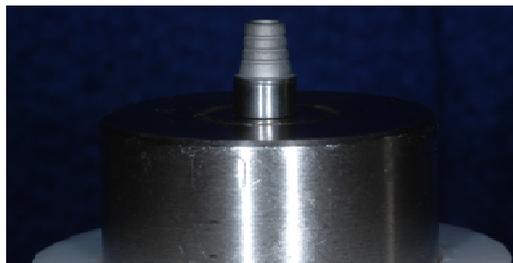


Figura 15 - Cilindro Titânio parafusado ao análogo.

Para a cimentação a entrada do parafuso foi protegida com cera rosa tipo utilidade (Epoxiglass). Os agentes cimentantes foram manipulados segundo as instruções dos fabricantes e o cimento foi aplicado sobre a superfície das contrapartes a serem cimentadas (Figura 16, 17 e 18) e unidas em máquina com pressão constante de 0,5 kgf até o contato final da superfície fundida com a base de titânio, mantendo em posição por cinco minutos³⁷ (Figura 19). O excesso de material foi removido, liberando a entrada do parafuso de fixação para todos os corpos cimentados da amostra.



Figura 16 - Cera na entrada do parafuso.

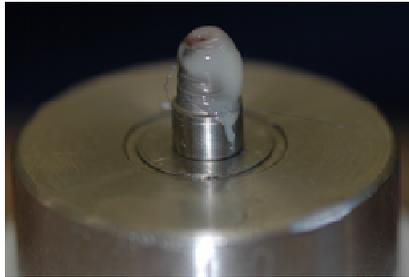


Figura 17 - Carregamento de cimento no cilindro de Titânio.



Figura 18 - Carregamento no padrão fundido.



Figura 19 - Dispositivo de pressão constante para cimentação.

Para o grupo com soldagem de bordo foi utilizado uma máquina de soldagem a laser Dentaurem Desktop BAASEL lasertech com pulso de 10ms, frequência zero e foco 9.

Para isso, foi feita a união das contrapartes do cilindro de cobalto-cromo ao análogo do mini-pilar. Feita a união das contrapartes com o padrão fundido de cobalto-cromo, foi então injetado gás argônio e realizado o primeiro ponto a *laser*, depois o procedimento foi repetido do lado oposto do padrão. Uma vez fixado o cilindro ao padrão com dois pontos de solda diametralmente opostos, seguiu-se com os demais pontos até a completa circunferência da solda no cilindro de Cobalto-Cromo (Figura 20).



Figura 20 - Solda no cilindro de Cobalto-Cromo.

Ao término da cimentação e soldagem, os 50 corpos de prova foram armazenados imersos em água destilada por 24 horas com temperatura controlada de 37 °C, previamente ao ensaio de termociclagem.

4.2.3. Ensaio de Termociclagem

As amostras dos grupos foram submetidas ao ensaio de termociclagem em máquina de simulação de ciclos térmicos MSCT – 3 PLUS. Foram realizados 2.000 ciclos simulando envelhecimento de 2 anos clínicos²². Para isso as amostras foram imersas em

água destilada em banhos alternados de 60 segundos a 5 ± 1 °C e 55 ± 1 °C. Ao final do procedimento, as amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à tração.

4.2.4. Ensaio de Resistência à Tração

Após realização do ensaio de termociclagem, os corpos de prova foram posicionados na máquina de ensaio universal (EMIC DL 2.000) e submetidos à tração axial com velocidade de 0,5 mm/min até o rompimento. Os resultados de resistência à tração foram registrados em kgf.

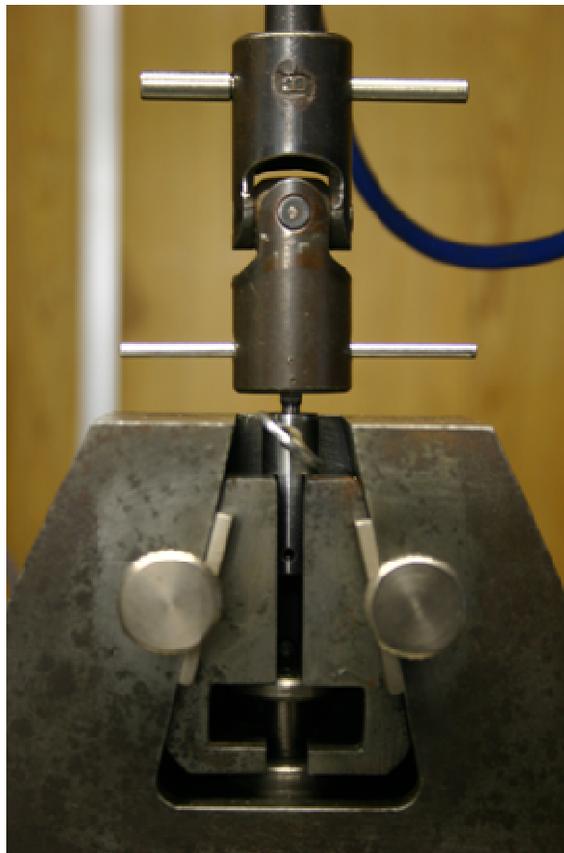


Figura 21 - Dispositivo de tração da máquina universal de tração.

5. Artigo Científico

5.1. Artigo Científico 1

Preparado segundo as normas do Journal of Prosthodontics.

Estudo da resistência à tração de infraestruturas metálicas cimentadas ou soldadas a laser sobre cilindros pré-fabricados

Arlindo Ferreira Junior¹ / Caio Hermann² / Ivete Aparecida de Mattias Sartori³ / Ricardo Faria Ribeiro⁴ / Sergio Bernardes⁵

Department of Prosthodontics, ILAPEO Dental School, Rua Jacarezinho, 656, Curitiba, Paraná, Brazil.

Corresponding author:

Rua Paschoal Stábile, 256, Jd. Brasília, Mogi Mirim, São Paulo, Brazil, 13801035.

Phone: +55 19 38052782; e-mail: drcaiohermann@uol.com.br

¹Post Graduated Student. Arlindo Ferreira Junior – Mestrado Profissional em Odontologia com área de concentração em Implantodontia. ILAPEO Dental School, Curitiba, Paraná, Brazil.

²Phd Caio Hermann - Doutorado em Clínica Odontológica pela Universidade Estadual de Campinas, Brasil (2007). ILAPEO Dental School, Curitiba, Paraná, Brazil.

³Phd Ivete Aparecida de Mattias Sartori - Doutorado em Reabilitação Oral pela Universidade de São Paulo Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Brasil (2002). ILAPEO Dental School, Curitiba, Paraná, Brazil.

⁴Phd Ricardo Faria Ribeiro - Doutorado em Odontologia (Reabilitação Oral) Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo, USP, Brasil. ILAPEO Dental School, Curitiba, Paraná, Brazil.

⁵Phd Sergio Bernardes - Doutorado em Odontologia (Reabilitação Oral) pela Universidade de São Paulo, Brasil(2008). ILAPEO Dental School, Curitiba, Paraná, Brazil.

