



UNESP - Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara



BRUNA FERNANDES MOREIRA ALFENAS

**Efeito da altura do pilar, de diferentes cimentos e das ciclagens
térmica e mecânica, sobre a resistência máxima à tração de
infraestruturas metálicas cimentadas**

**Araraquara
2013**



UNESP - Universidade Estadual Paulista
Faculdade de Odontologia de Araraquara



BRUNA FERNANDES MOREIRA ALFENAS

**Efeito da altura do pilar, de diferentes cimentos e das
ciclagens térmica e mecânica, sobre a resistência máxima
à tração de infraestruturas metálicas cimentadas**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para obtenção do título de mestre em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos
Nunes Reis

Araraquara
2013

Alfenas, Bruna Fernandes Moreira

Efeito da altura do pilar do implante, de diferentes cimentos e das ciclagens térmica e mecânica sobre a resistência máxima à tração de infraestruturas metálicas cimentadas / Bruna Fernandes Moreira Alfenas.-- Araraquara: [s.n.], 2013.

117 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

1. Implantes dentários 2. Cimentação 3. Retenção em prótese dentária 4. Ciclagem mecânica* I. Título

* Descritor não autorizado pelo DeCS

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marley C. Chiusoli Montagnoli, CRB-8/5646
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Araraquara / UNESP

Bruna Fernandes Moreira Alfenas

Efeito da altura do pilar, de diferentes cimentos e das ciclagens térmica e mecânica, sobre a resistência máxima à tração de infraestruturas metálicas cimentadas

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

2º examinador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

3º examinador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Araraquara, 28 de março de 2013.

DADOS CURRICULARES

Bruna Fernandes Moreira Alfenas

Nascimento: 11/04/1983, Ubá – MG

Filiação: Doralino Moreira Alfenas Filho

Marlene Fernandes Moreira Alfenas

2002 – 2007: Curso de Graduação – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora – FO/UFJF

2009 – 2011: Curso de Especialização em Prótese Dentária - Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr/UNESP

2011 – 2013: Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Mestrado - Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr/UNESP

Dedicatória

*Dedico este trabalho aos meus pais
Doracino Moreira Alfenas Filho e
Marlene Fernandes Moreira Alfenas,
e à minha querida avó Izabel Amaral Fernandes.*

Agradecimentos

Agradeço aos meus pais por muitas vezes terem se esforçado tanto para me proporcionar estudo de boa qualidade, realizar meus sonhos e por entenderem que a distância é necessária para minha formação. Meu amor e respeito por vocês é imensurável. Obrigada pelos ensinamentos e por me criarem mostrando sempre a melhor direção.

Aos meus irmãos Eduarda e Guilherme por tentarem entender minhas preocupações. Faço tudo para ver vocês felizes.

Ao Breno, pelo incentivo, por sempre acreditar em mim, por me ouvir nos momentos de desânimo e por fazer parte da minha vida por tanto tempo. Caminhamos juntos num mesmo objetivo. Sou muito feliz ao seu lado.

À minha tia Terexinha, obrigada pelas orações e compreensão.

À minha sogra Maria Lúcia que sempre me tratou como filha, me ajudando no que foi preciso.

À minha sobrinha Júlia, obrigada pelo amor e carinho até nos momentos difíceis.

Agradeço ao meu orientador professor Dr. José Maurício, pelos ensinamentos repassados desde a especialização, pela paciência e por compreender e permitir que eu acompanhasse outros professores, sempre em busca do melhor conhecimento.

Aos grande amigos que fiz em Araraquara, em especial à Bruna, Sabrina, Letícia, Maria Silvia, Beatriz Panarielo, Fernanda Alves, Fernanda Vargas, Camila Lorenzetti, Paula, Diana, Isabela e Naná. Vocês sempre farão parte da minha vida. Obrigada pela ajuda, sem vocês tudo seria mais difícil.

Aos demais colegas de pós-graduação, Beatriz Regalado, Érica, Chaiene, Andressa, Danny, Camilo, Antônio, Laisa, Cadu, Carol Chaves e Larissa.

Aos alunos de iniciação científica e hoje grandes amigos Aion e Vinicius, obrigada por tantos momentos agradáveis.

Aos professores Drs. Ana Cláudia Pavarina e Carlos Eduardo Vergani, obrigada pelo voto de confiança.

Ao professor João Ariolli agradeço muito pela amizade, confiança e por sempre me dizer a verdade.

Ao professor Tuca muito obrigada pela disponibilidade, ensinamentos e confiança.

À professora Juliana Bonini Campos, agradeço os conselhos, os ensinamentos, paciência e compreensão.

À professora Renata Garcia Fonseca Rodrigues, seus ensinamentos e conselhos foram valiosos.

Ao professor Gelson, aprendi muito com sua cautela, respeito seu ponto de vista.

À todos os funcionários do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de

Araraquara, especialmente Sílvia e Martinha, obrigada pelo companheirismo e solidariedade.

Aos professores da residência em Cirurgia Buco-Maxilo-Facial, em especial aos professores Mario Gabrielli e Marisa Gabrielli, obrigada pelo carinho, acolhimento e oportunidade e também aos professores Valfrido Pereira Filho, Eduardo Hochuli e Marcelo Monazzi, por serem além de grandes mestres, grandes amigos.

A FAPESP, CNPQ, CAPES e PROAP pelo auxílio financeiro.

A todos que contribuíram durante estes dois anos para a realização deste projeto, pois não foi nada fácil.

*Julgue seu sucesso pelas coisas que você
teve que renunciar para conseguir.*

(Dalai Lama)

Alfenas BFM. Efeito da altura do pilar do implante, de diferentes cimentos e das ciclagens térmica e mecânica sobre a resistência máxima à tração de infraestruturas metálicas cimentadas. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2013.

Resumo

Este estudo avaliou (1) o efeito da altura do pilar, dos diferentes cimentos e da termociclagem e (2) o efeito dos diferentes cimentos e da ciclagem mecânica sobre a resistência máxima à tração (*RMT*) de restaurações implantossuportadas cimentadas. Pilares de titânio (UCLA), com alturas de 4,0 e 6,0 mm (1), ou 4,0 mm (2), foram torqueados com 32 N.cm a análogos de implantes HI. Infraestruturas em Co-Cr, jateadas com óxido de alumínio 50 µm foram cimentadas com: Fosfato de Zinco- *FZ*; RelyX Luting 2- *RXL2*; C & B Cement- *C&B*; RelyX U100- *RXU100* e RelyX Temp NE- *RXTNE*. Os conjuntos foram submetidos aos ensaios de tração (0,5 mm/min) após: 1- armazenagem em saliva artificial a 37 °C durante 24 h (controle), 2- termociclagem (10.000 ciclos, 5,0 e 55 °C, 30 s de imersão), ou 3- ciclagem mecânica (10⁶ ciclos, 140 N, 15 Hz). Os dados foram analisados por (1) 3-way ANOVA e Dunnett, e (2) 2-way ANOVA e Tukey HSD ($\alpha=0,05$). Independentemente da altura do pilar, não houve diferença nos resultados dos grupos sem termociclagem ($p\geq 0,05$). Após termociclagem, houve aumento ($p<0,05$) na *RMT* nos pilares de 6,0 mm. Após ciclagem mecânica, houve diminuição ($p<0,05$) nos resultados de *RMT* produzidos por *RXL2*. A altura do pilar influenciou os resultados do *RXL2*, que produziu *RMT* mais elevada com os pilares de 6,0 mm. Com exceção do *RXL2*, a ciclagem mecânica não comprometeu a *RMT* das infraestruturas cimentadas. Em determinadas condições, o *RXTNE* produziu *RMT* semelhante à alguns cimentos finais.

Palavras-chave: Implantes dentários, Cimentação, Retenção de Prótese, Ciclagem mecânica.

Alfenas BFM. Effect of abutment height, different cements, thermocycling and cyclic loading on the ultimate tensile strength of cement-retained/implant-supported cast restorations. [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2013.

ABSTRACT

This study evaluate (1) the effect of abutment height, different cements and thermocycling, and (2) the effect of different cements and cyclic loading on the ultimate tensile strength (*UTS*) of cement-retained/implant-supported cast restorations. UCLA-type abutments with 4.0 and 6.0-mm height (1), or 4.0-mm height (2) were torqued to with 32 N.cm to internal hexagon dental implant replicas. Copings casted in Co-Cr, sandblasted with 50- μ m aluminum oxide particles were cemented with: Zinc Phosphate- *ZP*; RelyX Luting 2- *RXL2*; C & B Cement- *C&B*; RelyX U100- *RXU100* and RelyX Temp NE- *RXTNE*. The assemblies were submitted to the tensile test (0.5 mm/min) after: 1- storage in artificial saliva at 37 °C for 24 h (control), 2- thermocycling (10,000 cycles, 5.0 and 55 °C, 30-s dwell time), or 3- cyclic loading (10^6 cycles, 140 N, 15 Hz). Data were analyzed by (1) 3-way ANOVA and Dunnett tests, and (2) 2-way ANOVA and Tukey HSD tests ($\alpha=0.05$). Regardless of the abutments' heights, no significant differences were found among the *UTS* of the non-thermocycled groups ($p\geq 0.05$). After thermocycling, an increasing in the *UTS* was observed for the 6.0-mm abutments ($p<0.05$). After cyclic loading, the *UTS* values produced by *RXL2* were decreased ($p<0.05$). The abutment's heights used affected the *RXL2* results, which produced higher results with the 6.0-mm abutments. With the exception of *RXL2*, cyclic loading did not detrimentally affect the *UTS* of the cemented castings. In some conditions, the provisional cement *RXTNE* produced similar *UTS* to some definitive cements.

Keywords: Dental implants, Cementation, Prosthesis retention, Cyclic loading.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	17
3 PROPOSIÇÃO	83
4 MATERIAL E MÉTODO	84
5 RESULTADO	100
6 DISCUSSÃO	104
7 CONCLUSÃO	108
REFERÊNCIAS	109

1 INTRODUÇÃO

Os implantes odontológicos são uma opção eficaz para substituir a ausência dental, tornando-se parte importante da prática odontológica contemporânea. Inicialmente, foram utilizados para reter próteses em pacientes edêntulos. Logo, sua utilização para reabilitar espaços protéticos unitários se tornou comum²³, representando, muitas vezes, alternativa superior em relação às próteses fixas múltiplas convencionais²⁴ e superando limitações do tratamento com próteses fixas ou removíveis⁴³. Assim, há alguns anos as próteses implantossuportadas são opção terapêutica notória na reabilitação de pacientes total ou parcialmente edêntulos^{50,54,55,85} com boa aceitação, tanto dos profissionais, quanto dos próprios pacientes.

O sucesso da reabilitação oral de pacientes com próteses implantorretidas e suportadas não depende apenas da osseointegração, mas também da integridade da conexão entre a restauração protética e o implante, assegurando adequada estabilidade, resistência e retenção ao conjunto¹².

As próteses implantossuportadas podem ser fixadas diretamente na plataforma dos implantes ou sobre pilares¹¹, os quais podem ser classificados como pré-fabricados, adaptáveis ou personalizados¹. Quando são utilizados pilares, essas próteses podem ser retidas por meio de parafusos, ou procedimentos convencionais de cimentação^{1,5,16,54,58,85}. Segundo Wolfart et al.⁸⁵ há vários argumentos a favor ou contra, para cada um desses métodos de fixação. A utilização de próteses parafusadas tem sido a preferência de muitos profissionais^{5,16} devido à sua reversibilidade⁵, que representa considerável vantagem^{16,57,58,75} na necessidade de procedimentos de manutenção^{1,69}. O fato de apresentarem menor discrepância marginal entre seus componentes e não necessitarem da remoção de cimento em áreas periimplantares também pode determinar sua indicação⁷⁵. Interfaces de cimentação profundas em relação aos tecidos moles restringem a utilização de restaurações cimentadas, devido às potenciais fontes de irritação, ou resposta inflamatória tecidual, somado ao risco em se deteriorar a superfície do implante durante a remoção do excesso de cimento^{3,85}. Além disso, a retenção por parafusos é muitas vezes preferida em situações de espaço interoclusal limitado, quando há cantiléveres prolongados, ou dificuldade/limitação em relação aos procedimentos de higienização.

As próteses cimentadas são opção satisfatória na presença de implantes mal posicionados^{9,26}, apresentando frequentemente melhor estética, facilidade de ajuste oclusal, simplicidade para colocação, melhor perfil de emergência, além da interface de cimentação poder agir como sistema de amortecimento frente às cargas mastigatórias^{9,74,75,82}. Apesar desse tipo de prótese apresentar graus variados de dificuldade com relação à sua remoção^{1,18,30,57}, sua utilização tem sido aumentada. Além das vantagens citadas anteriormente, a eliminação da possibilidade de afrouxamento do parafuso protético de fixação e o assentamento passivo⁷⁵ são fatores importantes a serem considerados no planejamento. De acordo com Akça et al.², a retenção por cimento pode ser preferida, especialmente para restaurações unitárias e/ou de curta extensão. Porém, não há consenso na literatura que um método de retenção seja superior ao outro^{80,85}. Ambos os métodos são utilizados de forma muito variada, de acordo com a situação clínica e/ou preferência dos profissionais.

Nas próteses cimentadas, a reversibilidade do tratamento está relacionada ao tipo de cimento, grau de expulsividade e altura dos pilares, bem como com o tratamento de superfície realizado nos pilares e infraestruturas das próteses^{9,26,46,72,74}. A diminuição na altura dos pilares pode comprometer significativamente a retenção de infraestruturas sobre implantes^{9,26}. Muitos cimentos são utilizados para melhorar a retenção de restaurações com resistência e retenção inadequadas^{71,87}. Apesar disso, os cimentos preliminares têm sido amplamente utilizados na cimentação preliminar ou final de restaurações implantossuportadas^{23,59}, ainda que apresentem baixa resistência à tração e elevada solubilidade^{13,69,82}. Isso se deve ao fato de possibilitarem, caso necessário, a remoção das próteses a qualquer momento^{13,69,82}. De acordo com Ramp et al.⁶⁹, um agente cimentante deve, além de manter a prótese em posição durante função, possibilitar sua remoção pelo profissional quando pertinente. Dessa forma, a decisão em utilizar cimentos preliminares ou finais deve ser baseada na resistência à tração e viscosidade do cimento¹⁰, no grau de retenção necessário, no prognóstico de cada situação clínica^{21,74,75}, de acordo com a distribuição e com o número de pilares⁷⁴, e no tratamento de superfície do pilar e/ou da prótese⁴⁵.

Segundo Akça et al.², a altura do pilar tem impacto maior do que sua largura na força de resistência uniaxial de cimentos. Paredes axiais mais curtas e com grau de convergência oclusal elevado dificultam a retenção mecânica e,

consequentemente, exigem mais do cimento para que a prótese seja retida. Assim, mesmo que diferentes agentes de cimentação disponíveis no mercado sejam considerados, pilares curtos e expulsivos são mais prováveis em contribuir com problemas de retenção¹².

Outro fator importante a ser considerado é que o tratamento com próteses implantossuportadas exige equilíbrio dinâmico entre fatores mecânicos e biológicos. Considerando a importância da biomecânica sobre a homeostase da cavidade oral, as cargas cíclicas exercidas sobre as próteses assumem papel fundamental sobre o sucesso das reabilitações. Forças oclusais intraorais geram carregamento dinâmico, ao invés de cargas monotônicas aplicadas até a fratura. Há evidências de que a maioria das falhas mecânicas de estruturas protéticas ocorre após vários anos em função⁸⁴. Dessa forma, poderia ser inferido que as estruturas protéticas não fraturam somente devido à cargas intensas, mas também como efeito final de cargas relativamente pequenas, aplicadas em longo prazo. Assim, a compreensão dos fenômenos relacionados à fadiga é de suma importância para avaliar os fatores relacionados com o sucesso desse tipo de prótese⁶.

Autores^{17,29,32} têm demonstrado que o estresse cíclico na interface de conexão protética pode causar fratura e perda do pilar, além de danos à prótese, exigindo sua reparação ou substituição. Por essa razão, seria clinicamente mais relevante avaliar uma amostra sob condições de fadiga ou envelhecimento. O subcomitê 8 da Organização Internacional de Normatização do Comitê Técnico 106 (área de Odontologia) selecionou os ensaios de fratura como da norma internacional sobre implantes endósseos ISO 14801³⁶, preconizando variáveis como simulação de 3,0 mm de perda óssea, carga aplicada em ângulo de 30° e carregamento aplicado com frequência de até 15 Hz nos ensaios de fadiga.

Vale ressaltar ainda, que as estruturas do meio bucal estão constantemente expostas à mudanças térmicas, físicas e químicas, devido ao contato com alimentos, bebidas e drogas. Assim, tensões cíclicas térmicas e mecânicas devem ser consideradas ao se realizar estudos in vitro envolvendo materiais restauradores. O armazenamento em água em longo prazo e a termociclagem são as condições mais utilizadas para se avaliar a durabilidade da adesão dos cimentos⁷⁹. Os ciclos térmicos induzem tensões repetidas aos materiais, relacionadas ao seu coeficiente de expansão térmica, acelerando sua degradação em meio aquoso e, muitas vezes, enfraquecendo a interface de cimentação³³.

Apesar das elevadas taxas de sucesso das próteses implantossuportadas, falhas são frequentemente relatadas⁵⁰, como afrouxamento ou perda do parafuso protético, perda ou fratura do parafuso do pilar, fratura do implante⁵⁶ e problemas na cimentação^{21,22}. De acordo com Levine et al.⁵⁰ essas falhas deveriam ser solucionadas com mínimo trauma aos tecidos periimplantares e ao paciente, em um curto período de tempo e com baixo custo.

Levando em consideração que os resultados obtidos com a cimentação de infraestruturas sobre pilares metálicos podem não se correlacionar com aqueles de próteses cimentadas sobre dentes⁷⁵ e, com base na quantidade limitada de estudos que avaliam a capacidade retentiva dos cimentos contemporâneos frente às adversidades clínicas, julgou-se oportuno avaliar o efeito da altura do pilar, de diferentes cimentos e das ciclagens térmica e mecânica sobre a resistência máxima à tração de infraestruturas cimentadas sobre pilares de implante.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Kaufman et al.⁴¹ em 1961, descreveram fatores diretamente relacionados ao grau de retenção de próteses sobre dentes preparados. Entre os fatores que influenciam a retenção em dentes pilares preparados estão a área de superfície, altura do preparo, grau de convergência das paredes do preparo, rugosidade da superfície preparada, aspectos retentivos intracoronais do preparo e o grau de retenção proveniente de vários componentes da área preparada. Em relação às infraestruturas, estão relacionados a adaptação relativa da infraestrutura ao dente preparado, rugosidade da superfície interna, efeito da retenção de infraestruturas individuais em situações de cimentação e esplintagem simultâneas e propriedades inerentes à resistência mecânica e adesiva do agente de cimentação. O tipo de cimento, a viscosidade, a força de assentamento, a duração e o ângulo durante a aplicação da força de assentamento, o tempo de cimentação e os valores de resistência à compressão são fatores relacionados com o grau de retenção obtido. De acordo com os autores, as dificuldades encontradas no assentamento completo das infraestruturas levaram ao estudo do efeito do alívio durante a confecção das mesmas sobre o escape do excesso de cimento. Assim, os seguintes fatores foram investigados por esses autores: altura do preparo, grau de convergência oclusal das paredes axiais do preparo, área de superfície do preparo e efeito do alívio realizado para a confecção da infraestutura. Os testes foram realizados em corpos-de-prova metálicos, com as diferentes alturas, ângulos de convergência e diâmetros controlados. As infraestruturas foram confeccionadas, cimentadas e submetidas aos ensaios de resistência à tração. Logo, os autores concluíram que: 1- a resistência ao deslocamento da infraestrutura metálica cimentada aumenta conforme as paredes do preparo se tornam mais paralelas; 2- existe aumento linear na retenção do preparo quando o diâmetro é aumentado; 3- em um preparo dental convergente, a região próxima ao término gengival contribui com elevada proporção para a retenção; 4- as infraestruturas não apresentam assentamento completo durante o procedimento de cimentação e esta discrepância é clinicamente significativa.

Uma cimentação efetiva é crucial para o sucesso na colocação de coroas totais; ao contrário assentamentos inadequados resultam em pobre adaptação

marginal. O assentamento incompleto da prótese compromete, entre outros fatores, a função. A especificação nº. 8 da American Dental Association (ADA) estabelece que a espessura da película de cimento não deve exceder a espessura máxima de 25 µm, porém a literatura têm demonstrado que a espessura do filme de cimento é frequentemente maior. Para superar esses problemas, Kay et al.⁴² (1986), criaram abordagens teóricas para demonstrar os fundamentos que influenciam o ajuste e a cimentação das coroas. Um modelo em computador foi desenvolvido combinando os benefícios da análise da precisão teórica ao que é clinicamente aplicável, ou seja, uma forma laboratorial de reproduzir vários estudos experimentais. Esta pesquisa foi aplicada ao modelo de simulação em computador, da cimentação de coroas sob várias condições clínicas. A cimentação de cada experimento envolveu os seguintes elementos: geometria do preparo, alívio, força e tempo de assentamento, consistência do cimento, espessura do cimento e a posição inicial da infraestrutura. O desenvolvimento do modelo de simulação por computador permitiu investigação mais abrangente dos fatores que afetam a cimentação, porque eliminou procedimentos laboratoriais subjetivos e demorados. Além disso, permitiu a avaliação mais rigidamente controlada e precisa de uma maior variedade de fatores individuais, quer de forma independente ou em conjunto uns com os outros. Em resumo, na ausência de outras características, ao se duplicar a quantidade de espessura do cimento dobrou-se a discrepância nos valores de adaptação obtidos após o assentamento da coroa.

De acordo com Aquilino et al.⁴ (1991) a retenção de próteses adesivas ocorre devido a utilização de retenção mecânica e adesão química. Alguns estudos (Aquilino et al.⁴, 1989; Diaz-Arnold et al.²¹, 1999) têm avaliado a capacidade mecânica e química dos sistemas adesivos destinados a suportar carga estática. A elevada elasticidade e resistência ao cisalhamento relatados nesses estudos têm contribuído para a aceitação de próteses cimentadas com cimentos resinosos, utilizados em restaurações finais. No entanto, no ambiente oral, as forças aplicadas são mais susceptíveis de apresentarem natureza cíclica, bem abaixo da tensão máxima de cisalhamento ou força de resistência relatados em estudos laboratoriais. A falha dessas restaurações ao longo do tempo é resultado mais provável de fadiga. Os limites de tração e resistência à tração finais de alguns sistemas adesivos

protéticos foram determinados. Para isso cilindros com liga Ni-Cr-Be foram: eletro-jateados, quimicamente atacados, ou jateados antes de serem cimentados com adesivos a base de BIS-GMA e 4-META. Os espécimes cimentados foram armazenadas em água deionizada destilada, durante três dias antes de serem avaliados. Quinze amostras divididas em grupos foram submetidas à carga de tração durante 1000 ciclos, sendo os limites de fadiga por tração determinados. Cinco espécimes por grupo foram avaliados quanto à resistência à tração monotônica. Além disso, espécimes que foram submetidos aos 1000 ciclos durante os testes de fadiga, foram também testados quanto à resistência à tração. Os resultados indicaram que, no grupo que sofreu jateamento e no grupo do sistema adesivo 4-META, o limite de tração de fadiga e o índice do limite de fadiga de resistência à ruptura foram significativamente mais baixos do que os dos outros sistemas avaliados. A aplicação de ciclagem mecânica diminuiu significativamente a força de ligação do adesivo 4-META. Porém, a ciclagem não apresentou nenhum efeito significativo sobre a resistência à tração final do sistema BIS-GMA avaliado.

Quando a remoção de restaurações provisoriamente cimentadas em pilares é necessária, a força de retenção e os cimentos do conjunto prótese/pilar se tornam considerações importantes. Portanto, o estudo de Breeding et al.¹⁰ (1992) teve como objetivo comparar a força de retenção de infraestruturas cimentadas em pilares de implantes de titânio usinados, com a de pré-molares cimentados, utilizando três cimentos preliminares. Nenhuma diferença significativa foi encontrada para os valores entre infraestruturas cimentadas em pilares de titânio e em dentes naturais. O cimento de óxido de zinco e eugenol (TempBond) exibiu média mais baixa de força de retenção em relação ao cimento de óxido de zinco e eugenol reforçado (IRM) e ao cimento de hidróxido de cálcio (Life). Pilares cimentados com ionômero de vidro (Ketac Cem), que foram armazenados em solução salina, exibiram médias de retenção significativamente maiores que a dos pilares cimentados com cimentos resinosos, tanto com o Core Paste ou o Resiment. A partir dos resultados desse estudo, pode-se concluir que infraestruturas cimentadas com TempBond, IRM ou Life (cimentos preliminares) podem ser removidas do pilar do implante sem danificar o conjunto pilar/prótese.

Os objetivos dos estudos de Dixon et al.²² (1992) foram determinar a quantidade necessária de alívio para reduzir as discrepâncias das infraestruturas cimentadas sobre pilares de implantes, e determinar o efeito deste alívio em função do agente de cimentação em relação à retenção da coroa. Para a realização deste estudo foram confeccionados 12 infraestruturas usinadas em titânio destinadas à cimentação, a partir do enceramento das mesmas nos pilares, que sofreram alívio com folha de platina de dimensões 0,000 (sem alívio); 0,001; 0,002 e 0,003 polegadas, criando, assim, diferentes espaços aliviados. As infraestruturas foram cimentadas sobre os pilares com três agentes de cimentação finais. As discrepâncias em relação ao assentamento de cada combinação de infraestrutura/pilar foram mensuradas e as infraestruturas foram removidas dos pilares através da força de tração. Os resultados desse estudo indicaram que a utilização de alívio diminuiu as discrepâncias de assentamento e aumentou os valores de retenção nas condições do ensaio, pois produziu espaço uniforme para o agente de cimentação. Na técnica de prótese fixa convencional não se realiza alívio nas regiões marginais. O uso de alívio na confecção de infraestruturas implantossuportadas pode reduzir as discrepâncias de assentamento e, portanto, discrepâncias oclusais, sem diminuição dos valores de retenção para os três agentes de cimentação testados. Logo, os autores concluíram que a realização de alívio não reduziu os valores de retenção para qualquer um dos grupos da amostra. O grupo dos cimentos a base de resina exibiu resistência a retenção consistentemente maior do que a de fosfato de zinco. Já os cimentos fosfato de zinco e Resiment exibiram discrepância nos valores de assentamento abaixo de 25 µm, com 0,001 polegadas de alívio. Para os espécimes cimentadas com Core Paste, são necessárias 0,003 polegadas de alívio para conseguir valores de assentamento abaixo de 25 µm.

Jorneus et al.³⁸ (1992) estudaram in vivo a estabilidade do parafuso através do cálculo da força oclusal máxima, em restaurações implantossuportadas unitárias que utilizam apenas um parafuso para fixar a prótese. As medições das forças oclusais, juntamente com os parâmetros geométricos individuais de cada paciente foram utilizados para determinar a capacidade de fixação do conjunto. Diferentes tipos de parafusos foram avaliados em um teste in vitro para ser

comparado com as situações clínicas. O parafuso de liga de ouro, de cabeça plana e torque de 35 Ncm produziu os melhores resultados.

White et al.⁸³ (1993) determinaram em seus estudos o efeito de novos cimentos adesivos em função do assentamento marginal de restaurações fundidas. Para isso, preparos padronizados foram realizados em pré-molares recém extraídos, em seguida, realizou-se as moldagens para que as coroas totais metálicas fossem confeccionadas. As infraestruturas fundidas foram assentadas sobre os respectivos dentes e o desajuste marginal observado. Os conjuntos foram então, atribuídos aos seguintes grupo de cimentos: cimento de ionômero de vidro (GI), cimento de poliacrilato (PC), resina composta BIS-GMA microparticulada com NPG-GMA/PMDM e agente de união dentinário (GMA + NPG), compósito éster BIS-GMA/fosfato microparticulado (GMA/PE), ou cimento de fosfato de zinco (ZP). As peças fundidas foram cimentadas e o desajuste marginal novamente observado. A análise de dados através do teste ANOVA revelou que os grupos apresentaram-se semelhantes antes da cimentação ($p=0,35$), mas diferiram após a cimentação ($p<0,0001$). O teste de comparações múltiplas de Tukey, identificou os grupos estatisticamente semelhantes e os que eram diferentes e classificou-os da menor para maior discrepância marginal: cimento de ionômero de vidro, cimento de fosfato de zinco, cimento de poliacrilato, e os cimentos resinosos, os quais resultaram em grande desajuste marginal em relação aos outros cimentos.

A resistência inicial dos cimentos ionoméricos já foi investigada anteriormente. Utilizando um conjunto de cimentos ionoméricos, o estudo de Cattani-Lorente et al.¹⁴ (1994) foi delineado para determinar se ocorreu a degradação das propriedades mecânicas após um período prolongado de armazenagem em água. No presente estudo, o efeito do armazenamento em água sobre as resistências à compressão, à tração e à flexão de 12 cimentos de ionômero de vidro (CIV) comerciais foi avaliado em intervalos de tempo diferentes após o início da reação de presa. Os períodos de envelhecimento variaram de 24 horas a 12 segundos. Os resultados permitiram verificar que as propriedades mecânicas dos materiais avaliados são, em alguns casos, comprometidos pelo armazenamento a longo prazo em água. A evolução da força segue padrões distintos de mudança. Foi estabelecido

que os cimentos ionoméricos são caracterizados nem por um aumento contínuo, nem por decréscimo contínuo da força. A maioria dos materiais avaliados manteve força constante. No entanto, muitos deles exibiram melhoria inicial da resistência mecânica, seguida por redução. Os mecanismos de envelhecimento de ionômero de vidro são complexos. O reforço provavelmente, resulta da reticulação adicional e acúmulo de fase de gel de sílica, enquanto que o enfraquecimento pode ser resultante da erosão e do efeito plastificante da água.

O estudo de GaRey et al.²⁸ (1994) comparou os efeitos da termociclagem, ciclagem mecânica, e contaminação com sangue humano na força retentiva de cinco cimentos diferentes usados na cimentação de próteses sobre-implantes. Para cada cimento, 10 amostras (controle) foram armazenadas em estufa, 10 foram termocicladas, 10 foram submetidas à carga cíclica compressiva, 10 foram submetidas a uma combinação de termociclagem e ciclagem mecânica, e 10 amostras sofreram contaminação com sangue antes da cimentação. Em seguida, os conjuntos foram expostos à termociclagem e à compressão. Após 70 horas, os testes de retenção foram realizados em máquina Instron, e os dados registrados. Diferenças significativas na retenção foram identificadas entre os cimentos e na ciclagem mecânica, mas efeito mínimo sobre a força de retenção foi observado na ciclagem térmica. A contaminação por sangue, em combinação com a termociclagem e ciclagem mecânica prejudicam a retenção dos cimentos e pode ser uma das principais causas de insucesso das próteses sobre implante cimentadas.

Rangert et al.⁷⁰ (1995) realizaram uma revisão da literatura para verificar as causas mais prováveis de fraturas de implantes, sendo a fadiga o principal mecanismo de falha. As falhas estão associadas à perda óssea ao redor do implante, a qual provavelmente está relacionada à sobrecarga oclusal. Esta revisão da literatura indica que o problema de fratura do implante não é tão observado. No entanto, as próteses sobre implantes em região posterior parecem apresentar maior risco de sobrecarga. Vários fatores são sugeridos como sendo responsáveis pelas diferenças de condições de carga em restaurações posteriores em arcos parcialmente e totalmente desdentados. O objetivo desse estudo foi tentar determinar quais parâmetros clínicos relacionados desempenham papel na fratura

do implante. Os autores se basearam na hipótese de que a fratura do implante ocorre devido à sobrecarga oclusal. Durante a coleta de dados, os autores encontraram num total de 10.000 implantes, que 39 pacientes com fraturas de implantes. Os seguintes dados foram observados para cada paciente: 1- tempo; 2- restaurações implantossuportadas unitárias; 3- próteses parciais fixas suportadas por implantes e dentes; 4- *overdentures* suportadas por implantes e dentes; e 5- próteses totais suportadas por implantes. Trinta e cinco (90%) das fraturas ocorreram em região posterior. Trinta (77%) próteses eram suportadas por um ou dois implantes, os quais eram expostos à combinação de magnificação da carga por cantiléver e bruxismo, ou à forças oclusais elevadas. Pode ser concluído que próteses suportadas por um ou dois implantes e que substituem dentes posteriores estão sujeitas ao aumento do risco de sobrecarga. Esta revisão de literatura indica que a frequência de fratura é baixa nestas situações e esse estudo demonstra que por meio de adequado plano de tratamento, as situações de sobrecarga podem ser essencialmente prevenidas.

O objetivo do estudo de Yap⁸⁶ (1995) foi quantificar e comparar a quantidade de água absorvida por seis cimentos de ionômero de vidro modificados por resina disponíveis comercialmente, e investigar a possível influência do tempo e do conteúdo de resina na absorção de água. Os materiais avaliados incluíram Variglass, usado como restauração, base e forramento; Fuji II LC; Fuji Liner; Vitrebond; Vitremer e Photac-Bond. A resina Z100 foi utilizada como controle. Todas as amostras foram manipuladas de acordo com as instruções dos fabricantes e, em seguida, submetidas ao teste de absorção de água com base nos requisitos ISO 4049. O armazenamento em água foi prorrogado em 30 dias para avaliar indiretamente os efeitos do tempo e do comportamento do cimento em água. Os resultados mostraram que o controle de absorção de água da resina composta foi significativamente menor que todos os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina avaliados. O Variglass quando usado como base ou restauração, teve a menor absorção de água após pelo menos 1 semana e em 1 mês de armazenamento. O grau de absorção de água foi dependente do cimento e parece ser influenciado pelo conteúdo de resina (HEMA). Os resultados também refletem potencial relação entre o tempo (envelhecimento do cimento) e absorção de água.

Moscovitch, Saba⁶⁰ (1996) afirmam que restaurações preliminares em Implantodontia raramente têm sido consideradas um estágio importante no tratamento. A restauração final é comumente confeccionada em laboratório com pouca precisão clínica. O potencial para ocorrerem erros na seleção de pilares, forma da prótese, dimensão de oclusão apropriada, perfil oclusal e finalmente interpretação estética é significativa. Essas variáveis estáticas e dinâmicas podem ser identificadas clinicamente e comunicadas ao laboratório. É sugerido que todos aqueles detalhes fixados e incorporados na fase preliminar, para permitirem o diagnóstico de variáveis clínicas estáticas e dinâmicas, determinam a forma final da prótese. Restaurações sobre implantes devem ser planejadas a partir de embasamento clínico que pode ser confirmado durante a fase de restauração preliminar. Essa fase permite ao profissional obter um bom nível de comunicação entre paciente, dentista e técnico laboratorial para conseguir ótimos resultados.

Carter et al.¹³ (1997) recomendaram o uso de cimentos com ligações mais fracas num primeiro momento, até finalizar com um cimento de ligação mais forte para atingir o nível de retenção adequado. Este método permite acompanhar o comportamento dos tecidos adjacentes. Logo, o objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à tração uniaxial de pilares hexagonais, a partir de diferentes tipos de cimentos após ciclagem térmica. Quarenta infraestruturas de titânio foram cimentadas em réplicas de pilares hexagonais de estanho utilizando quatro cimentos diferentes: cimento preliminar, óxido de zinco sem eugenol (TempBond NE/KERR) e óxido de zinco e eugenol (ZOE/SSW); cimentos finais, cimento de ionômero de vidro modificado por resina (RelyX luting /3M-ESPE) e cimento de fosfato de zinco (Zinc Phosphate - SSW) e submetidos aos testes de tração (n=10). As infraestruturas de titânio usinadas foram cimentadas nos pilares hexagonais com as seguintes especificações: os cilindros de titânio devem ter forma hexagonal para permitir melhor ajuste quando acoplados aos pilares hexagonais, e apresentar externamente, o término em ombro com 0,5 mm no maior diâmetro. Nenhum dispositivo adicional foi incorporado na infraestrutura. Para cada tipo de cimento foram utilizados 10 corpos-de-prova. Os cimentos foram manipulados de acordo com as recomendações de cada fabricante, em ambiente com temperatura controlada de

23 a 25°C. As infraestruturas foram colocadas no pilar manualmente com pressão digital. Logo após, foram submetidos à pressão de 5 kgf por 10 minutos em prensa manual, e o excesso de cimento foi removido com o auxílio de sonda exploradora nº. 5 e as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 15 dias. Em seguida, as amostras foram submetidas a 1.000 ciclos térmicos, variando entre 5° e 55°C, permanecendo 30 segundos em cada banho. Após 15 dias, as amostras foram submetidas a ensaios de resistência ao cisalhamento em máquina universal de ensaios, com velocidade padrão de 0,5 mm/min e carga de 200 kgf. Para executar os testes, um aparelho foi construído de forma que nenhum artefato foi soldado à infraestrutura. Assim, a força de tração foi aplicada sem o auxílio de qualquer dispositivo soldado ou projetado nos corpos-de-prova. Após o ensaio de tração, os dados obtidos em kgf foram submetidos à análise de variância ($p < 0,05$) para comparação dos grupos experimentais e o teste de Tukey-Kramer foi utilizado para comparações múltiplas. Por meio de análise de variância, foi observada diferença estatisticamente significativa entre os tipos de cimentos utilizados. O cimento de fosfato de zinco apresentou maior força de tração, seguido pelos cimentos de ionômero de vidro e de óxido de zinco e eugenol. O cimento de óxido de zinco sem eugenol apresentou a menor média de resistência à tração. Pode ser observado que as marcas comercialmente conhecidas como sendo cimentos finais apresentaram maior resistência à tração quando comparados com os cimentos preliminares. De acordo com os autores, o sucesso da prótese cimentada depende de alguns fatores como adaptação da peça após a fundição, o tipo e a técnica de manipulação do cimento selecionado, e as condições do ambiente da cavidade oral. Com relação à técnica de cimentação, não só a pressão utilizada, mas também se essa foi exercida de maneira estática ou dinâmica pode interferir na espessura da linha de cimentação.