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à tração de cimentos resinosos que cimentam infraestrutura metálica fundida em CoCr sobre cilindros de titânio e da solda a laser dessas infraestruturas a cilindro de CoCr, submetidos à termociclagem. Foram confeccionadas 50 amostras a partir da duplicação do enceramento sobre cilindros calcináveis do sistema carga imediata (NEODENT[®], Curitiba, Brasil). Foram obtidos cinco grupos (n=10): Panavia F 2.0, Rely X U100, Multilink, Bifix e soldagem de bordo. 40 amostras foram cimentadas sobre cilindros de titânio, sob pressão constante de 0,5 kgf. 10 amostras foram soldagem a laser (Dentaurum Desktop BAASEL lasertech) com pulso de 10ms, frequência zero e foco 9. Posteriormente, todas as amostras foram imersas em água destilada à temperatura de 37 °C por 24 horas e submetidas à termociclagem (2000 ciclos) à temperatura de 5 °C±1 e 55 °C±1 com imersão por 60 segundos. O ensaio de tração axial foi realizado em máquina de ensaio universal, com velocidade de 0,5 mm/min até o rompimento. Os elementos rompidos na linha de cimento foram submetidos à análise de variância e ao teste LSD (*least significant difference*) para as comparações múltiplas, sendo valores de $p < 0,05$. O cimento Multilink apresentou o maior valor de resistência à tração (87,8 kgf), seguido do Panavia F 2.0 (86,0 kgf) e Rely X U100 (78,8 kgf), não havendo diferença significativa entre esses grupos. O Bifix apresentou 71,2 kgf e o grupo com soldagem de bordo 52,7 kgf, havendo diferença significativa entre si e demais grupos. Todos os grupos apresentaram resistência satisfatória à tração quanto à união dos cimentos e soldagem.

Palavras-Chave: Cimentos de resina, Implantes dentários, Soldagem, Adaptação.

Abstract

The aim of this study is to evaluate the tensile strength of resin cements and laser welding in a Titanium cylinder added in CoCr frameworks. Fifty samples were prepared and wax handmade duplicates of the immediate load system (Neodent, Curitiba, Brasil) were created. The samples were divided into five groups (n=10): Panavia F 2.0, Rely X U100, multilink, Bifix and the laser welding group. The samples were cemented in Titanium cylinders under constant pressure (0.5 kgf). The laser welding group was prepared using a laser machine (Dentaurum Desktop Baasel Lasertech) with the following settings: 10ms pulse, zero frequency and focus 9. Subsequently the samples were immersed in distilled water at 37 °C for 24 hours and subjected to 2000 thermocycling cycles at 5 °C±1 and

55°C±1 for 60 seconds during each submersion. Afterwards, the samples were subjected to a tensile bond strength using the universal test machine at the speed of 0.5 mm/min until they broke. The broken cement line samples were submitted for analysis of variance and LSD test (least significant difference), for values $p < 0.05$. The Multilink cement showed the highest bond strength (87.8kgf) followed by Panavia F 2.0 (86.0kgf) and rely X U100 (78.8kgf), no significant difference was detected between the groups. The Bifix and the laser welding group showed 71.2kgf and 52.7kgf respectively, which demonstrates a significant difference between the two and when compared with the rest of the groups. All groups showed satisfactory tensile bond strength.

Keywords: Resin Cements, Dental Implants, Welding, Adaptation

INTRODUÇÃO

Com base no desenvolvimento de pesquisas por Brånemark e colaboradores, nas décadas de 50 e 60, surgiu o conceito da osseointegração, o qual permitiu a realização de reabilitações fixas e removíveis por meio dos implantes osseointegrados, tradicionalmente antes confeccionados sobre dentes naturais¹. Os critérios para o sucesso da osseointegração estão estabelecidos e bem documentados^{2,3}, sendo: ausência de mobilidade, infecção ou dor, de interposição de tecido conjuntivo fibroso entre osso e fixação, de imagem radiolúcida ao redor do implante⁴. Além disso, o sucesso das reabilitações implantossuportadas depende também do alto grau de adaptação da infraestrutura protética sobre os pilares^{5,6}. Este assentamento passivo quando não respeitado, pode acarretar alguns problemas, como afrouxamento de parafuso e até perda da osseointegração do elemento de fixação^{7,8}. Dentre as técnicas conhecidas para obtenção da passividade podemos citar a técnica de solda a *laser*⁹, técnica de soldagem de bordas¹⁰, técnica de eletroerosão¹¹ e técnica do cilindro cimentado¹².

A técnica da cimentação de cilindros pré-fabricados é tida como a melhor para obtenção da passividade¹³. Esta técnica preconiza a fundição de uma estrutura em monobloco e posterior cimentação de cilindros de ouro no interior desta estrutura com cimento resinoso (Panavia F 2.0)¹². Dentre as vantagens, podemos citar: passividade entre as partes e agilidade dos procedimentos. Diversos tipos de cimentos que foram originalmente desenvolvidos para serem utilizados em dentes naturais, também estão sendo empregados em prótese sobre implantes, devido ao seu sucesso, substituindo muitas vezes a técnica original preconizada¹⁴. Porém, devemos considerar que estes cimentos sofrem

degradação no meio bucal ao longo do tempo. Uma forma de avaliar as propriedades físicas e mecânicas destes materiais *in vitro* é submetê-los ao envelhecimento acelerado por termociclagem ou por exposição a luz ultravioleta à base de xenônio, simulando o que ocorre em meio bucal^{15, 16}. O método mais citado na literatura, a termociclagem, tem por objetivo promover, através de tratamentos térmicos, sucessivas contrações e expansões volumétricas dos materiais, resultando no envelhecimento¹⁷.

Devido à grande aceitação da técnica do cilindro cimentado e da técnica da soldagem a *laser*, e considerando sua longevidade no meio intraoral, este trabalho tem como objetivo avaliar a resistência à tração de quatro cimentos resinosos por meio da técnica do cilindro cimentado e da soldagem de bordo por meio da técnica de solda a *laser*, em cilindros pré-fabricados, submetidos ao envelhecimento por termociclagem.

MATERIAIS E MÉTODO

Para avaliar a resistência proporcionada por cimentação ou por solda da infraestrutura protética a pilares implantossuportados, foram criados 5 grupos: 4 para diferentes marcas comerciais de cimentos e 1 para solda. Os cimentos testados foram resinosos e duais, com polimerização química e por luz. A solda testada foi executada a *laser*. Para cada grupo foram confeccionados padrões metálicos fundidos em CoCr, confeccionados a partir do sistema “Mini Pilar Cônico”(Neodent, Curitiba, Brasil). Este sistema é composto, de 1 análogo, 1 parafuso, 1 cilindro de titânio, 1 de latão e 1 calcinável, o qual, é posicionado sobre o cilindro de latão, encerado com alça de 20 mm para receber o elemento de tração da máquina de ensaio e um orifício central para aceso ao parafuso de fixação das contrapartes, e fundido em CoCr (Figura 3). Para os grupos dos cimentos, após montagem do análogo/cilindro de titânio/parafuso, procedeu-se a cimentação do padrão fundido em CoCr sobre o cilindro de titânio, usando os quatro cimentos testados. Para o grupo solda, um cilindro de CoCr foi especialmente confeccionado pela Neodent para substituir o cilindro de titânio no sistema e permitir a solda a *laser* de duas ligas iguais. Deste modo, foram confeccionados 50 corpos de provas: 40 para os grupos cimento, compostos por análogo, parafuso e cilindro de titânio, sobre o qual se cimentou o padrão fundido em CoCr; 10 para o grupo solda, composto por análogo, parafuso, cilindro de CoCr, sobre o qual se soldou o padrão fundido de CoCr.

Foram confeccionados 50 padrões metálicos, replicando o padrão original pela técnica de duplicação de jóias, usada em ourivesaria, incluindo o padrão fundido original

em borracha vulcanizável. Os padrões foram jateados com óxido de alumínio (100 μ m) e divididos em cinco grupos randomizados, contendo 10 amostras em cada grupo. Para cimentação, o cilindro de latão foi substituído pelo de titânio. Os agentes cimentantes foram manipulados segundo as instruções dos fabricantes e o cimento foi aplicado sobre a superfície das contrapartes a serem cimentadas (Figura 4, 5) e unidas em máquina com pressão constante de 0,5 Kgf, até o contato final da superfície fundida com a base de Titânio, mantendo em posição por cinco minutos¹⁸(Figura 6). O excesso de material foi removido, liberando a entrada do parafuso.

Para o grupo com soldagem de bordo foi utilizado uma máquina de soldagem a *laser Dentaureum Desktop BAASEL lasertech* com pulso de 10ms, frequência zero e foco 9. Para isso foi feita a união das contrapartes do cilindro de cobalto-cromo ao análogo do minipilar e padrão fundido de cobalto-cromo. Após injetado o gás argônio e realizado o primeiro ponto de solda, o procedimento foi repetido do lado oposto do padrão. Uma vez fixado o cilindro ao padrão com dois pontos de solda diametralmente opostos, seguiu-se aos demais pontos até a completa circunferência da solda no cilindro de cobalto-cromo (Figura 7).

Após cimentação e soldagem, os 50 corpos de prova foram armazenados imersos em água destilada por 24 horas com temperatura controlada de 37°C, previamente ao ensaio de termociclagem, o qual foi realizado em máquina de simulação de ciclos térmicos MSCT – 3 PLUS. Foram realizados 2.000 ciclos simulando envelhecimento de 2 anos clínicos¹⁵. Para isso, as amostras foram imersas em água destilada em banhos alternados de 60 segundos a 5 \pm 1°C e a 55 \pm 1°C. Ao final do procedimento, as amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à tração em máquina de ensaio universal (EMIC DL 2.000) com velocidade de 0,5 mm/min até o rompimento (Figura 6). Os resultados de resistência à tração foram registrados em kilograma força (kgf).

RESULTADOS

Neste estudo foram avaliados 50 corpos de prova divididos em 5 grupos apresentando 10 amostras cada. Durante o ensaio de tração ocorreu fratura de algumas amostras sem que o cimento fraturasse. O número de amostras fraturadas e a região de fratura para cada grupo de cimento são apresentados no quadro 2. Para avaliar a resistência à tração, foi considerado o modelo de análise de variância e o teste LSD (*least significant*

difference) para as comparações múltiplas apenas nas amostras nas quais houve ruptura do cimento; valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística.

Foi testada a hipótese nula de que a média de força de tração é igual para os 5 grupos, definidos pelo tipo de cimento ou solda. Os cimentos, valores da média, desvio padrão e diferença estatística são apresentados no quadro 3. Como a hipótese nula foi rejeitada, foram então obtidos os valores de p para cada comparação entre os grupos (tabela 1). O gráfico 1 ilustra os resultados da resistência à tração para cada cimento e para a soldagem.

DISCUSSÃO

O sucesso e longevidade das próteses sobre implantes dependem de fatores mecânicos e biológicos¹⁹, especialmente de uma boa adaptação da infraestrutura metálica sobre os pilares²⁰ seguida de passividade^{10,21} evitando assim complicações biológicas²² mantendo a osseointegração dos elementos de fixação⁵. A técnica do cilindro cimentado contribui para manutenção destes fatores¹², uma vez que, por meio da cimentação dos cilindros internamente à infra-estrutura metálica fundida, pequenos desajustes marginais são corrigidos^{23,24}.

Entretanto, é de grande valia conhecer o desempenho clínico destes cimentos, pois embora este estudo seja *in vitro*, as condições em que foram realizadas procuram simular situações clínicas. Por isso, inicialmente devemos considerar que o valor obtido de resistência à tração para todos os grupos (entre 52,7 e 87,8 kgf) é bem superior às forças oclusais axiais, sendo de 10,2 kgf para pacientes com antagonista de prótese total e 30,6 kgf para dentados e prótese implantossuportadas²⁵. Valores de resistência à tração de 20,5kgf foram encontrados previamente por Whal *et al.*, em 2008²⁶ em pilares do tipo Cera One e 18,27 kgf por Schneider *et al.*, em 2001²⁷. No presente estudo, o valor mínimo foi de 52,7kgf para o grupo de soldagem de bordo e 87,8 kgf para o Multilink, o Bifix apresentou o valor de 71,2kgf, próximo ao valor encontrado por di Felice em 2005¹⁹ de 67,26 kgf. O motivo talvez esteja relacionado inicialmente com o alto grau de polimerização dos cimentos resinosos utilizados neste estudo, proveniente do armazenamento em água²⁸. Outro fator seria a adição de um *alloy primer*, o qual melhora a adesão do mesmo no metal²⁹. Além disso, os cimentos possuem uma matriz composta por resina e partículas inorgânicas de vidro ou sílica, unidas por silano, reforçando o material, tornando-os mais resistentes à compressão e tração^{30,31}.

A termociclagem objetiva promover o envelhecimento das amostras²³ por meio de sucessivas contrações e expansões volumétricas¹⁷ dos corpos de prova, decorrentes da temperatura em banhos alternados. Porém, este tipo de ensaio promove também o enrijecimento e aumento da dureza dos materiais^{15,32}, o que pode ter ocorrido neste estudo.

O grupo de soldagem de bordo tem como objetivo obter a passividade por meio da soldagem a *laser* em uma infraestrutura fundida em monobloco^{21,20} de forma rápida e com a utilização do mesmo tipo de material, aumentando a resistência do conjunto¹⁰. O valor de tração (52,7 kgf) para este grupo foi inferior aos demais, sendo estatisticamente significativo. Fatores como incorporação de bolhas durante o ato de soldagem, profundidade da penetração do feixe de *laser* assim como espessura da amostra podem influenciar diretamente na qualidade da soldagem³³.

Outro fator a ser considerado foi o rompimento de algumas amostras previamente aos cimentos na região do cilindro do corpo de prova e do parafuso em outras amostras dos cimentos Rely X U100, Multilink e Panavia F 2.0. Entretanto devemos considerar que para o rompimento, a força mínima empregada foi de 78,8kgf (Rely X U100), sendo para as demais amostras valores superiores a este, desta forma, considerando o objetivo e as limitações deste estudo, sugere-se futuros trabalhos para avaliar este fato.

CONCLUSÃO

Considerando as limitações deste estudo, podemos concluir que:

- os cimentos Panavia F 2.0 e Multilink apresentaram os maiores valores de resistência à tração em relação aos demais grupos;
- o grupo de soldagem de bordo apresentou o menor valor de resistência à tração;
- todos os grupos apresentaram valores de tração satisfatórios.

AGRADECIMENTOS

Agradecimento à NEODENT[®] (Curitiba, Paraná, Brasil) pela disponibilização dos materiais deste trabalho.

REFERÊNCIAS

1. Jemt T, Linden B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. J Periodont Restorative Dent. 1992;12(3):177-183.

2. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399-10.
3. Zarb GA, Schmidt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):185-94.
4. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
5. Valle AAL. Análise do desajuste da interface intermediário/cilindro de ouro, em função da aplicação de porcelana [dissertação]. Bauru: Universidade do Sagrado Coração, Faculdade de Odontologia; 2000.
6. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999;81(1):7-13.
7. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant supporting protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(1):19-31.
8. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6):843-8.
9. Dinato JC. *Implantes Osseointegrados: Cirurgia e Prótese.* São Paulo: Artes Médicas; 2001. p. 283-313.
10. Costa EMV, Hoçoya LS, Botino MA. The fitness of copings constructed over UCLA abutments and the implant, constructed by different techniques: casting and casting with laser welding. *J Appl Oral Sci.* 2004;12(4): 249-54.

11. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, Mattos MG. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported protheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* 2004;92(2):132-8.
12. Aparício C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal protheses over Bränemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994;14(5):405-419.
13. Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16(4):547-56.
14. Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retention dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(4):587-92.
15. Hermann C, Mesquita MF, Consani RLX, Henriques GEP. The effect of aging by thermal cycling and mechanical brushing on resilient denture liner hardness and roughness. *J Prosthodont.* 2008;17:318-22.
16. Dootz ER, Koran A, Craig RG. Physical properties comparison of 11 soft denture lining materials as a function of accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 1993;69(1):114-9.
17. Anil N, Hekimoglu C, Buyukbas N, Ercan MT. Microleakage study of various soft denture liners by autoradiography: Effect of accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):394-9.
18. Menani LR, Ribeiro RF, Antunes RP. Tensile bond strength of cast commercially pure titanium and cast gold-alloy posts and cores cemented with two luting agents. *J Prosthet Dent.* 2008;99(2):141-7.

19. Regalo SCH, Vitti M, Moraes MTB, Semprini M, Felício CM, Mattos MGC. Electromyographic analysis of the orbicularis oris muscle in oralized deaf individuals. *J Braz Dental*. 2005;16(3):237-42
20. Tioosi R, Falcão-Filho H, Aguiar Júnior FA, Rodrigues RC, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni-Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. *J Oral Rehabil*. 2010;37(5):359-63.
21. De Sousa SA, Arruda NMA, Henriques GE, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Rehabil*. 2008; 35(2):123-7.
22. Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw-Versus Cement-Retained Implant Restorations: Current Concepts. *Implant Dent*. 2010;19(1): 9-15.
23. Regalo SCH, Vitti M, Semprini M, Mattos MGC, Hallak JEC, Brandão C, et al. The effect of the schwartz-jampel syndrom on mastigatory and facial musculatures - an electromyographic analysis. *J Electromyogr Clinic Neurol*. 2005; 45:183-9.
24. Ozcelik TB, Ozcelik O, Pektas ZO. Cement-retained bar attachment system for implant-retained mandibular Overdentures. *J Prosthet Dent*. 2007;97(5):315-7.
25. Mericske SR, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(2):153-61.
26. Wahl C, França FM, Brito RBJ, Basting RT, Smanio H. Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. *J Braz Oral Res* 2008; 22(4):299-304.
27. Schneider R. Resistência de união de resinas compostas de dupla ativação ao Titânio c.p. [dissertação]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia; 2001.

28. Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of Zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Maxillofac Implants*. 2007; 22:921-7.
29. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *J Aust Dent*. 2008;53(4):332-9.
30. Özcan M, Cura C, Valandro, LF. Early Bond strength of two resin cements to Y-TZP ceramic using MPS or MPS/4-META silanes. *Odontology*. 2011;99(1):62-7.
31. Botega DM, Sanchez JL, Mesquita MF, Henriques GE, Consani RL. Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners. *J Prosthodont*. 2008;17(7):550-4.
32. Botega DM. Resistência a tração do titânio comercialmente puro soldado a laser em diferentes distâncias e diâmetros. [tese]. Piracicaba: Universidade de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2005.
33. Nuñez-Pantoja JM, Vaz LG, Nóbilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Effects of laser-weld joint opening size on fatigue strength of Ti-6Al-4V structures with several diameters. *J Oral Rehabil*. 2011;38(3):196-201.

Folha de Ilustrações e tabelas

Conforme normas da Revista Journal of Prosthodontics, seguem em separado, as ilustrações e tabela que compõe o artigo.

Quadro 1. Grupo, nome comercial e fabricantes dos cimentos resinosos

Grupo	Nome Comercial	Fabricante
1	Panavia F 2.0	Kuraray Corporation, Osaka, Japão
2	Bifix	Voco, Cuxhaven, Germany
3	Multilink	Ivoclar Vivadent Inc. Amherst, N.Y., EUA
4	RelyX U100	3M ESPE – St.Louis USA

Quadro 2- Número de amostras fraturadas e região

Grupos	Número de amostras	Região e número de amostras ()
Solda	–	–
Bifix	–	–
RelyX U100	1	cilindro
Multilink	7	cilindro (6) parafuso (1)
Panavia F 2.0	6	cilindro (4) parafuso (2)

Quadro 3- Resistência à Tração (kgf) para cada cimento

Grupos	Resistência à Tração (kgf)
Solda	52,7±17,7 C
Bifix	71,2±15,9 B
RelyX U100	78,8±12,0 AB
Multilink	87,8±13,3 A
Panavia F 2.0	86,0±4,8 A

Nota: Médias seguidas de mesma letra maiúscula na coluna não diferem estatisticamente em nível de 5% de significância.

Tabela 1- Valores de p obtidos comparando os grupos

Grupos	Valor de p
Panavia F 2.0 x RelyX U100	0,418
Panavia F 2.0 x Multilink	0,877
Panavia F 2.0 x Bifix	0,099
Panavia F 2.0 x Solda	0,001

Grupos	Valor de p
RelyX U100 x Multilink	0,366
RelyX U100 x Bifix	0,273
RelyX U100 x Solda	0,001
Multilink x Bifix	0,098
Multilink x Solda	0,001
Bifix x Solda	0,008

Gráfico 1 - Valores de resistência à tração para os cimentos e a solda

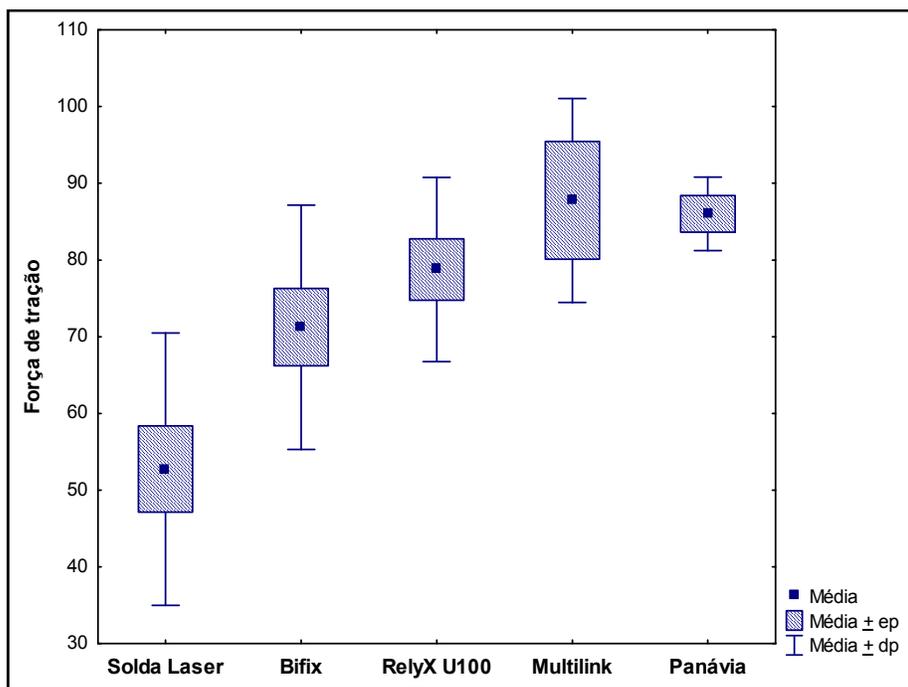


Figura 1- Cilindro de latão parafusado sobre análogo



Figura 2 - Cilindro calcinável sobre latão



Figura 3 - Padrão fundido em CoCr.