No estudo de Clayton et al.¹⁸ (1997) vários cimentos foram avaliados para determinar as suas forças de retenção no que se refere ao sistema de implante CeraOne, em implante unitário. Dez amostras de cinco diferentes cimentos (óxido de zinco-eugenol, ionômero de vidro, cimento ionomérico modificado por resina, resinoso, e fosfato de zinco) foram testados, observando a força de retenção do cilindro de ouro CeraOne ao pilar CeraOne. Sob as condições do experimento, o

fosfato de zinco mostrou força de retenção média de 164% maior que a do cimento de ionômero de vidro de e 49% maior que a do cimento resinoso. Micrografias de varredura eletrônica foram realizadas e medidas para avaliar o efeito de vários agentes de cimentação no desajuste marginal. As medições revelaram que o fosfato de zinco apresentou o maior desajuste marginal, embora o seu valor médio de 62 µm esteja dentro dos níveis clinicamente aceitáveis.

Wiskott et al.⁸⁴ (1997) investigaram a relação entre a altura do preparo dental, diâmetro e a resistência de coroas cimentadas, no carregamento dinâmico. As coroas foram cimentadas em análogos de pilares utilizando os cimentos de fosfato de zinco, óxido de zinco e eugenol, ionômero de vidro e cimentos resinosos. A altura do pilar variou de 1 a 7,0 mm, em intervalos de 1,0 mm. Diâmetros de 3, 4, 5, 6, 7 e 8,0 mm foram testados. Um dispositivo de teste foi projetado para aplicar as tensões dinâmicas. As coroas foram cimentadas e carregadas até ocorrer a falha de adesão do cimento ou até atingir 1 milhão de ciclos. Os resultados mostraram que: 1- a relação entre a altura do pilar (ou diâmetro) e resistência à carga dinâmica lateral é aproximadamente linear, e 2- coroas cimentadas com cimentos resinosos foram mais resistentes do que as cimentadas usando cimento ionomérico, os quais por sua vez, foram mais resistentes do que as coroas cimentadas com fosfato de zinco ou óxido de zinco eugenol.

Os cimentos de ionômero de vidro e de poliacarboxilato de zinco têm propriedades físicas e adesivas melhores que o cimento de fosfato de zinco. Atualmente houve aumento na utilização de cimentos resinosos tendo em vista suas melhores propriedades mecânicas, em comparação com os outros cimentos, e reduzido potencial danoso ao complexo dentino-pulpar e sensibilidade pós-operatória. Algumas das propriedades mais importantes são a durabilidade e a resistência a dissolução e desintegração. O objetivo deste estudo in vitro de Yoshida et al.⁸⁷ (1998) foi comparar a solubilidade de três cimentos resinosos atualmente em uso clínico comparados a três cimentos convencionais. Os cimentos resinosos que foram utilizados neste estudo são o All-Bond (AB), Panavia 21 (P21) e o Super-Bond C&B (SB) e os três cimentos convencionais Elite Cement 100 (EC, cimento de fosfato de zinco), o HY-Bond Carbo-plus (HCP, poliacarboxilato de zinco) e o Fuji I

(FI, CIV). Foram utilizados 5 corpos-de-prova para cada tipo de cimento, sendo os corpos-de-prova armazenados em ambiente com 100% de umidade, a 37 °C, por 24 horas. Em seguida, os mesmos foram imersos em água destilada (pH de 5 a 7) e em solução de ácido láctico (0,001mol/L e pH = 4) por 30 dias, sendo que a cada 24 horas as soluções foram renovadas. Os 4 cimentos (EC, FI, AB, e P21) foram mais solúveis em ácido láctico do que na água destilada. Os cimentos resinosos foram significativamente menos solúveis do que os cimentos convencionais na solução de ácido láctico. As taxas de solubilidade dos cimentos utilizados podem ser associadas a expressões matemáticas, as quais aumentaram de maneira linear ou logarítmica de acordo com o período de imersão. Com este estudo os autores puderam afirmar que, os cimentos resinosos podem ser utilizados em restaurações a longo prazo.

No mesmo ano, Wahl et al.⁸² relataram que o sistema CeraOne constituído por pilar hexagonal, introduzido no mercado a partir de 1991, com o objetivo de resolver o problema de afrouxamento do parafuso e possibilitando a utilização de próteses cimentadas. A escolha do método pelo qual as próteses serão fixadas à base do implante, sejam elas parafusadas ou cimentadas, merece estudo detalhado. As próteses cimentadas em relação às parafusadas promovem maior conforto lingual, melhor perfil de emergência, adaptação e contorno gengival. Mas, este tipo de prótese dificulta o processo de reversibilidade, pela dificuldade de remoção do cimento. A retenção da prótese cimentada depende do paralelismo entre paredes axiais dos pilares, da área de superfície, altura do pilar e do tipo de relação com o cimento. Neste caso, o cimento é fator relevante e decisivo para obtenção de maior grau de retenção. Existem dúvidas quanto a possibilidade do uso de cimentos preliminares em detrimento dos finais, com o objetivo de facilitar a remoção das próteses sem causar danos.

A utilização de prótese fixa tem mudado dramaticamente com a introdução de técnicas e materiais inovadores. Os dentistas podem optar por agentes cimentantes à base de água (fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, ionômero de vidro ou óxido de zinco e eugenol reforçado) ou sistemas resinosos com ou sem adesivos. Formulações recentes de cimento de ionômero de vidro incluem componentes resinosos (ionômeros modificados por resina), os quais estão

crescendo em popularidade na prática clínica. Portanto, esta revisão de literatura realizada por Rosenstiel et al.⁷¹ (1998) resume as principais características destes sistemas com informações que irão ajudar o leitor na escolha do material. Os estudos científicos foram avaliados em relação às seguintes categorias: (1) biocompatibilidade, (2) inibição de cárie ou placa, (3) microtrinca, (4) força e outras propriedades mecânicas, (5) solubilidade, (6) absorção de água, (7) adesão, (8) distribuição do estresse, (9) resistência ao desgaste, (10) estabilidade de cor, (11) radiopacidade, (12) espessura do filme ou viscosidade, e (13) tempos de trabalho e endurecimento. Além disso, aspectos da manipulação do agente de cimentação estão relacionados à disponibilidade na literatura e incluem: (1) remoção de cimento temporário, (2) remoção da smear layer, (3) proporção pó/líquido, (4) temperatura e velocidade de mistura, (5) força de assentamento e vibração, e (6) controle da mistura.

Levine et al.⁵⁰ (1999) relataram a avaliação retrospectiva de implantes ITI inseridos por um grupo de 12 dentistas localizados nos Estados Unidos. Foram inseridos 174 implantes unitários em 129 pacientes, dos quais 157 implantes foram examinados em 110 pacientes ao fim de 2 ou mais anos (média 40,1 meses). Vinte e dois implantes permaneceram na região anterior e 135 implantes (86%) mantiveram-se nas áreas posteriores da boca, com 81 sendo restaurados com pilar Octa e coroa aparafusada, e 76 restaurados com coroa cimentada em pilar cônico (em função dois anos ou mais). O afrouxamento do parafuso oclusal foi observado em 22,2 % dos implantes em ambos os períodos, com apenas afrouxamento da coroa em ambos os períodos de estudo (6 meses a 2 anos e ≥ 2 anos). O afrouxamento de um pilar sólido cônico ocorreu em um paciente. Perda óssea radiográfica significativa foi observada em torno de 4 implantes, com fratura do implante observada em 3 implantes adicionais (todos primeiros molares inferiores). A taxa de sobrevivência ≥ 2 anos foi de 95,5%. Os dados sugerem que os implantes ITI podem ser uma escolha satisfatória para restaurações posteriores unitárias.

Keith et al.⁴³, em 1999, afirmaram que a utilização de implantes dentais tem como objetivo substituir funcional e esteticamente dentes perdidos e manter a saúde das estruturas orais. Logo, os implantes dentais tem ajudado a alcançar esse

objetivo. Portanto, os autores realizaram um estudo laboratorial em que quantificaram a discrepância marginal da interface implante/coroa em implantes não submergidos restaurados com coroa cimentada ou parafusada. Coroas metalocerâmicas foram confeccionadas para 20 implantes ITI de dimensões 4,1 X 10 mm. Dez implantes receberam pilares Octa pré-usinados e parafuso em ouro. Os outros 10 implantes foram restaurados com coroas metalocerâmicas cimentadas em pilares de 5,5 mm, alternadamente, ou com o cimento de ionômero de vidro ou com o de fosfato de zinco. A inspeção da interface implante-coroa foi realizada utilizando microscopia óptica. A análise estatística revelou diferença significativa ($p < 0,001$) na média do desajuste marginal entre a prótese parafusada ($8,5 \pm 5,7$ mm) e a cimentada. Esta diferença foi observada tanto antes ($54,4 \pm 18,1$ mm) quanto após a cimentação com o ionômero de vidro ($57,4 \pm 20,2$ mm) ou com o fosfato de zinco ($67,4 \pm 15,9$ mm). Portanto, os autores concluíram que a média da discrepância marginal de coroas parafusadas é significativamente menor que as cimentadas, e que essa discrepância é significativamente menor nas próteses cimentadas quando se utiliza o cimento de ionômero de vidro.

Diaz-Arnold et al.²¹ (1999) consideram que o resultado clínico a longo prazo do tratamento odontológico com prótese fixa depende, em parte, da utilização de cimentos que possam fornecer vedamento entre a restauração e o dente. Existem vários tipos de agente de cimentantes disponíveis, cada um possui características únicas e tipo de manipulação peculiar. Porém, nenhum produto é ideal para todos os tipos de restaurações. Existem 5 tipos de cimentos disponíveis no mercado para a cimentação de prótese fixa, que são: fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina e cimento resinoso. O cimento de fosfato de zinco apresenta reação ácido-base iniciada pela mistura do pó, composto por 90% ZnO e 10% MgO, com o líquido, que consiste de aproximadamente 67% de ácido fosfórico tamponado com alumínio e zinco. A resistência deste cimento está relacionada a quantidade de pó presente em sua composição. Possuindo resistência a compressão em torno de 80 a 110 MPa e tração de 5 a 7 MPa, apresentando alto módulo de elasticidade, igual a 13 GPa. O cimento de fosfato de zinco não apresenta ligação química com nenhum substrato por isso é de suma importância que o preparo dental tenha sido realizado de forma

adequada para garantir o sucesso da restauração. Este cimento é indicado para a cimentação de pino pré-fabricado, núcleo metálico fundido, inlay, onlay e coroa metálica, coroa cerâmica, para preparos realizados em superfícies que contenham amálgama, resina composta, ionômero de vidro e dente natural. O cimento de poliacrilato de zinco é hidrofílico e apresenta reação ácido base na mistura do pó (óxido de zinco e magnésio) e o líquido (ácido poliacrílico). Ele tem menor resistência a compressão (55-85 MPa) e maior resistência a tração (8-12 MPa) do que o fosfato de zinco, apresentando adesão química com a dentina através da interação de grupos livres de ácido carboxílico com o cálcio da dentina. Após o final da reação este cimento possui maior módulo de deformação plástica do que o fosfato de zinco, assim, possibilita sua indicação para regiões de elevada concentração de estresse mastigatório. Algumas formulações exibem a liberação do íon fluoreto, porém, em menor quantidade que o cimento de ionômero de vidro. Sua biocompatibilidade que poderia ser atribuída pelo rápido aumento do pH após a mistura, ou pela utilização de um ácido fraco (poliacrílico), garantindo sua indicação para cimentação de restauração metálica em regiões de dentes sensíveis. O cimento de ionômero de vidro é apresentado por reação ácido-base, mistura do pó (partículas vítreas, que possuem componentes básicos como os óxidos de silício e alumínio e o fluoreto de cálcio) e o líquido (ácido polialcenoico [ácidos poliacrílico e polimaleico]). Ele adere quimicamente à estrutura dental (esmalte e dentina), exibindo maior resistência à compressão (90 a 230 MPa) do que o fosfato de zinco. No entanto, seu módulo de elasticidade é menor que do cimento de fosfato de zinco. Este cimento sofre os processos de sinérese e embebição, por isso, para proteger sua fragilidade no início da cimentação é necessário passar vaselina em sua superfície, para evitar o contato com a umidade da cavidade oral. Estudos relataram mínima hipersensibilidade pós-operatória na utilização de cimento de ionômero de vidro e fosfato de zinco, e a liberação de flúor garante a capacidade cariostática do cimento de ionômero. As indicações deste material são as mesmas do fosfato de zinco. Os cimentos resinosos são compostos por BIS-GMA, metacrilatos e outros. Eles são quimicamente polimerizados, fotopolimerizados ou ativados de modo dual. A adesão na dentina é de maneira híbrida, garantida pela utilização do primer. A maioria dos cimentos resinosos são compostos de 50 a 70% por sílica, com isso, exibem alta resistência a fadiga, tração e são praticamente insolúveis na cavidade

oral e também contribuem para a melhor resistência ao desgaste marginal em comparação com o cimento de ionômero de vidro. A espessura da linha de cimentação deste cimento apresenta-se maior do que os outros agentes cimentantes, porém pode ser reduzida com a utilização do ultrassom. Composições que contenham o trifluoreto de itérbio são capazes de liberar flúor. Este cimento é indicado para todos tipos de restaurações, incluindo as estéticas. O ionômero de vidro modificado por resina possui reação ácido-base, sendo que a incorporação de partículas de resina em sua composição garante a resistência inicial da cimentação. Seu modo de ativação da reação é dual. Ele apresenta resistência à compressão e à tração menor apenas do que os cimentos resinosos, e a liberação de flúor é semelhante aos cimentos de ionômero de vidro convencionais. A principal desvantagem deste material é ter sua origem hidrofílica, portanto, aumenta a absorção de água, plasticidade e expansão higroscópica. Este material é indicado para cimentação de todo tipo de restauração.

De acordo com Ramp et al.⁶⁹ (1999) é desejável a reversibilidade da restauração com ausência de danos às estruturas protéticas, pois facilita a realização da manutenção da prótese. Por isso, em prótese sobre implante retida por cimento a resistência a tração proporcionada pelo agente de cimentação preliminar escolhido deve ser adequada para a situação clínica em questão. Dados como o ângulo de inclinação, área e a textura da superfície do pilar influenciam na retenção do conjunto pilar/coroa. O objetivo deste estudo foi comparar seis agentes de cimentação provisórios em relação a resistência a tração das próteses sobre implantes cimentadas. Dez coroas foram fabricadas e distribuídas randomicamente; em seguida foram cimentadas com pressão manual por 5 segundos, e submetidas à pressão de 6 kg de carga por 10 minutos. Após essa carga, os conjuntos (coroa/pilar) foram deixados em repouso por 10 minutos, e por fim foram armazenados por 48 horas, em água destilada a 37°C. A resistência a tração necessária para remover as coroas foi mensurada por meio de máquina Instron, com carga aplicada de 500 Kg e velocidade de 0,5 cm/min. Os conjuntos foram limpos após o teste e o procedimento foi repetido para os 6 diferentes agentes de cimentação (TempBond, Provlink, Prototype, IRM, Neo-Temp com liberação de agente e Neo-Temp). Os dados foram analisados com o método de variância

ANOVA e Scheffé ($\alpha=0,05$). A resistência à tração dos agentes de cimentação variaram significativamente, os valores ficaram compreendidos entre 1,29 e 4,08 MPa. Os resultados médios dos agentes de cimentação TempBond e Provilink foram estatisticamente semelhantes e menores em relação a resistência a tração. O Neo-Temp exibiu resistência à tração 3 vezes maior do que o TempBond e foi o agente de cimentação que obteve os melhores resultados ($p<0,01$).

Versluis et al.⁸⁰ (1999) afirmam que a perda do parafuso do pilar é um problema que afeta frequentemente os implantes dentais. A utilização da pré-carga tem sido a principal solução para a prevenção da perda do parafuso. Entretanto, esta medida não está apta a eliminar essa ocorrência. Neste estudo, o efeito de um espaçador de alumínio em implante tipo Branemark, nas condições de perda da retenção dos parafusos, foi investigado usando simulação por elementos finitos. A simulação indicou que o espaçador de alumínio pode aumentar significativamente a pré-carga e conseqüentemente, a tolerância à perda do parafuso de ouro. Isto é acompanhado pelo aumento da tolerância do implante em oposição à deformação. Além disso, um espaçador customizado para um sistema de implante dental pode oferecer solução simples e barata para o problema persistente de perda do parafuso.

O pressuposto de que o aumento do diâmetro dos componentes do sistema de implantes pilar/coroa irá proporcionar maior resistência diante das forças de afrouxamento da coroa do que os componentes padronizados não foi relatado, seja a partir de ensaios clínicos ou laboratoriais. Portanto, o estudo de Covey et al.¹⁹ (2000) procurou determinar o efeito da dimensão do pilar e do tipo de agente de cimentação sobre a retenção da prótese. Os corpos-de-prova consistiram de pilares de titânio do tipo padrão, amplo, e CeraOne "experimental" e os cilindros de ouro CeraOne correspondentes, cimentados com fosfato de zinco ou cimento de óxido de zinco e eugenol. A força média uniaxial (Newtons) e a carga (MPa) necessária para realixar o deslocamento do cilindro do pilar foram obtidas. A média de força de resistência uniaxial (Newtons) foi significativamente maior para o cimento de fosfato de zinco do que para o cimento de óxido de zinco e eugenol ($p<0,001$). O tamanho do pilar foi fator significativo para a cimentação final ($p<0,001$). A força de retenção

por unidade de área (MPa) dos pilares mais largos foi menor do que os pilares padrão e os "experimentais". A cimentação final produziu forças de retenção uniaxiais cerca de 3 vezes maiores que a do cimento preliminar. O aumento da área de superfície proporcionada por um pilar de maior largura não resultou em aumento da força de retenção em relação ao pilar padrão. A relação entre altura e largura do pilar é mais importante que a área total de superfície do pilar na determinação da retenção da coroa.