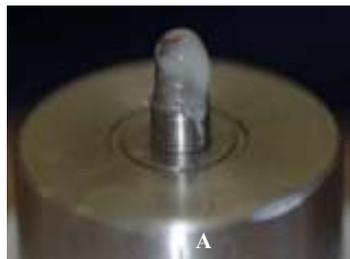


Figura 4-Carregamento de cimento no cilindro de titânio



Figura 5 - Carregamento no padrão fundido



Figura 6- Dispositivo de pressão constante para cimentação



Figura 7 - Visão externa da borda do cilindro de CoCr soldado ao padrão fundido em CoCr.



Figura 8 – Amostra posicionada para o ensaio de tração

5.2. Artigo Científico 2

Artigo elaborado segundo as normas da Revista Gaúcha de Odontologia (RGO)

Facetas laminadas com previsibilidade, apresentação de caso clínico

Porcelain veneers with predictability: case report

Arlindo Ferreira Junior¹

Caio Hermann²

Endereço para correspondência:

Rua Paschoal Stábile, 256, Jd. Brasília, Mogi Mirim, São Paulo, 13801035.

Fone:(19) 3805-2782

E-mail: drcaiohermann@uol.com.br

¹ Aluno mestrando em Odontologia, área de concentração Implantodontia pelo Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico.

²Doutor em Clínica Odontológica, área de Prótese Dental.

Introdução

A ânsia por estética e a oferta crescente de tratamentos dentários estéticos têm popularizado e difundido cada vez mais a odontologia estética. Dentre os procedimentos estéticos, a faceta de porcelana, apesar de ter propriedade óptica muito estável no meio bucal, pode ter seu resultado final e a longo prazo comprometido pela deterioração rápida do cimento resinoso. Isso torna a cimentação um passo crítico para a estética.

Com base nos princípios estéticos, a modificação da aparência dental iniciou-se, nos anos trinta. Dr. Charles Pincus confeccionava faces vestibulares de acrílico para melhorar a aparência dental dos artistas e as colava com um pó adesivo de caráter provisório, visto que não havia preparo dental algum.

Posteriormente, este tipo de trabalho foi realizado por meio do desgaste da face vestibular dos dentes e recobrimento por meio de porcelanas feldspáticas, atingindo níveis agradáveis de beleza e estética com mínima invasão sobre os tecidos dentários. Desta forma, surgiram então as facetas laminadas. Trabalhos estéticos proporcionam simetria agradável principalmente para restaurações em dentes anteriores, corrigindo imperfeições de forma, cor ou tamanho, para devolver a beleza almejada para o referido tratamento¹.

Para realizar a união deste tipo de restauração ao dente, há necessidade de um elemento conectivo entre o trabalho e o dente. Com o aparecimento dos sistemas adesivos juntamente com a base de resina BisGMA, introduzida por Bowen em 1963, esta técnica adquiriu um caráter definitivo por meio de agentes à base de resina composta². Porém a cimentação deve ser cuidadosa, pois pode provocar irritação nos tecidos gengivais pelo excesso de material cimentante e ou irritação do próprio material aos tecidos³. Para controlar essa irritação é preciso o isolamento absoluto dos tecidos gengivais, que garantirá a integridade da gengiva e com isso uma longevidade do tratamento restaurador sem perda da estética vermelha e saúde do periodonto.

Novas tecnologias de confecção de porcelanas e de preparos dentais para recebê-las, aliados a novos materiais à base de resinas compostas para cimentação deste tipo de restauração, juntamente com a técnica do isolamento absoluto, permitem obter melhor qualidade estética, maior durabilidade da restauração, preservação da integridade gengival e facilidade de execução da técnica. O objetivo deste artigo é relatar um caso clínico com restauração por meio de facetas laminadas de porcelana cimentadas com a técnica do isolamento absoluto e acompanhadas por 40 meses com ausência de inflamação gengival.

Relato do Caso Clínico

Para ilustrar a técnica será apresentado um caso clínico, com o consentimento da paciente, que depois de ser submetida à reabilitação oral com implantes e restabelecida a oclusão posterior bilateral estável da força mastigatória, teve como nova preocupação, o conforto estético ao sorrir (Figura 1, 2).



Figura 1- Foto inicial.



Figura 2- Condição inicial intra-oral.

Devido ao número excessivo de restaurações em resina e ao desgaste acentuado das incisais, ocasionado pela falta de contenção posterior causada pela ausência dos molares por período prolongado, foi sugerida a reparação da estética com facetas de porcelana.

Para harmonizar a cor, tamanho e forma, os dentes anteriores foram preparados para receber facetas, sobre restaurações estéticas e os pré-molares que compõem o sorriso foram preparados para receber coroa total de porcelana (Figura 3).



Figura 3- Preparo realizado.

O desgaste foi uniforme com espessura de 0,7 mm em toda extensão do preparo, inclusive no colo dental, pela técnica da silhueta e redução de 2 mm na borda incisal⁴, sem perder o contato dos dentes anteriores com os antagonistas, para suportar as forças mastigatórias e a desoclusão em esmalte dentário⁴. Posteriormente foi realizada moldagem pela técnica do fio retrator duplo e com material à base de silicone de adição. Depois de obtido o modelo, as facetas foram confeccionadas (Figura 4). Para prevenir injúria e contaminação na dentina e nas restaurações remanescentes com forramento dentinário exposto ao meio bucal, foram confeccionados provisórios de resina acrílica fotopolimerizável, unindo dois a dois os dentes, para facilitar a estabilidade dos mesmos (Figura 5).



Figura 4- Confeção das restaurações de porcelana.



Figura 5- Confeção das restaurações provisórias.

Para fazer a junção da porcelana ao dente é necessário um elemento de união, o cimento. Ao fazer a pressão de cimentação, o cimento escoava para dentro do sulco gengival e normalmente ocorre uma irritação pelo excesso do cimento, podendo acarretar gengivite e até retração da gengiva, com perda da estética vermelha pela agressão, expondo o bordo da restauração, comprometendo a estética inicialmente alcançada. Para evitar que isso ocorra é preciso proteger a gengiva, e, neste caso, o método mais confiável é a cimentação com isolamento absoluto (Figura 6).



Figura 6- Isolamento absoluto para cimentação.

Para controle e preservação do caso, foi mantido o cuidado de higiene oral e revisão anual com ajuda profissional. A paciente foi acompanhada por 40 meses, período no qual observou-se o estreitamento das papilas gengivais, o que demonstra melhora da condição gengival após a cimentação (Figura 7, 8 e 9).



Figura 7- Controle final intraoral.



Figura 8- Final.



Figura 9- Controle após 40 meses.

Discussão

É comum os casos de restauração com facetas, tanto de resina como de porcelana, apresentarem-se sem papilas, pois, por serem mais sensíveis, são as primeiras a sofrerem o processo de degradação, comprometendo a estética vermelha, a qual é primordial na harmonia do conjunto, como também na manutenção da saúde. O objetivo desta

modalidade de tratamento é reproduzir na dentição as perfeições próprias da sua essência, devolvendo todas as características, em grau máximo, configurando um belo e harmonioso sorriso⁵. No caso apresentado, as restaurações repõem estruturas perdidas pelo uso e desgaste das estruturas dentais devolvendo sua originalidade e beleza⁶. Um artifício importante para reconstrução do sorriso é a orientação por meio de dentes homólogos. Caso estejam ausentes, utilizam-se referências da face e demais estruturas constituintes do sorriso para nortear a harmonização da estética⁷. Entretanto, para o sucesso deve-se considerar também a importância da correta tomada de cor ou matiz, respeitando ainda sua intensidade, determinada pelo croma, e o valor, determinado pela quantidade de brilho e luminosidade^{8,9}.