No mesmo ano Guichet et al.³⁰ estudaram a simulação do comportamento de 3 implantes de 10 mm (Nobel Biocare) colocados sequencialmente em região posterior de mandíbula. O objetivo do estudo foi comparar a relação das discrepâncias marginais e a passividade no assentamento de próteses parciais fixas parafusadas e cimentadas. Para isso, dez próteses parciais fixas foram confeccionadas, 5 cimentadas e 5 parafusadas; e inseridas em seguida no modelo de acordo com as recomendações de torque do fabricante, 20 Ncm para os parafusos dos pilares e 10 Ncm para os parafusos de ouro. As amostras foram avaliadas em razão da geração de estresse sobre o parafuso ou o cimento. O aperto do parafuso causou redução no desajuste marginal. O desajuste com as próteses cimentadas foi semelhante antes e após a cimentação. A avaliação fotoelástica das próteses mostrou que as próteses cimentadas exibiram distribuição de tensões mais equitativa do que as parafusadas.

A principal desvantagem de próteses parciais fixas implantossuportadas cimentadas é a dificuldade de recuperabilidade. As forças de retenção dos agentes cimentantes preliminares usualmente utilizados, nestes casos, são uma consideração importante. Michalakis et al.⁵⁷ (2000) avaliaram as cargas de falha dos cimentos, de quatro agentes cimentantes preliminares utilizados para a cimentação de próteses suportadas por dois ou quatro implantes. O cimento Nogenol apresentou os menores valores de retenção em ambos os tipos de próteses parciais fixas. Improv provou ser o cimento mais retentivo de todos testados. Temp Bond NE e Temp de Bond apresentaram valores significativamente diferentes ($p < 0,05$) para a prótese parcial fixa implantossuportada de dois elementos, mas não para o modelo de quatro elementos. Com base nos resultados do estudo, pode ser concluído que

Nogenol parece ser mais adequado para a cimentação de ambos os tipos de prótese, apoiadas tanto em dois quanto em quatro implantes quando a remoção da superestrutura é cimentada provisoriamente.

De acordo com Cibirka et al.¹⁷ (2001) o sucesso da reabilitação implantossuportada requer o equilíbrio entre fatores biológicos e mecânicos. As falhas mecânicas têm sido associadas à instabilidade do parafuso entre o implante e o pilar. O processo de afrouxamento do parafuso pode ocorrer em dois estágios. Primeiramente, forças externas tais como a mastigação, e posteriormente, redução contínua da pré-carga abaixo do nível crítico, resultando em perda da função pretendida. Profissionais e pesquisadores relataram que a primeira causa do afrouxamento do parafuso tem sido a tolerância à adaptação ou assentamento entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar. O mecanismo de encaixe pode gerar áreas de tensões excessivas nesta interface. Conceitualmente, a maior precisão entre hexágonos e tolerância ao assentamento vai melhorar a distribuição da força para o tecido de suporte ósseo, reduzindo o potencial de afrouxamento e flexão do parafuso. Um teste de fadiga com diferentes níveis de adaptação do conjunto pilar/implante poderia ser utilizado para avaliar a estabilidade do parafuso do hexágono. Após este teste, o parafuso é removido e o valor do contra-torque é verificado. Este protocolo é dividido em três partes: (1) os pilares parafusados são carregados com a mesma pré-carga depois do torque inicial; (2) o valor do contra-torque é verificado e equivale à pré-carga remanescente do pilar parafusado e (3) as diferenças entre os valores do contra-torque das amostras após o teste de fadiga estão relacionadas à tolerância de assentamento entre as dimensões interna e externa dos hexágonos (pilar/implante). Três subgrupos (n=10) de implantes (Nobel Biocare) foram avaliados: (1) padrão hexágono externo (R), (2) hexágono modificado (M), e (3) geometria circular da plataforma (C). Trinta pilares (Procera) foram usinados com 25° de angulação das plataformas. Os pilares foram retidos com parafusos de ouro (Unigrip) torquados a 32 Ncm com torquímetro digital. Estrias verticais localizadas na interface implante/pilar permitiram avaliação do deslocamento longitudinal. O dispositivo de carregamento cíclico tipo carrossel, exerce forças com cargas entre 20 e 200 N, através de um pistão na plataforma do pilar, por 5.000.000 de ciclos, o que equivale a aproximadamente, a 5 anos em

função. Foram realizados exames macroscópico e radiográfico dos conjuntos (implante/pilar). Os parafusos dos pilares foram removidos, os valores do contra-torque registrados e as superfícies de apoio examinadas microscopicamente. Foi possível verificar que o hexágono possui importante relação de contato entre o pilar e o implante, e boa transferência de forças para o suporte ósseo. A falta de precisão entre os dois hexágonos vai gerar instabilidade ao longo do tempo, isto sugere que esta instabilidade entre os componentes poderia resultar em afrouxamento do parafuso, falha da reabilitação e possível perda óssea na interface osso/implante. A menor distância entre o topo do implante (hexágono externo) e o pilar (hexágono interno), diminui a possibilidade de flexão do parafuso durante a função. Assim, reduz o potencial de afrouxamento do parafuso e perda da pré-carga após o teste de fadiga. Forças externas podem criar vibrações e causar diminuição, afrouxamento e soltura, que é a redução efetiva da pré-carga diminuindo assim, a capacidade de manter o conjunto estável. Em pequena escala, o desajuste, tal como o desalinhamento do parafuso, em relação ao longo eixo, ou interferência entre as paredes ou ápices do hexágonos, poderia afetar a pré-carga. O valor do contra-torque após o teste de fadiga não é exatamente o torque da pré-carga, este é indiretamente medido. As diferenças entre os valores do contra-torque após o teste de fadiga foram relacionados ao ajuste de tolerância entre hexágono interno do pilar e hexágono externo do implante. Após o teste de fadiga com a pré-carga do conjunto (implante/pilar) torquados a 32 N.cm, não foi observado redução do torque abaixo do nível crítico que, posteriormente poderia levar à perda do implante. Sendo assim, este torque pode ser usado com segurança. Não foram observados afrouxamento do pilar ou deslocamentos longitudinais na interface implante/pilar. O exame radiográfico não demonstrou nenhuma alteração no conjunto. A média em valores do contra-torque para padrão hexágono externo (R), hexágono modificado (M), e geometria circular da plataforma (C) foram $14,40 \pm 1,84$ N.cm, $14,70 \pm 1,89$ N/cm e $16,40 \pm 2,17$ N.cm, respectivamente. A análise de variância demonstrou diferenças significativas apenas entre o padrão hexágono externo (R) e a geometria circular da plataforma (C) ($p=0,031$). Este estudo concluiu que, aumentando a altura vertical, ou o grau de tolerância de adaptação entre o hexágono externo do implante e hexágono interno do pilar, ou até mesmo eliminando completamente o hexágono externo do implante não se produziu (observou) efeito significativo sobre os valores

do contra-torque dos parafusos do pilar, após 5.000.000 ciclos por meio de testes de fadiga, o equivalente a 5 anos de mastigação para os conjuntos implante/pilar avaliados.

De acordo com Gratton et al.²⁹ em 2001, a osseointegração satisfatória entre o tecido ósseo e o implante e o assentamento passivo dos componentes protéticos são de suma importância para o sucesso da reabilitação oral. Complicações envolvendo reabilitações com implantes unitários estão associadas à instabilidade do parafuso da interface implante/pilar. Fatores que podem resultar em instabilidade do parafuso são: pré-carga inadequada, forma inadequada do parafuso ou da prótese, assentamento não passivo entre os componentes protéticos, carregamento cíclico excessivo sobre a restauração e elasticidade do osso. Estes tipos de complicações podem implicar em inflamação, hiperplasia e formação de fístula nos tecidos moles adjacentes. Este estudo simulou condições clínicas para quantificar a relação entre o torque da pré-carga e o afrouxamento do parafuso. O grau de "integração mecânica" na interface implante/pilar é dependente da pré-carga (torque inicial aplicado no parafuso do pilar – mensuração direta), micromovimentos entre componentes e fadiga dinâmica. Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar diferentes torques aplicados na pré-carga utilizando pilares e parafusos com liga de ouro por meio de micromovimentos e fadiga dinâmica na interface implante/pilar. Quinze restaurações unitárias sobre implantes, cada uma contendo um cilindro de ouro UCLA, foram divididas aleatoriamente em 3 grupos com pré-carga (16, 32 e 48 N.cm). Cada grupo foi composto por cinco implantes (3,75 × 15 mm) e 5 pilares com parafusos de ouro. Ensaio mecânicos de compressão cíclica foram aplicados com carga de onda senoidal entre 20 e 130 N, à frequência de 6,0 Hz. Um medidor de tensão de metal líquido registrou os micromovimentos da interface implante/pilar de 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos. Dados de referência de 0 N.cm foram coletados antes da aplicação do torque na pré-carga. O grupo que foi aplicado 16 N.cm de torque exibiu nível maior de micromovimentação ($p < 0,001$) do que os grupos de 32 e 48 Ncm em todos os intervalos dos ciclos (2-way ANOVA, Tukey HSD). Após a micromovimentação, a interface implante/pilar se manteve constante ($p = 0,99$) para cada grupo em 105 ciclos. Segundo os autores, com os micromovimentos causados pela função mastigatória ocorre a formação dos *gaps* na

interface implante/pilar e com isso poderia favorecer a invasão de bactérias favorecendo a inflamação tecidual. Existe relação entre o aumento dos micromovimentos com a força aplicada (carga), localização e/ou direção da carga aplicada e a duração do carregamento cíclico. Com o torque de 20 N.cm na pré-carga, a expectativa de afrouxamento do parafuso é de 2 a 3 meses, enquanto que, com torque de 30 Ncm essa expectativa chega a atingir cerca de 2 a 3 anos de função clínica. Essas estimativas foram baseadas na suposição de que um indivíduo tem 3 episódios de mastigação por dia, cada um com duração de 15 minutos, frequência de 60 ciclos mastigatórios por minuto (1,0 Hz). Isto é equivalente a 2.700 ciclos mastigatórios por dia ou cerca de 10^6 ciclos por ano. Tanto os movimentos funcionais e parafuncionais, como a aplicação de algum tipo de carga ou vibrações podem influenciar na perda da pré-carga causando o afrouxamento do parafuso na interface implante/pilar. Este estudo recomenda 32 N.cm de torque na pré-carga. Sob os parâmetros de carregamento deste estudo, não foi mensurado o limite de fadiga da interface implante/pilar. No entanto, com a diminuição da pré-carga verificou-se o aumento dos micromovimentos da interface implante/pilar de forma significativa. Portanto, existe relação entre a pré-carga e o afrouxamento do parafuso.

Segundo Mansour et al.⁵³ (2002), próteses implantossuportadas retidas por cimento possuem melhor passividade no ajuste e menor espessura na linha de cimentação entre a infraestrutura e o retentor. Recomenda-se o uso de cimentos com ligações mais fracas num primeiro momento, até finalizar com um cimento de ligação mais forte atingindo o nível de retenção adequado. Este método de cimentação permite melhor avaliação da oclusão e da reação tecidual adjacente a prótese. O pilar é fornecido com um “*burn-out cap*” pré-fabricado que se encaixa sobre o análogo do pilar. Essa capa foi fabricada para fornecer espessura de cimentação bem definida entre a coroa e o pilar. O objetivo deste estudo foi testar a retenção de copings metálicos pré-fabricados cimentados sobre pilares sólidos de titânio com sulco de orientação ou superfície biselada utilizando diferentes agentes de cimentação. Dez parafusos ocos de 3,8 mm (ITI implantes) foram montados em blocos de resina acrílica. Um pilar sólido de titânio foi colocado em cada implante e torquado com 35 N.cm. “*Burn-out caps*” foram colocados nos pilares de titânio após

adição de alças na superfície oclusal para permitir a realização dos ensaios de retenção. As fundições foram realizadas com liga nobre. As irregularidades da superfície após a fundição foram inspecionadas em microscópio com aumento de 10x. Os seis cimentos foram: óxido de zinco sem eugenol (TempBond NE), óxido de zinco e eugenol (IRM), fosfato de zinco (HY-Bond), ionômero de vidro modificado por resina (Protec Cem), poliacarboxilato de zinco (Durelon) e cimento resinoso (Panavia 21). Após a cimentação, os conjuntos implante/infraestrutura, foram armazenados por 24 horas em ambiente com 100% de umidade. Em seguida, as amostras foram submetidas ao teste de tração usando máquina Instron com velocidade de 0,5 mm/min. O carregamento cíclico necessário até a falha do cimento para cada infraestrutura foi registrado utilizando a média dos valores calculados para cada grupo. Os dados obtidos foram analisados usando os testes ANOVA e Tukey, com significância estatística de 5%. O cimento Panavia 21 mostrou maior valor de retenção e o Temp-Bond o mais baixo. Já os cimentos IRM e Hy-Bond obtiveram valores similares de retenção. O cimento de fosfato de zinco não adere quimicamente com a superfície do dente, a sua retenção é obtida por embricamento mecânico. Por isso, a rugosidade na superfície do dente preparado é um importante fator de retenção. Além disso, a retenção deste cimento varia entre as superfícies do pilar da prótese sendo ela de metal ou dentina. A retenção fornecida pelo cimento de poliacarboxilato de zinco foi significativamente melhor do que a do fosfato de zinco e dos cimentos de óxido de zinco. Isso é explicado pelas propriedades adesivas do mesmo, que tem capacidade de aderir quimicamente ao cálcio do esmalte e da dentina e com os íons metálicos da superfície metálica. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina possui a mesma capacidade de adesão do cimento de poliacarboxilato de zinco às estruturas dentais e ao metal. Contudo, o processo de presa deste cimento pode demorar 24 horas ou mais. Como a água pode enfraquecer as propriedades do material pelos processos de sinérese ou embebição, foram incorporadas partículas resinosas (HEMA) para garantir a resistência inicial do cimento. Uma limitação deste estudo foi a utilização de testes com tensão pura, porque clinicamente existem outros tipos de forças que podem contribuir para a falha da cimentação. Contudo, este estudo optou por utilizar tensão pura para padronizar os testes e poder comparar os cimentos. A média dos valores (\pm SD) de ciclos em quilogramas até a falha (n=10) para os vários tipos de cimentos

foram às seguintes: TempBond 3,18 (\pm 1,1) (Tukey grupo D), IRM 9,2 (\pm 3,83) (Tukey grupo CD), HY- Bond 10,9 (\pm 6,52) (Tukey grupo C), Protec C em 18,98 (\pm 6,23) (Tukey grupo B), Durelon 23,55 (\pm 4.29) (Tukey grupo B) e Panavia 21, 36,53 (\pm 8,1) (Tukey grupo A). Dentro das limitações deste estudo in vitro, os resultados não sugerem que um tipo de cimento é melhor que o outro. Valores de retenção dos cimentos a partir de estudos que utilizam dentes como pilares para prótese podem ser enganosos quando usados em próteses implantossuportadas. Fica a critério do cirurgião-dentista utilizar ou não determinado tipo de cimento, com base na situação clínica e em sua experiência profissional.

Segundo Squier et al.⁷⁵ (2001) observa-se na literatura odontológica estudos limitados avaliando as capacidades de retenção de agentes de cimentação quando são utilizados entre componentes metálicos, tais como restaurações metálicas fundidas cimentadas em pilares de implantes usinados em metal. Este estudo comparou as forças de retenção de 5 diferentes classes de cimentos usados para cimentar coroas fundidas em liga de metal nobre, com 8º de inclinação, em pilares de implantes de titânio usinados cimentáveis, do Sistema de Implante Straumann ITI. Sessenta pilares sólidos de titânio pré-fabricados com 5,5 mm de altura e respectivos implantes foram utilizados; 30 receberam o preparo de superfície padrão e os outros 30 receberam preparo de superfície por meio de processo de anodização. Sessenta infraestruturas fundidas foram confeccionadas a partir do enceramento no pilar e divididas entre os grupos de pilares/implantes. Um total de doze infraestruturas foram cimentadas sobre os conjuntos implante/pilar para cada um dos cinco diferentes agentes de cimentação (fosfato de zinco, resinoso, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina e óxido de zinco com e sem eugenol). Após a cimentação, os espécimes foram armazenados em umidificador, à temperatura ambiente antes da ciclagem térmica, durante 24 horas. Cada infraestrutura foi removida do seu respectivo pilar, e a força com a qual ocorreu a falha da ligação foi registada como força de retenção. A diferença estatisticamente significativa, foi encontrada entre os 5 cimentos ($p \leq 0,001$). Dos cimentos utilizados, o cimento resinoso demonstrou maior média de resistência retentiva. O fosfato de zinco e o cimento de ionômero de vidro reforçado com resina foram os mais retentivos, enquanto os cimentos de ionômero de vidro e óxido de

zinco sem eugenol demonstraram mínima retenção. Além disso, a retenção não foi alterada pelo uso de anodização da superfície do pilar.

Os cimentos provisórios são comumente usados para facilitar a recuperabilidade das próteses fixas cimentadas sobre implantes. Embora o tempo de vida funcional desses cimentos seja imprevisível, a retentividade relativa de vários cimentos finais e preliminares entre ligas dentárias e pilares de titânio não está bem documentada. Partindo destas informações, Akça et al.² (2002) compararam as forças de resistência uniaxial de cimentos preliminares e finais usados em coroas implantossuportadas. Para isso, sete amostras para quatro pilares diferentes (um total de 28 coroas) foram confeccionadas com liga de ouro-platina-paládio. As coroas foram cimentadas com três diferentes cimentos preliminares, com o cimento de policarboxilato, de ionômero de vidro e um cimento de fosfato de zinco. Após o armazenamento das amostras em saliva artificial, durante 24 horas, foram realizados ensaios mecânicos de tração. Enquanto a maior força de resistência à tração uniaxial foi registrada para o cimento de policarboxilato, os cimentos provisórios exibiram significativamente a menor força de resistência à tração ($p < 0,05$). A força de resistência uniaxial dos cimentos sobre diferentes pilares exibiram tendências notavelmente diferentes, no entanto, mais força foi requerida para remover as coroas cimentadas em pilares longos ($p < 0,05$). Os cimentos ionoméricos e os de fosfato de zinco podem ser utilizados para aumentar a retenção das coroas implantossuportadas. Já a cimentação temporária pode requerer a recimentação frequente, especialmente para restaurações em pilares curtos. Portanto, a cimentação temporária pode ser mais adequada para restaurações suportadas por implantes múltiplos.