O insucesso desta modalidade de tratamento pode estar relacionado com a ausência da cor ideal, isso pode ser devido ao desgaste irregular e insuficiente de todas as camadas necessárias, não havendo espessura uniforme do preparo desde o colo até a incisal do dente, podendo inclusive enfraquecer a estrutura dental, principalmente durante os movimentos bordejantes¹.

A utilização de restaurações provisórias em resina composta são de grande validade, pois melhoram a condição estética no dente preparado, além de promover melhor conforto ao paciente por proteger os túbulos dentinários de contaminação bacteriana e promover proteção pulpar contra injúrias térmicas¹⁰. Finalmente, diante de um preparo muito próximo da região do sulco gengival, torna-se necessária a cimentação com isolamento absoluto, pois consegue-se proteger o tecido gengival de excessos dentro do sulco, mantendo a integridade periodontal, tanto no aspecto estético (branco e vermelho), como na longevidade do trabalho restaurador visto de uma forma global.

Conclusão

A utilização da técnica de facetas laminadas aliada ao isolamento absoluto pode aumentar o tempo de vida útil das restaurações estéticas, preservar a saúde gengival, mantendo a estética vermelha e a saúde periodontal, tornando duradouro o trabalho reabilitador.

Referências

1. Bottino MA, Costa EMV, Otafuso DK. Estética em prótese fixa sobre dentes naturais e implantes. São Paulo: Artes Médicas; 2004.
2. Mendes WP, Bonfante G, Jansen WC. Facetas laminadas: cerâmicas e resina: aspectos clínicos. São Paulo: Artes médicas; 2004.
3. Vieira S. Discutindo Ciência. Facetas laminadas em porcelana e coroas livres de metal: uma opção estética. *Rev Ibero-Americana Odont Estet Dent.* 2005; 4(13):1-102.
4. Magne P, Perroud R, Hodges JS, Belser UC. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2000;20(5):440-57.
5. Martins Filho IG. Manual esquemático de filosofia. São Paulo: Ltr; 1997.
6. Martins Filho IG. Manual esquemático de filosofia. 4.ed. São Paulo: Ltr; 2010.
7. Mondelli J. Estética e cosmética em clínica integrada restauradora. São Paulo: Quitessence; 2003.
8. Sümer S, Değer Y. Contemporary permanent luting agents used in dentistry: A literature review. *Int Dent Res.* 2011; 1(1):26-31.
9. Hirata R, Carniel CZ. Solucionando alguns problemas clínicos comuns com uso de facetamento direto e indireto: uma visão ampla. *J Bras Clín Estet Odontol.* 2004; 3(15):565-604.
10. Andrade OS, Goes MF, Montes MA. Marginal adaptation and microtensile bond strength of composite indirect restorations bonded to dentin treated with adhesive and low-viscosity composite. *Dent Mater.* 2007; 23(3):279-87.

RESUMO

A busca pela estética diante de tratamentos como o clareamento dental e restaurações estéticas tornaram-se cada vez mais comum devido à popularização e difusão destes procedimentos pelos profissionais à população. Porém, materiais orgânicos como os cimentos resinosos têm uma deterioração rápida se comparada à estabilidade dos minerais como a porcelana, desta forma torna-se importante os procedimentos clínicos como correta confecção e cimentação do trabalho para a otimização e longevidade do tratamento. Desta forma este trabalho relatou um caso clínico com a utilização do tratamento por meio de facetas de porcelana cimentadas com a técnica do isolamento absoluto e acompanhamento por 40 meses, mostrando a previsibilidade caso, mantendo a integridade gengival.

Termos de indexação: Implante Dentário; Estética Dentária; Facetas Dentárias.

ABSTRACT

The search for dental treatments as of teeth whitening and aesthetic restorations have become ever so common due to the popularization and diffusion of these procedures among the population. However, organic materials like resin cement suffer a quick deterioration when compared with the stability that is offered by minerals like porcelain. For this reason, the clinical procedures like the correct confection and cementation of the final piece become ever so important to optimize and offer longevity to the treatment. There for, this study reports a clinical case using porcelain facets cemented under a rubber dam and monitored for 40 months, demonstrating previsibility while maintaining the gingival integrity.

Indexing terms: Dental Implantation; Esthetics, Dental; Dental Veneers.

6. Referências

1. Andrade OS, Goes MF, Montes MA. Marginal adaptation and microtensile bond strength of composite indirect restorations bonded to dentin treated with adhesive and low-viscosity composite. *Dent Mater.* 2007;23(3):279-87.
2. Anil N, Hekimoglu C, Buyukbas N, Ercan MT. Microleakage study of various soft denture liners by autoradiography: Effect of accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(4):394-9.
3. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillo fac Implants.* 1986;1(1):11-25.
4. Aparício C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal protheses over Bränemark osseointegrated implants: a tow-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1994;14(5):405-19.
5. Baig MR, Rajan G. Full-arch metal-resin cement-and screw-retained provisional restoration for immediately loaded implants. *J Oral Implantol.* 2010;36(3):219-23.
6. Bottino MA, Costa EMV, Otafuso DK. Estética em prótese fixa sobre dentes naturais e implantes. São Paulo: Artes Médicas; 2004.
7. Branemark PI. Osseointegration and it experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399-10.
8. Borges CAG, Hermann C, Thomé G, Sartori IAM, Bassi APF. Análise do comportamento das próteses implanto-suportadas e dos componentes pela técnica do cilindro cimentado com diferentes marcas de cimentos resinosos. *Rev Gaúcha Odontol.* 2008; 56(3):315-9.
9. Botega DM. Resistencia a tração do titânio comercialmente puro soldado a laser em diferentes distancias e diâmetros. [dissertação]. Piracicaba: Universidade de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2005.
10. Botega DM, Sanchez JL, Mesquita MF, Henriques GE, Consani RL. Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners. *J Prosthodont.* 2008;17(7):550-4.
11. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(1):90-4.
12. Costa EMV, Hoçoya LS, Botino MA. The fitness of copings constructed over UCLA abutments and the implant, constructed by different techniques: casting and casting with laser welding. *J Appl Oral Sci.* 2004;12(4): 249-54.

13. De Sousa SA, Arruda NMA, Henriques GE, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Rehabil.* 2008;35(2):123-7.
14. Dinato JC, Polido WD. *Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese.* São Paulo: Artes Médicas; 2004. Adaptação passiva: ficção ou realidade; p. 283-313
15. Dootz ER, Koran A, Craig RG. Physical properties comparison of 11 soft denture lining materials as a function of accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 1993;69(1):114-9.
16. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Aust Dent J.* 2008;53(4):332-9.
17. Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of Zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Maxillofac Implants.* 2007; 22:921-7.
18. Edelhoff D, Ozcan M. To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(Suppl 3):193-204.
19. Frentzen M, Koort HJ. Lasers in dentistry: new possibilities whit advancing laser technology. *Int Dent J.* 1990;40(6):323-32.
20. Ghazy M, El-Mowafy O, Roperto R. Microleakage of Porcelain and Composite Machined Crowns Cemented with Self-Adhesive or Conventional Resin Cement. *J Prosthodont.* 2010;19(7):523-30.
21. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement Fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Impl Res.* 2004;15(4):466-73.
22. Hermann C, Mesquita MF, Consani RLX, Henriques GEP. The effect of agins by thermal cycling and mechanical brushing on resilient denture liner hardness and roughness. *J Prosthodont.* 2008;17:318-22.
23. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4):346-51.
24. Hirata R, Carniel CZ. Solucionando alguns problemas clínicos comuns com uso de facetamento direto e indireto: uma visão ampla. *J Bras Clin Estet Odontol.* 2004; 3(15):565-604.
25. Hulterstrom M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: A 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(4):449-54.
26. Huling JS, Clark RE. Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J Dent Res.* 1977;56(2):128-34.