De acordo com Bernal et al.⁹ (2003) a conicidade e a altura do pilar, bem como o tipo de agente de cimentação são fatores que podem comprometer os resultados em próteses sobre implantes cimentadas. O pilar pode variar de acordo com o grau de convêrgencia oclusal, dimensão de sua superfície e altura, acabamento ou rugosidade da superfície e características da forma do preparo. A coroa pode ser modificada de acordo com a adaptação da restauração ao pilar, textura da superfície interna, fundição de múltiplas coroas unidas e pela resistência

da liga de metal fundida. A cimentação pode ser influenciada pelo tipo de cimento utilizado, alívio interno da peça fundida, variações da viscosidade do cimento, variações na força utilizada para assentamento da coroa e tempo de utilização desta força. Baseado nestes fatores o objetivo deste estudo foi comparar pilares com 20 e 30 graus de convergência oclusal, 4 e 8,0 mm de altura ocluso-cervical, com os cilindros dos pilares tendo 1,0 mm de cinta e diferentes tipos de cimentos em relação a resistência de deslocamento (tração) em próteses sobre implantes retidas por cimento. Foram realizados vazamentos com gesso tipo IV de oito modelos para cada cilindro usinado utilizado no teste, para um total de 32 modelos. Foi projetado um modelo mestre para padronizar o teste e 32 padrões de cera foram confeccionados, para posterior fundição com liga de ouro tipo IV (n=8). As coroas de ouro foram cimentadas com Fleck's (cimento de fosfato de zinco), TempBond (cimento de óxido de zinco e eugenol), TempBond com vaselina (30%) e o cimento temporário Improv (acrílico/cimento de uretano). A cimentação foi feita com 10 Kg de pressão, a 37 °C, e armazenamento em ambiente com 100% de umidade, uma hora previamente aos testes. A força de tração uniaxial foi aplicada pela máquina Instron universal com velocidade de 5,0 mm/min até o momento em que ocorreu a falha do cimento. A resistência à tração foi significativamente maior com o ângulo de 20 graus e 8,0 mm de altura para todos os tipos de cimentos testados, com o Improv ($47,7 \pm 8,4$ kg), seguido por Fleck ($38,2 \pm 8,8$ kg), TempBond ($35,9 \pm 4,4$ kg), e TempBond com vaselina ($8,2 \pm 2,2$ kg). Não houve diferença estatística significativa na resistência do TempBond com vaselina em relação aos tipos de preparos realizados nos testes ($p > 0,005$), exceto quando foi utilizado 20 graus de inclinação e 8,0 mm de altura. A média da resistência a tração foi significativamente diferente entre o TempBond e TempBond com vaselina ($p < 0,005$). Entre os cimentos testados o ImProv apresentou valores superiores de resistência a tração de deslocamento ($p < 0,05$). Portanto, restaurações com maior dimensão e menor ângulo ocluso-cervical apresentaram maior resistência à tração.

Segundo Attar et al.⁷ (2003) a escolha do agente de cimentação depende tanto da situação clínica como também das propriedades individuais do mesmo, isto inclui, as propriedades físicas, biológicas e de manipulação do cimento. Por mais de um século o fosfato de zinco tem sido o cimento mais utilizado para cimentação na

odontologia. Apesar de suas conhecidas desvantagens como a alta solubilidade, a falta de aderência química com o pilar e com a prótese, e o baixo pH. O módulo de elasticidade do cimento proporciona a resistência de deformação do mesmo. Tem sido sugerido que o agente de cimentação deve ter seu módulo de elasticidade entre o valor do módulo de elasticidade da dentina e do material restaurador indireto. O módulo de elasticidade da dentina, das ligas de fundição e dos materiais cerâmicos são: 18 GPa, 88 a 220 GPa e 55 a 236 GPa, respectivamente. O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência a flexão, o módulo de elasticidade, a radiopacidade e o pH de cinco tipos de agentes cimentação. No presente estudo foi utilizado um fosfato de zinco, um ionômero de vidro convencional, um ionômero de vidro modificado por resina, dois cimentos resinosos com modo de ativação dual e outro auto-polimerizável. Para maximizar a padronização, os testes foram conduzidos por um mesmo operador. A resistência a flexão (MPa) e o módulo de elasticidade (GPa) foram determinadas em amostras com formato de barra (2,0 x 2,0 x 20 mm) por 24 horas e 3 meses (n= 8). A radiopacidade (mm Al) foi medida através da exposição de um milímetro dos corpos-de-prova simultaneamente à uma cunha de alumínio (n= 4). O pH foi mensurado utilizando um eletrodo de pH imediatamente após a mistura, em 1, 5, 15, 30 minutos e 1, 2, 4, 6 e 24 horas (n = 4). Os dados foram submetidos à análise de variância e teste de Duncan. Os agentes resinosos de cimentação (64 a 97 MPa) apresentaram resistência a flexão maior do que os outros materiais testados (7 a 27 MPa), dentre os agentes resinosos o auto-polimerizável apresentou menor resistência a flexão (64 a 81 MPa) do que o cimento resinoso método dual de ativação (83 a 97 MPa), ($P = 0.0005$). O fosfato de zinco e o ionômero de vidro convencional foram os mais ácidos imediatamente após a mistura (pH=1,5 a 2,2), porém, foram os menos ácidos após 24 horas (pH = 6,4 a 6,8), ($p = 0,0001$). Dentro das limitações deste estudo, os dados mostraram grande variação das propriedades dos materiais. Os agentes resinosos de cimentação com método de ativação dual apresentaram a melhor combinação das propriedades físicas e mecânicas e o pH mais alto. A fotopolimerização destes materiais ajudou a maximizar a força e rigidez do mesmo.

O objetivo do estudo de Lee et al.⁴⁸ (2003) foi comparar as propriedades mecânicas dos cimentos de fosfato de cálcio (CPC) para possíveis aplicações

dentárias com líquidos variados e composições de pó sob a mesma condição de teste. Os cimentos avaliados neste estudo foram divididos em dois grupos de CPC, um com a presença do polímero (CPC) (PCPC) e outro com ausência de polímero (CPC). O pó do cimento foi formado através da combinação equimolar ascendente de fosfato dicálcico anidro e fosfato tetracálcico, resina acrílica ou mistura em pó de polímero. As medições dos espécimes para a força de CPC compressivas (CS) e a resistência à tração diametral (DTS) foram preparadas pela mistura do pó e do líquido durante 30 s com proporção pó/líquido de 3:1. As amostras foram mantidas a 37 °C e 100% de umidade relativa durante 24 horas antes das medições, as quais foram realizadas em máquina de ensaios universal, com velocidade de deslocamento de 1,0 mm/min. Com base neste estudo, novos estudos sobre a reação com odontoblastos e dentina resultante na regeneração devem ser realizados.

A literatura dental sugere que a prótese implantossuportada deve apresentar um encaixe passivo para evitar fratura do implante, quebra de componentes, e o afrouxamento do parafuso. Do ponto de vista prático, o ajuste passivo é impossível de ser alcançado, em vez disso, o desajuste mínimo pode ser o objetivo clínico. Até o presente momento, nenhum intervalo específico de desajuste (abaixo do qual os problemas acima são mínimos, não ocorrendo falhas catastróficas) foi estabelecido. A finalidade do estudo de Hecker, Eckert³² (2003) foi determinar se o ajuste de uma prótese implantossuportada através de modificação das cargas cíclicas quantifica a distância entre o cilindro de ouro e o pilar do implante ao longo do tempo. Quinze infraestruturas implantossuportadas foram confeccionadas pela técnica de fundição convencional e carregadas ciclicamente sob três diferentes condições de carga. Cinco infraestruturas foram carregadas, na parte anterior da estrutura protética, cinco foram carregadas no cantilever posterior esquerdo unilateralmente, e cinco carregadas bilateralmente sobre os cantilévers posteriores em máquina de ensaios hidráulica. Carga de 200 N foi aplicada em cada infraestrutura até 200.000 ciclos. Foram realizadas medidas lineares em micrômetros da distância entre o cilindro da prótese e o pilar implantossuportado em 4 pontos de referência pré-determinados. Estas medições foram registadas antes da aplicação da carga, após 50.000 ciclos, e depois de 200.000 ciclos. Houve

diminuição significativa ($p=0,024$) nas dimensões dos *gaps* em pontos individuais de referência e diminuição ($p=0,031$) significativa na diferença média quando a carga foi aplicada na região anterior da estrutura protética. Quando a carga foi aplicada unilateralmente ou bilateralmente sobre o cantiléver posterior, o fechamento da falha não foi observado ($p=0,33$ e $p=0,35$, respectivamente). Dentro das limitações do presente estudo, o ajuste entre a superestrutura da prótese e o pilar implanto-suportado alterou quando a simulação do carregamento funcional da porção anterior da prótese foi realizada. Carga funcional simulada aplicada uni ou bilateralmente na porção posterior do cantiléver da prótese não resultou em alterações dos tamanhos dos *gaps* mensurados. Este estudo sugere que a força de aplicação em prótese implantosuportada pode alterar o assentamento aos seus respectivos componentes de suporte. Essas alterações podem ser cumulativas ao longo do tempo, levando à implicações clínicas para a manutenção da integridade do parafuso de fixação.

Sturb et al.⁷⁶ (2003) avaliaram a resistência à fratura e o modo de falha de cinco diferentes combinações unitárias de pilares de implante antes e após a ciclagem em modelo artificial. Para isso oitenta coroas de incisivo central maxilares padronizados foram confeccionadas para cinco grupos de ensaio, com 16 espécimes cada (grupo 1: Steri-Oss/Novostil, grupo 2: pilar Steri-Oss/Anatomic, grupo 3: Steri-Oss/straight HL; grupo 4: IMZ Gêmea pilar +/Estética, grupo 5: OSSEOTITE/ouro UCLA). Os espécimes foram cimentados adesivamente usando Panavia 21, sendo que metade foi envelhecida artificialmente por meio de simulação de mastigação e termociclagem. Todos os espécimes do grupo controle e as amostras envelhecidas foram testados quanto à força de resistência à fratura usando a força de compressão sobre as superfícies palatais das coroas. Após a exposição ao meio artificial, observou-se a seguinte taxa de sobrevivência: seis no grupo 1; oito nos grupos 2; 3 e 5; e sete no grupo 4. As médias de resistência à fratura, antes e depois do carregamento foram 537 N, 817 N, 893 N, 473 N e 743 N para os grupos de 1 a 5, respectivamente. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na resistência à fratura, antes e após a exposição. Foram observadas diferenças significativas entre os sistemas de implantes em ambas as fases do ensaio. Em todos os cinco grupos de pilares, a flexão do parafuso do pilar e fratura do pilar (exceto o grupo 1) estavam presentes após a

carga estática, e todos os pescoços de implantes do grupo 4 apresentaram distorções. O modelo que reproduz uma boca artificial é ferramenta útil para verificar a estabilidade da interface implante/pilar/parafuso. De acordo com os autores, as propriedades físicas dos parafusos e articulações do parafuso dos grupos 1 e 4 precisam ser melhoradas. Os grupos 2, 3 e 5 têm potencial para suportar forças fisiológicas de mastigação.

Drago, Lazzar²³ (2004) avaliaram as taxas de sobrevivência e os níveis ósseos interproximais para implantes Osseotite, que foram restaurados com coroas preliminares fixas em infra-oclusão imediatamente após a colocação do implante. Noventa e três implantes foram colocados em 38 pacientes parcialmente desdentados. Todos os implantes foram restaurados imediatamente com pilares pré-fabricados e coroas preliminares retidas por cimento sem contatos oclusais cêntricos ou excêntricos. Os implantes foram restaurados com coroas preliminares e finais cerca de 8 a 12 semanas após a colocação do implante. Todos os pacientes incluídos no estudo foram acompanhados por pelo menos 18 meses após a colocação do implante (média de 20,3 meses). Setenta e sete dos 93 implantes satisfizeram os critérios de inclusão. Setenta e cinco implantes osseointegraram. A taxa de sobrevivência global foi de 97,4%. A perda óssea observada radiograficamente 18 meses após a colocação do implante (média de ambas as superfícies interproximais) foi de 0,76 mm. O carregamento imediato em infra-oclusão de um implante dentário difere da carga imediata de múltiplos implantes esplintados. Não esplintagem e implantes restaurados sem carga oclusal podem ainda estarem sujeitos às cargas lateral e oclusal secundárias, provenientes da localização aproximada do bolo alimentar. A restauração imediata de implantes dentários reduz, significativamente, o tempo de tratamento e pode ser benéfico na redução da morbidade associada com a perda de dentes, contração do alvéolo, e perda da papila interdental associado com o método tradicional de tratamento a seguir à perda do dente. Os resultados deste estudo sugerem que a restauração imediata de implante Osseotite pode ser realizada, com resultados que são semelhantes aos resultados obtidos com o tratamento tradicional, em 1 ou 2 fases cirúrgicas, com protocolos sem carga.

O estudo retrospectivo de Preiskel et al.⁶⁷ (2004) investigou os resultados de um tratamento, ao longo de 10 anos, de um tipo de prótese sobre-implante que usa a combinação de princípios das próteses cimentadas e parafusadas. Os dados clínicos de 78 próteses implantossuportadas foram examinados. Cada prótese incorporou, pelo menos, um elemento parafusado e uma ou mais unidades telescópicas cimentadas. Cento e vinte e quatro próteses parafusadas e 161 pilares cimentados foram utilizados. Dos 286 implantes colocados, cinco foram perdidos antes do carregamento da prótese e 4 (1,4%) foram perdidos aproximadamente 14 meses após o carregamento. Oito parafusos de pilares (2,8%) foram reapertados e 1 parafuso protético de ouro foi substituído após 1.372 dias da fratura. A introdução de um parafuso de fixação em uma série de retentores de cimento permitiu o uso de cimento fraco nos pilares telescópicos. Isto facilitou a remoção, quando necessário, evitando o deslocamento acidental. Melhoramento no equipamento e na curva de aprendizagem diminuíram a incidência de afrouxamento do parafuso do pilar com o tempo. A facilidade de recuperabilidade, aliada a segurança do assentamento e de excelente estética, faz com que a combinação de prótese parafusada e cimentada em prótese sobre implantes seja importante.

Forças mastigatórias causam fadiga de coroas cimentadas e pilares e podem afetar negativamente a retenção. A relação entre o número de ciclos de carga e as forças de retenção é importante. Ongthiemsak et al.⁶² (2005) avaliaram o efeito de cargas cíclicas compressivas sobre as forças de retenção de um cimento temporário usado para reter as coroas de implantes, bem como a relação entre os ciclos de carga e as forças de retenção. Dez infraestruturas fundidas foram cimentadas em pilares de implantes com cimento temporário de óxido de zinco e eugenol. A força de retenção necessária para o deslocamento da coroa do pilar foi determinada antes e após a aplicação 3,0 mm fora do eixo vertical, de 2 Hz de frequência de cargas cíclicas de compressão entre 20 e 130 N para 500.000, 1.000.000, e 5.000.000 ciclos. Essas forças foram equivalentes a cerca de 6 meses, 1 ano, e 5 anos de mastigação humana. Os dados antes e após a carga aplicada foram analisados. A relação entre a carga e as forças de retenção alteradas foram analisados com o coeficiente de correlação de Pearson. As forças de retenção foram reduzidas de 16,75%, 18,73% e 19,68%, durante os ciclos de carga aplicada de

500.000, 1.000.000 e 5.000.000. Todas as forças retentivas reduzidas não foram significativamente diferentes ($p=0,792$). Embora as cargas cíclicas reduziram as forças de retenção, o aumento na quantidade de ciclos teve pouca relação ($r=0,119$) com a diminuição das forças de retenção do cimento temporário. A relação entre a carga oclusal e a força de retenção pode influenciar a escolha de um cimento temporário para uma situação clínica particular.

Apesar de sua ampla utilização em implantes dentários, não há informação suficiente a respeito da força de retenção em próteses cimentadas. Maeyama et al.⁵² compararam em 2005, a força de retenção de infraestruturas de metal cimentadas em pilares pré-fabricados com cinco diferentes cimentos. Oito pilares pré-fabricados foram parafusados em implantes de titânio com torque de 35 Ncm. Infraestruturas metálicas foram confeccionadas com liga de Au-Pt-Pd (DeguDent Universal, Degussa, Hanau, Alemanha). Os cimentos utilizados foram óxido de zinco livre de eugenol (ZO), fosfato de zinco (ZP), ionômero de vidro (GI), ionômero de vidro reforçado com resina (RG) e cimento resinoso (RC). A força retentiva foi medida com máquina universal de ensaios e a média da força (F) de retenção (+/- SD) para os cimentos foi obtida em Newtons (N), sendo ZO 56 +/- 12 (Tukey grupo C), ZP 158 +/- 79 (Tukey grupo B), GI 132 +/- 29 (Tukey grupo B), RG 477 +/- 52 (grupo A Tukey) e CR 478 +/- 50 (Tukey grupo A). A força de retenção de infraestruturas em metal nos pilares de implantes é um pouco diferente das restaurações convencionais cimentadas em dentes naturais. Estas diferenças podem ser influenciadas por diferenças na rugosidade das superfícies e na altura do pilar.

O estudo de Pan, Lin⁶³ (2005) foi delineado para avaliar a força de retenção de 7 diferentes cimentos nos conjuntos de pilar/análogo de implante cimentados. Para isso, 56 conjuntos de análogos/pilares Steri-Oss foram divididos aleatoriamente em 7 grupos: cimentos finais incluíram cimento de fosfato de zinco, Advance, All-Bond 2, Panavia F, e Durelon, enquanto cimentos preliminares incluíram Temp Bond e ImProv. Após as superestruturas serem cimentadas sobre os pilares de implantes, os espécimes foram submetidos a 100.000 ciclos em máquina de mastigação (75 N) e 1000 ciclos em máquina de termociclagem (0~55°C). Os

valores da carga de falha do cimento para cada espécime foram anotados. Os seguintes valores para a média e desvio padrão das cargas de falhas dos cimento para cada grupo foram obtidos: fosfato de zinco, $1,225 \pm 0,229$ MPa; Advance, $1,205 \pm 0,197$ MPa; All Bond 2, $1,752 \pm 0,211$ MPa; Panavia F, $1,679 \pm 0,176$ MPa; Durelon, $0,535 \pm 0,161$ MPa; Temp Bond, $0,274 \pm 0,079$ MPa, e de ImProv, $0,319 \pm 0,107$ MPa. Houve diferença significativa entre os cimentos testados. Os valores diferiram significativamente entre quatro grupos compostos por All Bond-2 e Panavia F; cimento de fosfato de zinco e cimento de ionômero de vidro híbrido Advance; cimento carboxilato Durelon; e cimentos preliminares ImProv e TempBond ($p < 0,0001$). All Bond-2 e Panavia F tiveram significativamente valores estatisticamente maiores para cargas de falha em comparação com os outros 5 tipos de cimento.

Armellini et al.⁵ (2006) consideram que no momento há duas escolas de pensamento em relação à ancoragem da prótese sobre implante. Uns defendem a cimentação das coroas ao pilar, enquanto outros sugerem que a retenção por parafusos é preferível. Mas a maioria dos profissionais prefere a retenção por parafusos. Alguns clínicos adotam o uso de cimentos preliminares para retenção pela vantagem da prótese poder ser removida sem causar dano ao pilar. Entretanto, o extravasamento de cimentos pode causar inflamação, infecção e complicações periodontais. Estes problemas podem ser exacerbados quando cimentos finais são usados, tais como ionômeros de vidro convencionais, ionômeros de vidro modificados por resina e cimentos resinosos. Quando a espessura do filme de cimento na superfície oclusal ou paredes marginais é considerável pode haver o comprometimento da coroa. Uma preocupação dos profissionais é com a força de assentamento da coroa cimentada que não pode ultrapassar a resistência periimplantar da mucosa, ou pode gerar um assentamento deficiente. Por isso, grande parte prefere usar próteses parafusadas. Estas próteses apresentam algumas vantagens que justificam sua escolha como o assentamento passivo da coroa e contorno atraumático dos tecidos gengivais adjacentes com o avanço da prótese. Uma vantagem adicional é que a prótese parafusada permite remoção para ajustes. Este artigo descreve e ilustra um caso clínico onde foi utilizado o sistema Straumann de implantes com o pilar synOcta 1.5 para assim, suprir com o problema

de espaço interoclusal restrito com a utilização de próteses parafusadas. O sistema Straumann incorpora o pilar synOcta 2.5 que exige altura interoclusal mínima de 5,6 mm para possibilitar sua utilização. No entanto em muitos casos o espaço interoclusal não é viável para a utilização deste sistema. Uma alternativa é usar um pilar menor como o synOcta 1.5 que exige espaço interoclusal mínimo de 4,25 mm.

Wolfart et al.⁸⁵ em 2006, propuseram avaliar a influência do tipo de cimento e técnica de cimentação em discrepâncias de assentamento e as forças de retenção de infraestruturas fundidas em ligas nobres cimentadas em pilares de titânio. Foram usados os cimentos de óxido de zinco e eugenol (Freegenol), fosfato de zinco (Harvard), ionômero de vidro (Ketac Cem), poliacarboxilato de zinco (Durelon) e resinoso auto-adesivo (RelyX Unicem). As superfícies internas das infraestruturas eram cobertas com o cimento. Os grupos foram compostos por 8 infraestruturas. Na segunda parte do estudo os espécimes foram jateados com partículas de óxido de alumínio com 50 µm de tamanho. As discrepâncias marginais foram mensuradas antes e depois da cimentação. Ensaios de tração foram conduzidos para avaliar as forças de retenção. Como resultado, observaram não haver diferença significativa entre as técnicas de cimentação. Porém, o jateamento dos pilares resultou em aumento na retenção para alguns cimentos permanentes, mas não para os cimentos de óxido de zinco livre de eugenol e poliacarboxilato.

O estudo de Quek et al.⁶⁸ (2006) investigou o desempenho da carga de fadiga, em implantes CeraOne (Nobel Biocare) unitários, de plataformas de pilares estreita, regular, e ampla. Cinco amostras de cada conjunto implante/pilar nos três diferentes diâmetros foram testadas, em 3 níveis de torque aplicados (torque recomendado, torque recomendado +20%, e torque recomendado -20%). Carga de 21 N, em ângulo de 45 graus em relação ao eixo longitudinal dos espécimes foi aplicada. Esta carga produziu um momento de flexão eficaz de 35 Ncm na interface pilar/implante. Um limite de ciclos superior foi fixado em 5×10^6 ciclos de carga para todos os espécimes. Os resultados da análise de variância revelaram diferença significativa entre os grupos de diâmetros estreito e o amplo, mas não houve diferença significativa entre os três níveis de torque para cada diâmetro do implante. No grupo de diâmetro estreito, 6 dos 15 espécimes falharam (5 falhas do parafuso

do pilar e uma falha do implante). No grupo de diâmetro regular, 3 dos 15 espécimes falharam (2 falhas de implante e uma falha do parafuso do pilar). Não foram observadas falhas no grupo de diâmetro amplo. Os resultados deste estudo indicam que o parafuso do pilar não é a única localização de falha em potencial. A possibilidade de fratura do implante foi clinicamente relatadas previamente para próteses suportadas tanto com implantes unitários quanto múltiplos. Logo, o implante unitário com diâmetro amplo do sistema CeraOne produziu desempenho superior. Para situações clínicas com carga funcional importante, os implantes de diâmetro estreito seriam um risco maior de falha por fadiga.

O sucesso clínico de restaurações indiretas é dependente de vários fatores, que incluem habilidade do clínico, tipo de preparo, forças mecânicas, seleção de material restaurador, higiene oral, e seleção de um agente de cimentação adequada. A seleção do agente de cimentação é dependente da situação clínica específica, do tipo de restauração utilizada e as propriedades biológica, física e as de manuseamento do agente de cimentação. Um estudo listou a retenção como a terceira principal causa da substituição da prótese, com ocorrência da falha depois de apenas 5,8 anos em função. O objetivo principal do processo de cimentação é obter ligação durável e ter boa adaptação marginal do material de cimentação entre a restauração e o dente. Três tipos principais de cimentos "convencionais" são geralmente usados, fosfato de zinco, cimento de policarboxilato e cimento de ionômero de vidro. Por causa de sua longa história de uso clínico bem sucedido, o fosfato de zinco é considerado o padrão-ouro contra o qual todos os outros cimentos são comparados. Atualmente, dois tipos de cimentos têm ganhado popularidade considerável. Sendo eles o ionômero de vidro modificado por resina e os cimentos resinosos. A categoria dos cimentos resinosos incluem os cimentos fotopolimerizáveis, os duais e os quimicamente polimerizáveis. A proposta da revisão realizada por Jivraj et al.³⁷ (2006), foi discutir as atribuições ideais dos cimentos e realizar recomendações clínicas para sua utilização.

Chee, Jivraj¹⁶ (2006) afirmam que próteses implantossuportadas podem ser parafusadas ou cimentadas aos implantes, apesar de não haver claras vantagens em relação ao melhor tipo de retenção, o método preferido dos autores e

de muitos profissionais é a prótese retida por parafuso. Este artigo descreve as vantagens e desvantagens de cada um dos métodos de retenção que serão discutidos baseados nos seguintes temas: estética, reversibilidade, retenção, colocação dos implantes, passividade, provisórios, oclusão, carga imediata, procedimentos de moldagem, planejamento do tratamento em longo prazo. Estética: são infundadas as objeções ao uso de próteses parafusadas devido à estética. É claro que há situações que se o acesso ao parafuso ficar em área visível sua estética pode ser comprometida, o que pode ser previamente planejado com o uso de pilares pré-angulados. Há também situações que se tornam inviáveis devido à posição do implante. A estética depende em grande parte do paciente, do volume de tecido, tipo de tecido que envolve o implante e sua posição. Em tese, próteses implantossuportadas cimentadas podem ser universalmente usadas, em contraposição às parafusadas que somente são utilizadas caso a trajetória do implante permita acesso ao parafusos em áreas que não interfiram na estética. Reversibilidade: a possibilidade de reversibilidade da restauração que cobre o pilar do implante é essencial e deve ser planejada para possíveis reparações da prótese e manutenções do implante caso surjam complicações como o afrouxamento da mesma. Quando a peça protética não pode ser removida de forma íntegra, de maneira a recuperá-la, o cirurgião-dentista não pode hesitar em destruir a restauração intacta. Ambos os tipos de prótese geralmente tornam a recuperação da peça inviável e isso exige que sejam refeitas exigindo também a confecção de um provisório. Retenção: estudos sobre retenções de próteses cimentadas em infraestruturas metálica ou cerâmica com relação a retenção ainda são escassos. Sendo assim, toma-se como base a equivalência da cimentação nestes tipos de próteses e em dentes naturais. Em próteses implantossuportadas cimentadas parte-se dos princípios de que a retenção é igual a de uma prótese fixa convencional com dimensão suficiente do pilar. Em situações que existe mínimo espaço inter-oclusal pode ser possível que próteses cimentadas não desenvolvam adequada retenção da peça. No entanto próteses parafusadas podem ser retidas ao implante com apenas 4,0 mm de espaço entre a superfície do implante e a superfície oclusal do dente antagonista. Colocação do implante: o emprego de próteses parafusadas é mais limitado levando-se em consideração a inclinação adotada para o implante, já que se torna difícil devido à pequena área para localizar o orifício de acesso ao parafuso.

Para permitir que o parafuso de retenção em próteses parafusadas seja acessível, é necessário como requisito, um bom planejamento prévio e a construção de guias cirúrgicas estáveis e de qualidade. Passividade: a passividade em prótese implantossuportada é desejável, pois permitirá a adequada função do implante sem a resultante de tensões na interface entre o implante e o osso, o que é difícil de se obter/simular. Situações de maior passividade ocorrem quando o implante suporta uma prótese cimentada unitária. Próteses cimentadas são vantajosas, uma vez que o espaço para o cimento permite a passividade. Existem métodos de fabricação que permitem a passividade da prótese como o EDM (Electric Discharge Machining) que pode ser usado associado à prótese parafusada. Provisórios: Para uma estética ideal é vital a restauração preliminar para modelar o tecido mole, o tecido recém operado não tem o contorno adequado para circundar a restauração e muitas vezes os cicatrizadores são menores que o perfil de emergência de um dente. O método mais simples é utilizar uma prótese preliminar retida por parafuso, em casos de provisórios cimentados é difícil administrar o sangramento e cimentar a restauração preliminar mantendo a saúde ideal do tecido. Oclusão: alguns estudiosos se opõem ao uso da prótese parafusada devido ao fato de que o acesso ao parafuso localiza-se na face oclusal dos dentes, interferindo assim na anatomia, além de que o uso de implantes maiores requer parafusos com diâmetros também maiores ocupando assim maior superfície oclusal da prótese. Em diversos estudos realizados não houveram relatos de desgastes indesejáveis ou instabilidade dos contatos oclusais em próteses parafusadas posteriores, já nas próteses anteriores o local de acesso ao parafuso não interfere/participa da oclusão. Carga imediata: a fixação de uma prótese cimentada em um campo cirúrgico é desvantajosa tendo em vista a introdução de cimento nas áreas periimplantares interferindo na cicatrização e integração do implante, outra desvantagem é também a dificuldade da remoção, caso necessário, do cimento em margens muito profundas. Razões mecânicas também são evidentes para o uso de próteses parafusadas em implante com carga imediata, dado que a estabilidade primária é fundamental para prevenir os micromovimentos do implante, e nestes tipos de próteses, a rigidez apresentada é maior, se comparada com as próteses cimentadas. Procedimento de moldagem: Próteses parafusadas mantidas adaptadas aos tecidos moles permitem a transferência dos contornos dos tecidos para o molde e modelo de trabalho,

respeitando sua duplicação exata. Isso facilita a adaptação e completo assentamento da prótese final. Planejamento do tratamento em longo prazo: tem relação também com a reversibilidade. Quando dentes naturais adjacentes a prótese forem condenados, planeja-se a extensão da prótese sem a necessidade de aumentar o número de implantes, aproveitando assim os mesmos em função.

Kaar et al.³⁹ (2006) se propuseram avaliar os cimentos e as forças retentivas antes e depois da ciclagem mecânica. A amostra era composta por 12 (n=12) conjuntos implante/pilar, divididos em 3 grupos, sendo 12 cilindros de ouro Cera-One cimentados com três tipos de cimentos (Improv, UltraTemp, e TempBond). A força necessária para remover os cilindros de ouro a partir dos pilares foi determinada com máquina de ensaio MTS. Três corpos-de-prova por vez eram testados, com carga de 110 N sendo aplicada aos cilindros de ouro, com frequência de 80 ciclos/min durante 50.000 ciclos. Em seguida, cada um dos cilindros foi removido do seu pilar e a força anotada. O procedimento foi repetido ao se atingir 300.000 ciclos. A força necessária para a remoção dos pilares foi significativamente diferente entre os grupos avaliados. O cimento mais retentivo foi o ImProv. Antes da ciclagem mecânica, em média, o ImProv produziu um valor de retenção cerca de 85% maior do que a gerados pelo TempBond, e 25% maior do que o UltraTemp. Os três cimentos foram significativamente diferentes em cada um dos três níveis de ciclagem. Estes resultados podem sugerir que o TempBond, pode ser o material de escolha para a cimentação preliminar, pois permite remoção mais fácil da prótese e mantém retenção suficiente para impedir o afrouxamento da restauração. A implicação clínica é que o efeito da ciclagem mecânica na resistência dos cimentos é diferente, sendo um fator importante na seleção de um cimento. O ImProv teve o maior valor de retenção antes e depois das duas ciclagens, e o TempBond apresentou a retenção mais baixa. O UltraTemp apresentou o maior valor de retenção percentual perdido.

Em casos de carga imediata, é importante a manutenção das restaurações preliminares no local durante o início da fase de cicatrização. Cimentos atuais para restaurações preliminares podem proporcionar retenção inadequada, criando um desafio clínico. O estudo de Kim et al.⁴⁴ (2006) comparou a retenção de

coroas preliminares implantossuportadas em diferentes condições de superfície de pilares de implantes e agentes de cimentação preliminares. Para isso três grupos (n=10 cada), com pilares sólidos de implantes de titânio, de 4,0 mm de altura foram estudados. No grupo controle, os pilares não foram alterados; no grupo 1 os pilares foram jateados com partículas de 50 µm de óxido de alumínio; e no grupo 2, os pilares foram submetidos à criação de rugosidades com instrumento rotatório de corte de diamante. Em seguida, 30 análogos de implantes foram inseridos em blocos de resina acrílica, com um pilar de implante de titânio sólido colocado em cada análogo. Quatro coroas preliminares de resina acrílica foram confeccionadas para cada pilar e, em seguida, vários cimentos provisórios foram utilizados. Os cimentos estudados foram TempBond, TempBond NE, Life e Zone. As amostras foram armazenadas em 100% de umidade por 24 h, à temperatura ambiente e em seguida testadas. As coroas foram tracionadas a partir dos pilares em máquina de ensaio universal, com intuito de se obter a resistência à tração do conjunto cimento/superfície. A retenção do TempBond NE foi melhorada quando a superfície do pilar foi modificada, seja pelo jateamento com partículas de alumínio, seja pelo aumento da rugosidade a partir de instrumento de corte rotatório.

Com o aumento do uso de próteses implantossuportadas retidas por cimento para a substituição de dentes ausentes, os profissionais podem optar por cimentar próteses finais usando cimentos finais. O uso de cimentos preliminares ou finais para cimentação de restaurações cimentadas implantossuportadas é alternativa aceitável em razão das próteses implantossuportadas parafusadas. Uma complicação que pode ocorrer, especialmente na substituição de dentes unitários, é a perda do parafuso do pilar. Nestas situações, pode ser difícil localizar acesso ao parafuso do pilar da restauração. A proposta do artigo de Schwedhelm, Raigrodski⁷³ (2006) foi descrever a técnica que pode facilitar ao clínico localizar o acesso ao parafuso do pilar em caso de perda deste parafuso, reduzindo então a necessidade de refazer a restauração. A vantagem desta técnica é que o parafuso pode ser facilmente localizado, minimizando então, os danos existentes na restauração e permitindo sua reutilização.

Michalakis et al.⁵⁸ (2007) para investigarem os efeitos da ciclagem térmica e a rugosidade da superfície do pilar metálico de implante e a superfície interna das infraestruturas sobre as propriedades de retenção de 4 agentes provisórios de cimentação, habitualmente utilizados na cimentação de próteses parciais fixas (PPF) retidas por implantes, confeccionaram próteses parciais fixas retidas por implantes de 2 e 4 elementos, em liga de ouro-paládio. Os pilares utilizados tinham 5,0 mm de altura. As próteses foram cimentadas com 4 agentes de cimentação preliminar comumente usados e termociclados por 700 ciclos de 5 °C a 36 °C a 55 °C e foram então submetidas a testes de resistência à tração. Após a termociclagem, as superfícies internas das próteses e os pilares foram jateados com partículas de óxido de alumínio de 50 µm de tamanho. As próteses foram cimentadas com os mesmos cimentos provisórios, e após 24 horas de armazenamento em 100% de umidade, os testes de resistência à tração foram realizados. Como resultado, os ciclos térmicos e o jateamento produziram efeitos significativos ($p < 0,001$) sobre os valores de retenção de todos os cimentos avaliados. O cimento provisório sem eugenol (Nogenol) exibiu menor valor médio de retenção após ciclagem térmica e jateamento, tanto para os modelos de 2, quanto para os de 4 unidades. O cimento preliminar de uretano (Improv) exibiu a maior média de força de retenção para ambas as próteses de 2 e 4 unidades após ciclagem térmica e tratamentos de superfície. Pôde-se concluir que a ciclagem térmica comprometeu a retenção de todos os cimentos avaliados. Porém, o jateamento melhorou significativamente a retenção do cimento na falha dos agentes cimentantes preliminares utilizados no estudo e parece ser uma forma eficaz de aumentar a retenção de próteses implantorretidas.

Em 2007, Emms et al.²⁶ observaram que em próteses convencionais fixas, fatores como a altura do pilar, diâmetro e o tipo de cimento utilizado influenciam na retenção das coroas. A proposta deste estudo foi investigar o efeito causado nas próteses implantossuportadas retidas por cimento (TempBond) pela variação do pilar em relação à altura, tamanho da plataforma e forma de acesso do parafuso de fixação. Quatro pilares com 9,0 mm de altura e com angulação de 15° (Nobel Biocare Replace Select Esthetic) foram utilizados para cada tipo de plataforma (estreita [NP], regular [RP] e ampla [WP]), de modo que em cada grupo

de pilares a forma de acesso do parafuso foi ajustada do seguinte modo: sem remoção da parte superior, removendo 1/3 superior, removendo 2/3 superiores e o último removendo totalmente. Os canais de acesso do parafuso foram parcialmente ou totalmente preenchidos com Memosil, material de vinil polysiloxano. Para cada pilar foi fundida uma peça com um anexo para permitir a remoção na máquina de ensaios. Essas peças fundidas foram cimentadas aos pilares com o cimento TempBond. As forças de tração necessárias para remover as peças fundidas foram mensuradas e registradas utilizando a máquina de ensaios Instron. A média de remoção de força dos pilares se diferiu de maneira significativa ($p < 0,05$) quando o acesso ao parafuso foi completamente preenchido com Memosil em comparação com o acesso do parafuso parcialmente preenchido. O tamanho da plataforma também variou na retenção ($WP > RP > NP$). A variação na forma do acesso do parafuso resultou em diferença na retenção do seguinte modo: remoção de 1/3 superior > sem remoção > remoção de 2/3 superiores > remoção total. O acesso do parafuso com remoção de 1/3 da parte superior do pilar obteve maior nível de retenção porque manteve em quantidade elevada o paralelismo para melhorar a retenção pelo embricamento mecânico. O estudo mostrou que modificações por menores que elas sejam em um pilar podem ter influência na retenção. A forma dos pilares de implantes tem sido muito influenciada pelo preparo de um dente natural. Há mudanças simples que podem ser feitas nos pilares do implante para aumentar a retenção. Isto é claramente uma área na qual são necessárias mais pesquisas. A retenção das peças cimentadas nos pilares com o cimento TempBond foi influenciada pela altura da parede do pilar, pelo tamanho da plataforma e pela forma de acesso do parafuso de fixação.