27. Iglesia MA, Moreno JA. Method aimed at achieving passive fit in implant prostheses: case report. *Int J Prosthodont*. 2001;14(6):570-74.
28. Jemt T, Linden B. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *J Periodont Restorative Dent*. 1992;12(3):177-183.
29. Johnson GH, Lepe X, Zhang H, Wataha JC. Retention of Metal-Ceramic Crowns With Contemporary Dental Cements. *J Am Dent Assoc*. 2009;140(9):1125-36.
30. Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthetic Dent*. 1999;81(1):7-13.
31. Kim Y, Yamashita J, Shotwell J, Chong K, Wang H. The comparison of provisional luting and abutment surface roughness on retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2006;95:450-5.
32. Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw-Versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent*. 2010;19(1): 9-15.
33. Lin J, Mehl C, Yang B, Kern M. Durability of four composite resin cements bonded to dentin under simulated pulpal pressure. *Dental Materials*. 2010; 28(10):1001-9.
34. Magne P, Perroud R, Hodges JS, Belser UC. Clinical performance of novel-design porcelain veneers for the recovery of coronal volume and length. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2000;20(5):440-57.
35. Martins Filho IG. *Manual esquemático de filosofia*. 4.ed. São Paulo: Ltr; 2010.
36. Menani LR, Ribeiro RF, Antunes RP. Tensile bond strength of cast commercially pure titanium and cast gold-alloy posts and cores cemented with two luting agents. *J Prosthet Dent*. 2008;99(2):141-7.
37. Mendes WP, Bonfante G, Jansen WC. *Facetas laminadas: cerâmicas e resina: aspectos clínicos*. São Paulo: Artes médicas; 2004.
38. Mericske SR, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(2): 153-61.
39. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003; 18(5):719-28.
40. Michalakis K, Pissiotis AL, Kang K, Hirayama H, Garefis PD, Petridis H. The effect of thermal cycling and air abrasion on cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(4):569-74.
41. Miserendino LJ, Pick RM. *Lasers in dentistry*. Chicago: Quintessence; 1995.

42. Mondelli J. *Estética e cosmética em clínica integrada restauradora*. São Paulo: Quitessence; 2003.
43. *Neodent Implantes Dentários. Brocas. Novo Catalogo*. Curitiba: Neodent; 2009.
44. Neo T, Chai J, Gilbert JL, Wozniak WT, Engelman MJ. Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosthodont*. 1996; 9(4):379-92.
45. Nuñez-Pantoja JM, Vaz LG, Nóbilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Effects of laser-weld joint opening size on fatigue strength of Ti-6Al-4V structures with several diameters. *J Oral Rehabil*. 2011;38(3):196-201.
46. Özcan M, Cura C, Valandro LF. Early Bond strength of two resin cements to Y-TZP ceramic using MPS or MPS/4-META silanes. *Odontology*. 2011; 99(1):62-7.
47. Ozcelik TB, Ozcelik O, Pektas ZO. Cement-retained bar attachment system for implant-retained mandibular Overdentures. *J Prosthet Dent*. 2007;97(5):315-7.
48. Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retention dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006; 21(4):587-92.
49. Pan YH, Lin CK. The Effect of Luting Agents on the Retention of Dental Implant-Supported Crowns. *Chang Gung Med J*. 2005; 28(6):403-10.
50. Pereira JAO. *Facetas laminadas de porcelana: passo a passo a estética do sorriso*. São Paulo: Arte Editora; 2003.
51. Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. *Dent Mater*. 2007; 23(2):211-7.
52. Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(4):547-56.
53. Regalo SCH, Vitti M, Semprini M, Mattos MGC, Hallak JEC, Brandão C, et al. The effect of the schwartz-jampel syndrome on masticatory and facial musculatures - an electromyographic analysis. *J Electromyogr Clin Neuro*. 2005; 45: 183-9.
54. Regalo SCH, Vitti M, Moraes MTB, Semprini M, Felício CM, Mattos MGC. Electromyographic analysis of the orbicularis oris muscle in oralized deaf individuals. *J Braz Dental*. 2005;16(3):237-42
55. Rossetti PH, Valle AL, Carvalho RM, Goes MF, Pegoraro LF. Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *J Appl Oral Sci*. 2008;16(1):64-9.

56. Rubin JG, Sabella AA. One-piece castings for fixed bridgework. *J Prosthet Dent.* 1955;5(6):843-7.
57. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CEM. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported protheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* 2004;92(2):132-8.
58. Sartori IA. Análise comparativa da interface intermediário estético/cilindro protético, torneados em ouro ou em plástico, antes e após as fundições [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 1999.
59. Schneider, R. Resistência de união de resinas compostas de dupla ativação ao Titânio c.p. [Dissertação]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2001.
60. Sheets JI, Wilcox C, Wilwerding T. Cement Selection for cement-retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont.* 2008;17(2):92-6.
61. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.
62. De Sousa SA, Arruda NMA, Henriques GE, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Rehabil.* 2008; 35(2):123-7.
63. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed protheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):153-61.
64. Sümer S, Değer Y. contemporary permanent luting agents used in dentistry: A literature review. *Int Dent Res.* 2011;1(1):26-31.
65. Swallow ST. Technique for achieving a passive framework fit: a clinical case report. *J Oral Implantol.* 2004;30(2):83-92.
66. Tiozzi R, Falcão-Filho H, Aguiar Júnior FA, Rodrigues RC, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni-Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. *J Oral Rehabil.* 2010; 37(5):359-63.
67. Valle AAL. Análise do desajuste da interface intermediário/cilindro de ouro, em função da aplicação de porcelana [dissertação]. Bauru: Universidade do Sagrado Coração, Faculdade de Odontologia; 2000.
68. Vieira S. Discutindo Ciência. Facetas laminadas em porcelana e coroas livres de metal: uma opção estética. *Rev Ibero-americana Odontol Estet Dent.* 2005;4(13):1-102.

69. Wahl C, França FM, Brito RBJ, Basting RT, Smanio H. Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. *Braz Oral Res.* 2008;22(4):299-304.
70. Wang RR, Welsh GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding and infrared brazing. *J Prosthet Dent.* 1995;74(5):521-30.
71. Wolfart M, Wolfart S, Kern M. Retention forces seating discrepancies of implant-retained casting after cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(1):519-25.
72. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant supporting protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(1):19-31.
73. Zarb GA, Schmidt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthetic Dent.* 1990;64(2):185-94.

7. Apêndice

Análise Estatística: Comparação dos grupos em relação à força de tração

1. Introdução

Neste estudo foram avaliados 50 corpos de prova divididos em 5 grupos de 10 amostras cada um. Todos os corpos de prova foram submetidos à tração, sendo registrada a força de tração. O objetivo da análise foi comparar a resistência à tração de 4 tipos de cimento e da solda.

2. Análise Estatística

Os resultados obtidos no estudo foram expressos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para a comparação dos grupos em relação à força de tração, foi considerado o modelo de análise de variância e o teste LSD (*least significant difference*) para as comparações múltiplas. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. Os dados foram organizados em planilha Excel e analisados com o programa computacional Statistica v8.0.