Hill³⁵ (2007) afirmou que os cimentos podem ser utilizados para cimentação preliminar ou final, dependendo de suas propriedades físicas e a longevidade prevista para a restauração. Uma pesquisa de 2001 indicou que muitos profissionais estão utilizando exclusivamente materiais de cimentação mais atuais como os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina e cimentos à base de resina, principalmente pela facilidade de uso, retenção razoável, e baixa ou nenhuma sensibilidade pós-operatória. A literatura continua a repetir que "nenhum produto disponível satisfaz os requisitos para um agente de cimentação ideal. Sendo

assim a melhor escolha nem sempre é fácil. O objetivo deste artigo foi fornecer uma discussão clinicamente relevante sobre cimentos finais, a fim de aumentar a capacidade do dentista em fazer escolhas adequadas em relação ao cimento e sua aplicação. Os cimentos clássicos não devem ser ignorados ou deixados fora de uso, mas o profissional prudente deve diligentemente manter-se atualizado quanto a nova tecnologia.

Foram demonstrados em estudos anteriores mudanças na qualidade de retenção a partir de ciclagem mecânica, térmica e armazenamento em água. Existem poucos dados relacionados a utilização de cimentos provisórios em próteses sobre implante principalmente em relação à infiltração marginal. O estudo realizado por Pan et al.⁶⁴ (2007) utilizou o fosfato de zinco como controle, pela elevada resistência; dois tipos de óxido de zinco mais utilizados na atualidade para cimentação preliminar como controles de baixa resistência; dois agentes cimentantes novos com pouca pesquisa realizada sobre suas propriedades e duas misturas de cimento com vaselina. O objetivo deste estudo foi avaliar a carga de ruptura da cimentação em (N) e a infiltração marginal das peças fundidas cimentadas (pilares e análogos de implantes Steri-Oss) sob condições de ciclagem mecânica e térmica. Assim, os cimentos utilizados foram: o fosfato de zinco, fosfato de zinco com vaselina, TempBond, TempBond sem eugenol, ImProv, ImProv com vaselina e o Provilink. Peças fundidas foram cimentadas e submetidas a ciclagem mecânica com 100.000 ciclos, com força de 75 N e frequência de 1,2 Hz e ciclagem térmica com 1.000 ciclos térmicos alternados entre 5 e 55 °C com 1 minuto por ciclo e 30 segundos por temperatura, e também foram imersos em solução de fucsina básica 0,5% por 24 horas. Logo após, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de ruptura utilizando a máquina de teste Instron. A carga de ruptura dos cimentos foi analisada pelos métodos de variância ANOVA e PLSD Fischer ($\alpha=0,05$). A infiltração marginal no momento da fundição foi avaliada visualmente e marcada em escala de 0 a 2. A sequência de falha dos cimentos em ordem crescente foi: Improv com vaselina, TempBond, Improv, TempBond sem eugenol, Provilink, fosfato de zinco com vaselina e fosfato de zinco ($p < 0,0001$). A sequência de quantidade de infiltração em ordem crescente foi: Improv, Provilink, Improv com vaselina, fosfato de zinco, fosfato de zinco com vaselina, TempBond e TempBond sem eugenol

($p < 0,0001$). A mistura de vaselina com fosfato de zinco reduziu a carga de ruptura sem afetar a infiltração marginal, com isso, poderia ser uma promessa como um cimento permanente com maior facilidade de remoção. Os cimentos Improv e Provilink produziram carga de ruptura similar em relação aos cimentos temporários a base de óxidos de zinco e infiltração marginal relativamente menores. Os autores concluem que as características retentivas do pilar e as propriedades físicas dos materiais restauradores devem ser consideradas no momento da escolha do agente de cimentação adequado.

A integridade e retenção de restaurações cimentadas sobre implantes é difícil de serem conseguidas quando a altura da parede axial do pilar é curta. Portanto, Sadig, Harbi⁷² (2007) compararam o efeito de diferentes condições de retentividade de coroas de titânio cimentadas sobre pilares curtos (3,0 mm) ITI usando dois tipos de cimento. O preparo das superfícies incluiu jateamento, silicatização e aplicação de alloy primer. Quarenta e oito implantes ITI e pilares sólidos de 5,5 mm de altura foram divididos em seis grupos. A altura axial dos pilares do grupo I não foi alterada para servir como grupo controle. O restante dos pilares (grupos II-VI) foram reduzidos à altura de 3,0 mm. Os grupos I e II foram cimentados com fosfato de zinco sem qualquer tipo de tratamento de superfície. Nos grupos III e IV, a superfície interna das infraestruturas e os pilares foram jateados antes da cimentação com fosfato de zinco ou Panavia 21, respectivamente. No grupo V as infraestruturas e os pilares foram jateados, tratados Siloc Bond, e cimentados com Panavia 21. No grupo VI as infraestruturas e pilares foram jateados, tratados com alloy primer, e cimentados com Panavia 21. A retenção da coroa foi medida usando máquina de teste universal após uma semana de armazenamento em água a 37 °C. Como resultados, a análise de variância revelou elevada diferença significativa entre os grupos. As infraestruturas jateadas e os pilares pré-tratados com alloy primer ou Siloc Bond antes da cimentação com cimento resinoso Panavia 21 exibiram a maior força de retenção ($p < 0,05$). A retenção de infraestruturas cimentadas em pilares de titânio ITI foi influenciada pela altura axial, textura da superfície, tratamento de superfície e tipo de cimento. A técnica de aplicação do alloy primer fosfórico é mais efetiva e menos sensível que o Siloc Bond em relação ao aumento da retenção de infraestruturas em titânio sobre pilares curtos ITI.

Em pacientes que apresentam espaço interoclusal reduzido, a utilização de pilares menores podem diminuir a retenção de uma prótese cimentada. Por isso, Abbo et al.¹ em 2008, resolveram estudar o efeito da altura de pilares de titânio na tração necessária para remover infraestruturas em zircônia. Para isso, dois grupos de pilares experimentais foram preparados: o grupo controle, com pilares de 4,3 mm de largura e altura de 6,5 mm; e o grupo teste, com pilares de 4,3 mm de largura e altura de 5,5 mm. Foram confeccionados 5 infraestruturas em zircônia para cada grupo experimental, pela técnica CAD-CAM (CAD 3-D), na qual os pilares eram aliviados em cera previamente ao escaneamento. Foi criado um orifício nas infraestruturas de zircônia de 2,0 mm, por onde inseriram fios para fixá-los durante o teste na máquina universal de ensaios. Cada pilar foi colocado sobre um implante incorporado em base de metal projetada para se encaixar na máquina de ensaios. As infraestruturas de zircônia foram cimentadas sobre os pilares com cimentação preliminar (ImProv), e aplicada uma força de tração à velocidade de 0,5 mm/min. A força de remoção foi registrada para cada amostra. Um teste t não pareado foi utilizado para análise estatística ($\alpha = 05$). A força média (+/-DP) para remover as infraestruturas de zircônia foi obtida em Newtons (N), e registradas como sendo para o pilar de titânio de 6,5 mm de [198,09 (28,83)], onde $p=0,078$; sendo maior do que a encontrada no pilar de 5,5 mm, que foi de [124,89 (36,388)]. Dessa forma, os autores concluíram que ao aumentar a altura do pilar em 1,0 mm, mantendo seu diâmetro, a resistência à tração apresenta aumento significativo.

De acordo com Dudley et al.²⁴ (2008), o grau de retenção pretendido para a cimentação das próteses sobre implante tem sido associado ao uso de cimentos temporários ou permanentes. Existem múltiplos fatores na cavidade oral que afetam a retenção de próteses cimentadas como a variação da temperatura, do pH salivar e a ação das forças oclusais funcionais. O objetivo deste estudo foi investigar a influência da ciclagem mecânica de compressão sobre a retenção de copings e coroas cimentadas em pilares sobre implantes (Straumann), utilizando os cimentos panavia-F, KetacCem e TempBond sem eugenol. Após a cimentação, os corpos-de-prova foram mantidos em ambiente com 100% de umidade, a 37°C por 24 horas, em seguida, os corpos-de-prova foram submetidos a ciclagem térmica com 500 ciclos

de 5°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) e 55°C ($\pm 2^\circ\text{C}$) com o tempo de 20 segundos por banho, e 5 a 10 segundos a cada intervalo de banho. Depois da ciclagem térmica os corpos-de-prova foram submetidos a ciclagem mecânica de 4 formas diferentes, utilizando 0 ciclos como padrão, 192 ciclos para simular uma semana em função mastigatória, 5.000 ciclos para simular seis meses de mastigação e 10.000 para simular um ano de mastigação. A força de tração uniaxial necessária para remover as coroas foram gravadas. A retenção média obtida com a utilização do Panavia-F foi significativamente maior do que as retenções médias dos outros cimentos em todas as quantidades de ciclos mecânicos testados. Mesmo o KetacCem sendo um cimento ionomérico (final) e o TempBond sem eugenol um cimento temporário, não houve diferença significativa entre as médias de retenção após a ciclagem mecânica, isso pode ser explicado pelo fato dos cimentos agirem em duas paredes metálicas (coping/pilar). O TempBond sem eugenol por ser um cimento com alto coeficiente de solubilidade foi o único que apresentou *gap* na superfície marginal após a ciclagem térmica. O aumento da quantidade de carga da ciclagem mecânica de compressão não provocou diferença significativa em relação a retenção. Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, a retenção das coroas foi significativamente diferente entre os tipos de agentes cimentantes utilizados, mas não em relação a quantidade de ciclos mecânicos realizados. De acordo com este teste, o cimento resinoso foi o escolhido para cimentações finais com o sistema Straumann SynOcta.

Neste mesmo ano, Barbosa et al.⁸ afirmaram que as ligas à base titânio têm sido largamente utilizadas em implantes dentários, devido à sua excelente biocompatibilidade e resistência à corrosão. O titânio apresenta várias vantagens, como excelente biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas e baixa densidade. Esses autores avaliaram o efeito da ciclagem térmica sobre a resistência de união entre cimento resinoso e liga de titânio com revestimento de sílica. Seis blocos de liga de titânio (Rematitan, Dentaurum) foram confeccionados com dimensões de 5,0 x 6,0 x 6,0 mm. Uma das faces de medição 5,0 x 6,0 mm de cada bloco de liga de titânio foi jateada com o Sistema CoJet (3M ESPE - revestimento de sílica) e cimentada com Panavia F (Kuraray) com outro bloco idêntico de resina composta Z100 (3M ESPE) sob carga constante de 750 g. As seis amostras formadas pela liga de titânio, cimento e resina foram cortados em um torno

mecânico e 30 amostras de dimensões 10 x 1 x 1 mm foram obtidas com área de superfície de colagem de $1,0 \text{ mm}^2 \pm 0,2 \text{ mm}^2$. Em seguida, dividiu-se em dois grupos (n = 15): G1 (grupo 1) - armazenamento durante 1 dia em água destilada a 37 °C; G2 (grupo 2) - termociclagem com um total de 2700 ciclos (5 °C – 55 °C, tempo de cada banho: 30 s). O teste de microtração foi realizado em máquina de ensaios eletromecânica (EMIC) com velocidade de 1,0 mm/min. As médias e desvios padrão de resistência de união (MPa) foram $44,50 \pm 8,41$ para o G1 e $38,03 \pm 7,63$ para o G2. Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos G1 e G2 (t = 2,206, df = 28, p = 0,036). Os valores de resistência de união entre a superfície de liga de titânio e do cimento diminuíram após a termociclagem.

Em 2008, Sheets et al.⁷⁴ verificaram que a principal desvantagem das coroas retidas por cimento (CRC) na reabilitação implantossuportada é perder a facilidade no processo de reversibilidade da restauração. Por isso, é necessária atenção e critério na escolha do cimento. A escolha equivocada de um cimento com propriedade muito retentiva pode levar a danos ao dente e tecidos adjacentes ou aos componentes e a coroa em próteses sobre implante, devido à técnica agressiva de remoção da mesma. Por outro lado a escolha de um cimento com propriedades retentivas insuficientes poderia deixar os pacientes em situações embaraçosas pela soltura da coroa. Fatores mecânicos como resistência, forma de retenção, altura, distribuição, número de pilares, precisão do ajuste da infraestrutura e boa relação inter-maxilar irão influenciar na quantidade de retenção necessária para a restauração. Outras desvantagens são os possíveis danos causados pelo escoamento do cimento na margem do implante e a dificuldade de remoção destes excessos. A vantagem mais comum da CRC é o conforto da técnica, a qual também é utilizada na prótese fixa convencional. Outras vantagens são: estética da restauração, melhor ajuste entre o pilar e a coroa, e redução da sensibilidade da técnica tanto, clínica quanto laboratorial. O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar a retenção dos cimentos da prótese fixa convencional adaptados para utilização da técnica CRC em reabilitação implantossuportada e compará-los a dois cimentos que são formulados especificamente para esta finalidade. Dez análogos de implantes com diâmetros regulares foram fixados em discos de aço inoxidável. Os pilares não modificados foram anexados e fixados com torque de 30 N.cm. As

coroas foram enceradas e fundidas com liga metálica. As peças fundidas foram ajustadas e limpas com óxido de alumínio e vapor antes da aplicação do cimento. Os cimentos utilizados foram: (1) Temp Bond, (2) UltraTemp, regular, (3) UltraTemp, firme (4) Improv com vaselina, (5) Improv sem vaselina, (6) Premier Implant com gel KY, (7) Premier Implant sem gel KY (8), TR-2, (9) Fleck's, (10) Ketac Cem Aplicap, e (11) Fuji Plus Capsule. Após a cimentação, os conjuntos foram armazenados por 24 horas. Cada amostra foi submetida ao teste de tração em máquina Instron com velocidade de 5,0 mm/min. As cargas necessárias para remover as coroas foram registradas e os valores médios para cada grupo determinados. De acordo com os autores, é natural pensar que os cimentos finais (fosfato de zinco, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina) estariam no topo da lista de retenção. Porém, Mansour et al. verificaram que a ordem dos cimentos com relação a retenção em próteses sobre implantes é diferente. Isto foi comprovado neste estudo com o Ultra Temp, presa regular, obtendo o maior nível de retenção. Hebel and Gajjar relataram em seus estudos que a adição de vaselina no cimento de óxido de zinco e eugenol com o objetivo de reduzir a retentividade do mesmo. Neste estudo foi adicionado KY no Premier e vaselina no ImProv. Os resultados comprovaram que este tipo de alternativa diminui a propriedade retentiva do material. A metodologia deste estudo apresentou alguns inconvenientes, como a não utilização de termociclagem, com isso, os resultados dos testes de retenção são relevantes, mas não absolutos. Foram utilizados 11 vezes cada conjunto pilar/coroa. Esse processo de limpeza pode ter influenciado nos resultados. Por fim, não houve a padronização de infraestruturas, foram utilizadas ligas metálicas fundidas em titânio e em outros tipos de metais. Os valores médios (\pm DP) das cargas de ruptura ($n=10$) para os cimentos foram os seguintes (N): Ultratemp, regular 358,6 ($\pm 38,2$) (Grupo A), Improv sem vaselina 172,4 ($\pm 59,6$) (Grupo B), Fleck's 171,8 ($\pm 62,2$) (Grupo B), Ketac Cem 167,8 ($\pm 69,1$) (Grupo B), UltraTemp 158,8 ($\pm 62,7$) (Grupo BC), Fuji Plus 147,5 ($\pm 69,7$) (Grupo BC), Premier sem KY 131,6 ($\pm 31,8$) (Grupo BC), Improv com vaselina 130,8 ($\pm 42,5$) (Grupo BC), Temp bond 117,8 ($\pm 48,3$) (Grupo C), TR-2 41.2 ($\pm 16,6$) (Grupo D), Premier com KY 31,6 ($\pm 24,8$) (Grupo D). Grupos com a mesma letra não foram significativamente diferentes. Dentro das limitações deste estudo in vitro, não foi sugerido que qualquer um destes cimentos é melhor do que o outro em relação a retenção na cimentação do conjunto coroa/pilar. O ranking de cimentos apresentado

pretende ser somente um guia para o clínico decidir qual cimento utilizar na cimentação da coroa em prótese sobre implante de acordo com a situação clínica.

Segundo Mehl et al.⁵⁴ (2008) a reversibilidade de próteses fixas implantossuportadas é uma consideração importante no resultado de um tratamento. Portanto os autores se propuseram a avaliar a recuperabilidade das coroas cimentadas sobre implantes, a influência de cinco tipos de cimento e duas técnicas de aplicação do cimento. Para isso, 40 infraestruturas em liga de CoCr foram confeccionadas (5º angulação, 4,3 mm diâmetro, 6,0 mm de altura, Camlog, Alemanha), sendo 20 para coroa unitária e 20 com extensões que simulam prótese parcial fixa. Antes da cimentação as superfícies foram jateadas com óxido de alumínio, com partículas de 50 µm, com 2,5 bars de pressão. As infraestruturas foram cimentadas com cimentos de óxido de zinco sem eugenol (Freegenol), fosfato de zinco (Harvard), ionômero de vidro (Ketac Cem), poliacarboxilato (Durelon) e resinoso auto-adesivo (RelyX Unicem). O cimento foi aplicado na margem cervical do pilar e na superfície interna das infraestruturas com películas finas de 1,0 e 3,0 mm respectivamente. Após a cimentação, os espécimes foram armazenados em solução salina, durante 24 horas. Para a remoção padronizada das infraestruturas dos pilares foi utilizado um dispositivo denominado Coronaflex. Usando o mesmo cimento, nenhuma influência estatisticamente significativa no que diz respeito ao tipo de restauração (coroa / FDP), o modo de aplicação de cimento e o dispositivo foi detectada ($p > 0,05$). Os autores concluíram que os cimentos de fosfato de zinco e ionômero de vidro podem ser adequados para a cimentação chamada "semi-permanente" (1/4 recuperável), enquanto poliacarboxilato parece fornecer a cimentação mais durável.

Fawzy et al.²⁷ (2009) caracterizaram os efeitos do tratamento combinado de calor/tratamento alcalino na superfície da partícula jateada de titânio comercialmente puro. Os efeitos dos tratamentos anteriores sobre a resistência ao cisalhamento de cimentos de ionômero de vidro convencional, ionômero de vidro modificado por resina e cimentos resinosos auto-adesivos foram avaliados. Para isto, os discos de titânio foram usinados e receberam um dos seguintes tratamentos; jateamento de partículas, jateamento seguido tanto por ataque em HNO₃/HF

solução ou pelo combinado 5 M NaOH tratamento/calor a 600°C, durante 1 hora, e em seguida, imerso durante 24 horas em solução SBF antes da cimentação. As superfícies tratadas foram caracterizadas por microscopia de força atômica, microscopia eletrônica de varredura e espectroscopia induzida por laser. Os discos foram cimentados com Fuji I, Fuji Plus ou Confie cimentos XTM Unicem. Dois resultados importantes foram revelados, primeiro, o tratamento/calor a 600° apresentou os maiores valores do que os outros tratamentos ($p < 0,0001$). Segundo, Confie XTM Unicem apresentaram os maiores valores ($p < 0,0001$). Fuji I e Fuji Plus mostraram tipo predominante de falha coesa, enquanto Confie XTM mostrou um tipo de falha de adesão predominante. O tratamento combinando calor/tratamento alcalino de superfície do titânio comercialmente puro mostra ter efeito benéfico para a melhora na resistência ao cisalhamento para o cimento de ionômero de vidro, de ionômero de vidro modificado por resina e de cimento resinoso adesivo.