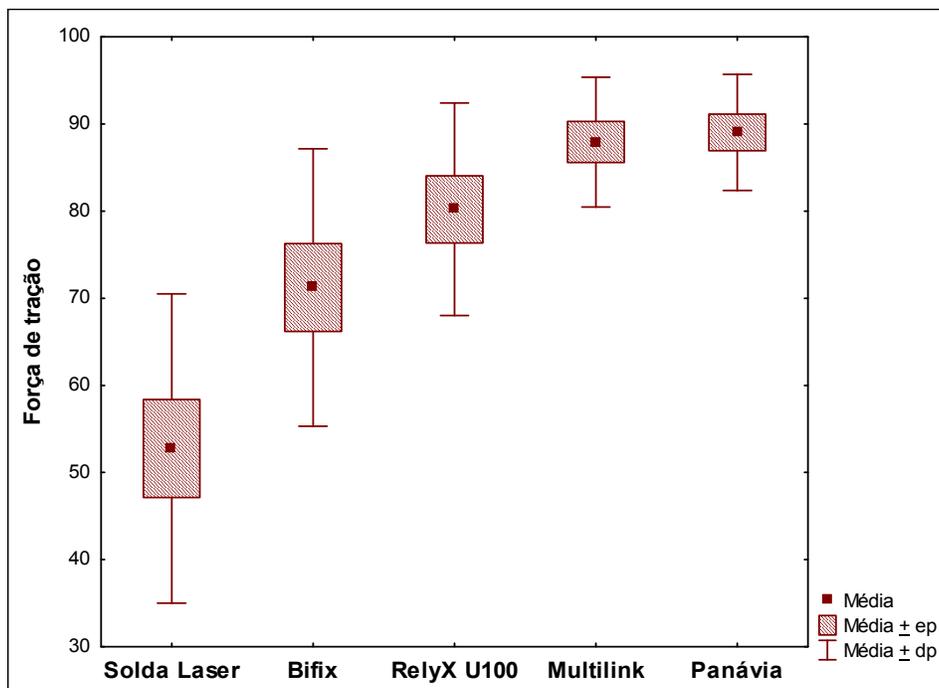
3. Resultados

Grupo	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão
Solda	10	52.7	59.9	24.9	76.0	17.7
Bifix	10	71.2	73.8	44.9	96.5	15.9
Rely X	10	80.2	79.4	60.5	102.2	12.2
Multilink	10	87.9	87.5	73.7	100.1	7.4
Panavia	10	89.0	89.4	80.7	102.6	6.7

O resultado do teste estatístico indicou a rejeição da hipótese nula ($p < 0,001$), ou seja, existe diferença significativa entre os tipos de cimento e solda em relação à média de força de tração. Sendo assim, estes foram comparados dois a dois. Na tabela abaixo são apresentados os valores de p dessas comparações.

Grupos comparados	Valor de p
Solda x Bifix	0.002
Solda x Rely X	<0.001
Solda x Multilink	<0.001
Solda x Panavia	<0.001
Bifix x Rely X	0.124
Bifix x Multilink	0.005
Bifix x Panavia	0.003
Rely X x Multilink	0.183
Rely X x Panavia	0.130
Multilink x Panavia	0.849

O gráfico abaixo ilustra os resultados obtidos.



4. Análise Complementar

Tabela do resultado do ensaio de tração.

Item	PanaviaF 2.0	Multilink	RelyX U100	Bifix	Solda Laser
1	80,95	88,60	87,00	52,99	58,55
2	80,76	93,32	74,41	78,93	76,01
3	94,65	73,71	68,64	96,52	68,99
4	88,39	86,30	93,19	69,47	24,90
5	87,27	85,33	84,35	88,53	61,20
6	90,61	100,14	82,06	74,97	40,13
7	90,40	81,16	72,95	56,82	67,32
8	83,24	89,43	60,50	76,77	38,67
9	102,64	85,88	76,77	72,53	61,34
10	91,45	95,48	102,23	44,85	30,32

Tabela de Rompimento na união do sistema apenas (cimentos e soldas)

Item	Panavia F2.0	Multilink	RelyX U100	Bifix	Solda Laser
1	80,95		87,00	52,99	58,55
2			74,41	78,93	76,01
3		73,71	68,64	96,52	68,99
4	88,39			69,47	24,90
5			84,35	88,53	61,20
6		100,14	82,06	74,97	40,13
7			72,95	56,82	67,32
8	83,24	89,43	60,50	76,77	38,67
9			76,77	72,53	61,34
10	91,45		102,23	44,85	30,32

Na tabela a seguir são apresentadas, para cada tipo de cimento ou solda, as frequências e percentuais de corpos de prova de acordo com o rompimento na união do sistema.

Rompimento na união do sistema	Grupo				
	Panavia	Relyx	Multilink	Bifix	Solda
Não	6 60,00%	1 10,00%	7 70,00%	0 0,00%	0 0,00%
Sim	4 40,00%	9 90,00%	3 30,00%	10 100,00%	10 100,00%
Total	10	10	10	10	10

Tabela de rompimento das estruturas metálicas apenas:

Item	PanaviaF2.0	Multilink	RelyX U100	Bifix	Solda Laser
1		88,60			
2	80,76	93,32			
3	94,65				
4		86,30	93,19		
5	87,27	85,33			
6	90,61				
7	90,40	81,16			
8					
9	102,64	85,88			
10		95,48			

Na tabela abaixo são apresentadas, para cada tipo de cimento ou solda, as frequências e percentuais de corpos de prova com rompimento da estrutura metálica.

Rompimento na união do sistema	Grupo				
	Panavia	Relix	Multilink	Bifix	Solda
Não	4 40,00%	9 90,00%	3 30,00%	10 100,00%	10 100,00%
Sim	6 60,00%	1 10,00%	7 70,00%	0 0,00%	0 0,00%
Total	10	10	10	10	10

Os tipos de cimento/solda foram comparados dois a dois em relação à probabilidade de quebra de estrutura metálica. Para tanto, testou-se a hipótese nula de que a probabilidade de quebra na parte metálica é igual para os dois tipos de cimento/solda sob

comparação, versus a hipótese alternativa de probabilidades diferentes. Os valores de p são apresentados na tabela abaixo.

Grupos comparados	Valor de p
Panavia x Rely X	0,057
Panavia x Multilink	0,675
Panavia x Bifix	0,011
Panavia x Solda	0,011
Rely X x Multilink	0,020
Rely X x Bifix	1
Rely X x Solda	1
Multilink x Bifix	0,003
Multilink x Solda	0,003
Bifix x Solda	-

Observação: na comparação Bifix x Solda, o teste não é aplicável. Entretanto, observa-se que em ambos os tipos de cimento, não houve casos de rompimento de estrutura metálica.

Considerando-se apenas os tipos de cimento Panavia F 2.0 e Multilink, testou-se a hipótese nula de que, para corpos que têm rompimento da estrutura metálica, a média da força é igual nesses dois tipos, versus a hipótese alternativa de que as médias são diferentes. Na tabela abaixo são apresentados os resultados obtidos.

Item	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão
Panavia	6	91,0	90,5	80,7	102,6	7,3
Multilink	7	88,0	86,3	81,2	95,5	4,9

O resultado do teste estatístico indicou a não rejeição da hipótese nula ($p=0,395$), ou seja, não existe diferença significativa entre os tipos de cimento Panavia F 2.0 e Multilink em relação à média de força de tração, para corpos que têm rompimento da estrutura metálica.

8. Anexos

Normas da revista selecionada para publicação do Artigo 1- Journal of Prosthodontics

Fonte: <http://mc.manuscriptcentral.com/jopr>

Normas da revista selecionada para publicação do Artigo 2 - RGO - Revista Gaúcha de Odontologia

Fonte: <http://www.revistargo.com.br/>