Vários cimentos auto-adesivos foram recentemente introduzidos no mercado. É fundamental conhecer a eficácia desses cimentos, antes da sua aplicação clínica. O objetivo do estudo de Viotti et al.⁸¹ em 2009 foi avaliar a resistência adesiva à microtração (μ TBS) produzida por diferentes cimentos auto-adesivos e compará-los com os cimentos convencionais. Seis cimentos auto-adesivos (RelyX Unicem (NU), RelyX U100 (UC), SmartCem 2 (SC), G-Cem (GC), Maxcem (MC), e SeT (SET), e dois cimentos convencionais, um que utiliza sistema adesivo de 2-passos (RelyX ARC (RX)), e um que utiliza sistema adesivo de passo único auto-condicionante Panavia F (PF), foram utilizados neste estudo. Um grupo adicional incluiu a utilização de sistema adesivo auto-condicionante de 2-passos (Clearfil SE Bond), antes da aplicação de Panavia F (PS). Cinquenta e quatro molares humanos foram preparados para expor as superfícies de oclusão e foram divididos em 9 grupos de acordo com a material de cimentação ($n=6$). Cinco discos de resinas compostas (Z250 - 12 mm de diâmetro, 5,0 mm de espessura) foram cimentados aos dentes de acordo com as instruções dos fabricantes. Após 24 horas de armazenamento em água, os dentes restaurados foram seccionados com área de secção transversal de cerca de 1,0 mm² na interface cimentada, e foram submetidos ao teste de tensão, com velocidade de 1,0 mm/min. As médias de resistência de união (\pm SD) em MPa foram: RX, 69,6 (16,6)^A; PS, 49,2 (9,7)^A; PF, 33,7 (13,9)^{AB};

GC, 16,9 (10,3)^{BC}; UC, 15,3 (3,4)^{BC}; ONU, 12,5 (2,4)^C; MC 11,5 (6,8)^{CD}; SC, 8,5 (4,9)^{CD}; SET, 4,6 (0,5)^D. Grupos com letras maiúsculas diferentes foram significativamente diferentes entre si ($p < 0.05$). As forças de união produzidas pelos cimentos de múltiplos passos foram significativamente mais elevadas do que os observados para a maioria dos cimentos auto-adesivos.

De acordo com Lee et al.⁴⁷ (2009), o tempo de vida da reabilitação implantossuportada pode ser prejudicado por complicações técnicas como fraturas de componentes do implante. A maioria dos estudos disponíveis estão limitados de 5 a 7 anos de acompanhamento. Os autores observaram na literatura incidência de fratura do implante de 3,5% com a maioria das fraturas ocorrendo após cinco anos de função clínica. Com isso, pode-se concluir que 5 anos de acompanhamento são insuficientes para estudar o processo de fratura do implante. Têm sido relatados que falhas mecânicas ocorrem com mais frequência em reabilitações unitárias posteriores. O estudo com carregamento cíclico tem mais relevância clínica do que estudos com carregamento monotônico, porque falhas mecânicas na Odontologia são mais prováveis em processo a longo prazo com baixas cargas repetidas (fadiga) e não com sobrecarga aguda. Foi criado o protocolo ISO 14.801 em 2003 por acadêmicos e especialistas da indústria com finalidade de padronizar os testes cíclicos para estudar fadiga em implantes dentários. Suas recomendações foram baseadas para implantes dentários unitários. As diretrizes atuais limitam os ensaios mecânicos em condições úmidas a 2,0 Hz realizados até a falha ou dois milhões de ciclos. Para testes em condições secas são limitados a 15 Hz realizados até a falha ou cinco milhões de ciclos. Este trabalho começa a explorar a influência da taxa de ciclagem e do meio em que são realizados os testes de fadiga de implantes dentários de acordo com o protocolo ISO 14.801. Neste estudo, vinte e quatro implantes Straumann (4,1 mm X 12 mm) foram testados com cinco milhões de ciclos mecânicos de acordo com o protocolo ISO 14.801, carregados em 2,0 Hz ou 30 Hz em temperatura ambiente de 25 °C ou soro fisiológico a 37 °C (n = 6 por grupo). Os implantes dentários foram fixados em resina epóxi composta de fibra de vidro (NEMA Classe G-10 vara, Piemonte Plásticos, Charlotte, NC). Este material de inclusão tem adequado módulo de elasticidade semelhante ao de um material ósseo análogo (cerca de 20 GPa), é facilmente usinado e é suficientemente resistente para

teste cíclico. A haste foi cortada em blocos e 12 mm de profundidade. Nestes blocos foram preparados canais centrais com brocas de 3,5 mm de diâmetro (Straumann AG) e foi anexada em torno de um suporte. A broca de 4,1mm foi utilizada para dar profundidade de 9,0 mm. Além disso, foi realizada simulação de 3,0 mm de reabsorção óssea. Os carregamentos cíclicos senoidais e uniaxiais foram realizados sob controle de carga entre 20 e 420 N (Electro Force 3300 Instrumento de Teste de Software, Bose Corporation Electro Force Grupo de Sistemas, Eden Prairie, MN, EUA). A carga máxima foi obtida em estudos pilotos, com o propósito de criar falhas nos implantes com a menor carga possível. Deslocamentos do implante/ciclo foram anotados durante todo o teste, sendo que deslocamentos de 0,5 mm são considerados como insucesso/falha. Dois métodos complementares foram desenvolvidos para estimar as taxas de crescimento de trincas. Características da superfície como fratura foram examinadas por microscopia eletrônica de varredura, JSM-5600LV, Jeol Ltd, Tóquio, (n = 12) para verificar trincas. Um segundo método foi utilizado para determinar o número de ciclos durante a fase de crescimento da trinca de fadiga analisando dados da planilha do implante por ciclo. Um aumento no deslocamento do implante indicou o aparecimento da fadiga. De acordo com os autores, a falha do implante envolvendo mecanismos clássicos de danos como a fadiga, parecem ser mais prováveis a 2,0 Hz do que 30 Hz por razões que continuam a ser estudadas. Uma possibilidade pode estar associada a mecanismos de acumulação de danos que não são favorecidos a ocorrer com taxas mais elevadas de tensão (30 Hz). As características descritas como estrias de fadiga no estudo de Piattelli et al⁶⁶., aparecem mais coerentes com as obtidas no presente estudo. Observa-se na literatura exame clínico de implantes fraturados comparados com os implantes fraturados em testes de laboratório. As imagens demonstraram estrias de fadiga com espaçamento de 0,1 a 1,0 mm. Foram avaliados 24 implantes, provenientes de dois diferentes lotes e foram distribuídos uniformemente entre os quatro testes realizados sob as seguintes condições: 2,0 Hz a seco; 2,0 Hz úmido; 30 Hz a seco e 30 Hz úmido. No meio seco, 7 de 12 implantes falharam em comparação com 6 de 12 no meio úmido. Em termos de frequência de carregamento, 4 de 12 implantes testados a 30 Hz fraturaram em comparação a 9 de 12 para aqueles testados a 2,0 Hz. A influência das condições do meio, úmido e seco, em caso de falha do implante não foi estatisticamente significativa e também

não foi influência do lote. No entanto, a análise sugeriu que os implantes estão mais propensos a fraturas de excentricidade quando testados a 2,0 Hz do que a 30 Hz. Falhas (fratura em massa) foram encontradas com distribuição bi-modal, sugerindo que a população de implante pode conter dois grupos distintos, por exemplo, uma determinada porcentagem contendo falha principal de usinagem residual e o restante livre de qualquer defeito específico. Alternativamente, a distribuição bi-modal pode estar relacionada às características da liga e representam um resultado de várias origens complexas inerentes ao implante sob baixa carga de ensaio cíclico. Em qualquer um dos casos um maior número de implantes provavelmente precisará ser testado, a fim de obter resultados mais confiáveis. Estas falhas foram observadas tanto nos testes de ciclagem menores que 350.000 ciclos como nos testes maiores que 1,5 milhões de ciclos. Trincas iniciais instantâneas foram estatisticamente mais relevantes entre 2,0 Hz e 30Hz ($p < 0,05$), mas os testes em condições normais e em solução salina foram equivalentes em termos de probabilidade de fratura versus excentricidade ($p > 0,6$). Em microscópio, as taxas de crescimento de trinca por fadiga parecem ser semelhantes em 2,0 Hz e a 30 Hz, mas podem ser mais lentas na presença de solução salina comparada à seca a 2,0 Hz.

Karl, Kelly⁴⁰ (2009) afirmaram que estudos preliminares sobre testes de fadiga de implantes sugeriram que a fratura era mais provável de ocorrer em frequência de 2 Hz que em frequência de 30 Hz. Por isso, esta investigação explora os efeitos da frequência e módulo de elasticidade na tensão, deformação e falha. Um total de 66 implantes foram inseridos em diferentes materiais: acrílico, resina epóxi preenchida com fibra de vidro, e alumínio; e carregados até 10^6 ciclos de acordo com a norma ISO 14801 (20N a 420-500N) com frequências de 2,0 Hz e 30 Hz. A deformação medida foi utilizada para validar um modelo de análise de elementos finitos. As superfícies de fratura foram examinadas por MEV. O número de falhas e a taxa de falha por ciclo diferiram significativamente entre os implantes testados a 2,0 Hz contra os de frequência de 30 Hz ($p < 0,05$). A magnitude da tensão era independente da frequência. As taxas de deformação foram altamente correlacionadas com a frequência e diferiram significativamente em condições de falha. Significa que a falha por fadiga foi significativamente mais propensa a 2,0 Hz

que a 30 Hz, enquanto que a base do material e magnitude de carga tiveram menor influência.

De acordo com Mendonça et al.⁵⁶ (2009), a fratura do implante pode ser uma das principais complicações tardias dos implantes. Essas complicações incluem, afrouxamento ou fratura dos componentes da prótese, até mesmo a fratura e perda do implante; desse modo, os cirurgiões-dentistas devem se atentar para as causas dessas falhas. Os autores demonstraram uma situação clínica que envolve um paciente com uma overdenture mandibular que apresentou um implante fraturado dois anos após a colocação do mesmo. A provável causa da fratura do implante foi devido à sobrecarga biomecânica causada por hábitos parauncionais.

Fatores que afetam a retenção das próteses fixas em pilares naturais são bem compreendidos. Em contraste, pouco se sabe sobre os fatores que influenciam a retenção de próteses fixas cimentadas em pilares sobre-implantes. Portanto, o objetivo do estudo Naik et al.⁶⁰ (2009) foi investigar o efeito na retenção que a extensão de uma infraestrutura fundida, no canal de acesso ao parafuso do pilar de implante possui quando é usado o cimento TempBond. Para isso, pilares retos receberam modificações estabelecidas (remoção da parede vestibular em 15°, 22° e 30°), utilizando máquina de fresagem; os pilares do grupo controle não foram alterados. Duas infraestruturas fundidas foram fabricadas para cada um dos pilares modificados, uma com e outra sem extensão para o canal de acesso ao parafuso. A cimentação com TempBond foi realizada sob condições padronizadas; as infraestruturas fundidas foram removidas dos pilares utilizando máquina Instron, e a força de remoção foi registrada. Estendendo a fundição para dentro do canal de acesso ao parafuso, aumentando de forma significativa ($p < 0,001$), a carga limite para remoção. Diferenças significativas ($p < 0,05$) foram encontradas entre o grupo controle (sem modificação) e o grupo com modificação no pilar de 30°; nos grupos com modificações nos pilares de 15° e 30°; nos grupos com modificação de 22° e 30°; e quando a fundição foi estendida no pilar. O aumento da carga necessária para remover a infraestrutura fundida que se estende para dentro do canal de acesso ao parafuso de um pilar de implante, pode compensar a perda de retenção, o que ocorre através da modificação desfavorável do pilar.

Com resultados conflitantes na literatura e várias recomendações dos fabricantes, não se sabe ao certo se os protocolos para cimentação estão sendo utilizados para restaurações de implantes dentários em faculdades americanas. Por isso, o objetivo do estudo de Tarica et al.⁷⁷ (2010) foi determinar quais protocolos de cimentação são ensinados e recomendados por 62 faculdades americanas de odontologia e programas de pós-graduação. De fevereiro a setembro de 2008, 96 questionários compostos por oito perguntas foram enviados aos departamentos, de Prótese Dentária, e Implantes. O questionário perguntava quais fabricantes de implantes forneciam os produtos utilizados em suas faculdades. Além disso, pesquisaram quanto à escolha de pilares e materiais antes da cimentação final. Um total de 68 (71%) questionários foram devolvidos. A empresa Nobel Biocare foi relatada como o sistema de implantes mais utilizado, seguido por Biomet 3i, Straumann, Astra Tech, e sistemas Zimmer Dental. A técnica mais usada antes da cimentação final é o jateamento de partículas na superfície interna da restauração. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina é o cimento mais utilizado em restaurações sobre-implantes. Os cinco materiais mais usados para preencher o espaço de acesso aos parafusos são bolinhas de algodão, resina composta, material à base de borracha, guta-percha, e resina composta preliminar foto-polimerizada. A maioria dos programas de pós-graduação ensinam os alunos a preencherem o acesso ao parafuso completamente até a superfície oclusal. Há grande variedade de protocolos de cimentação em implantes e de materiais utilizados, no entanto, algumas tendências comuns foram identificadas. Os resultados deste estudo ajudarão a compreender quais são os materiais e técnicas para próteses cimentadas retidas por implantes mais frequentemente utilizados.

Segundo Campos et al.¹¹ em 2010, coroas unitárias implantossuportadas podem ser retidas por parafuso ou cimentação. A força de retenção pode ser afetada pelo tipo de substrato, geometria do pilar e tipo de cimentos. Ao se realizar modificações na superfície do pilar e das coroas pode-se aumentar a força de retenção em coroas cimentadas. Estudos sobre tratamentos de superfícies de pilares de implantes são pouco realizados. O que mais se investiga é a influência da geometria do pilar e o tipo de agente cimentante na retenção de coroas cimentadas

sobre pilares padronizados. Portanto, a proposta deste estudo foi investigar se o tipo de superfície do pilar do implante influencia a retenção de coroas metálicas unitárias cimentadas com fostato de zinco. Para tal, foram avaliados três tipos de pilares de titânio com 5,5 mm de altura: padrão, jateado e sulcado. O grupo 1 era composto por pilar padrão (pilar sólido AMI48355, Globtek Implant System); o grupo 2 por pilar padrão, jateado com óxido de alumínio 80 μm ; e o grupo 3 por pilar sulcado (TG POST 5.5 mm, TGPF55, Biomet 3i). Três análogos de implantes foram fixados perpendicularmente em blocos de resina acrílica quimicamente ativada. Os pilares foram torqueados com 35 N.cm. Para cada pilar foram obtidos 5 copings com base em metal. Cada infraestrutura foi cimentada no respectivo pilar com cimento de fostato de zinco seguindo as recomendações do fabricante. Uma carga compressiva axial de 10 kgf foi aplicada sobre as estruturas cimentadas e mantidas por 10 minutos, os excessos removidos e mantidos em estufa com umidade e temperatura ambiente por 24 horas antes dos testes mecânicos. Os corpos-de-prova foram submetidos à ensaios de resistência à tração em máquina de testes universal (EMIC DL 1000) à velocidade de 0,4 mm/min. A resistência à tração, em N, foi definida a partir da força necessária para deslocar a coroa do pilar. Após o teste, o cimento remanescente no pilar foi removido com instrumentos manuais e em seguida depositado em solução química em cuba ultrassônica por 10 minutos. Os pilares foram lavados, secados e inspecionados verificando a completa remoção do cimento. A cimentação e os ensaios mecânicos foram repetidos novamente para cada corpo-de-prova. Os pilares jateados (822 N) e os sulcados (871 N) obtiveram média de retentividade bem maiores em relação ao grupo dos pilares padrão (369 N), sem preparo ou tratamento de superfície. O jateamento e os entalhes oferecem 2,4 vezes mais retenção que o pilar padrão sem preparo de superfície, sugerindo que ambos os tipos de tratamentos possam resultar em aumento da retenção de infraestruturas em metal em regiões de elevado estresse ou quando o pilar padrão falha. O jateamento pode ser mais fácil, rápido e como alternativa de menor custo para aumentar a retenção da coroa. Pilares jateados oferecem microrretenção. A influência do tipo de rugosidade da superfície em coroas cimentadas é controversa na literatura. Na dentina, afirma-se que superfícies polidas apresentam elevada retenção e que superfícies rugosas aumentam a retenção. Dessa forma, é possível que a habilidade de retenção de diferentes cimentos seja modificada quando os

pilares apresentam diferentes índices de rugosidade. A topografia da superfície pode ter grande impacto na retenção da coroa quando cimentos com baixa resistência mecânica são utilizados.

Segundo Kunt et al.⁴⁵ (2010) existem vários métodos de tratamento de superfície para melhorar a força de retenção entre os materiais dentários. O objetivo deste estudo foi examinar o efeito de diferentes tratamentos de superfície na resistência à tração de coroas unitárias cimentadas diretamente sobre pilares de implantes com cimento resinoso. No total, 28 implantes e pilares foram divididos em quatro grupos de estudo: I- controle; II- pilar e coroa jateados; III- pilar não jateado e aplicação de alloy primer a uma coroa jateada e IV- alloy primer aplicado em pilar e coroa jateados. Vinte e oito coroas foram cimentadas aos pilares de implantes, e força de tração uniaxial foi aplicada às coroas, utilizando máquina de ensaios universal até a falha do cimento. Os valores de retenção foram analisados estatisticamente. Todas as médias dos valores de retenção diferiram significativamente entre os grupos. Enquanto o alloy primer aplicado às coroas e pilares jateados apresentaram o maior valor médio ($564,73 \pm 13,66N$), o grupo controle apresentou o menor valor médio ($357,65 \pm 12,89N$). O jateamento não foi tão eficaz como a aplicação de alloy primer ($p \leq 0,05$). Portanto, conclui-se que o jateamento é um método eficaz para aumentar a força de retenção. Porém, o jateamento associado a aplicação de alloy primer é um método muito mais eficaz para aumentar a força de retenção, e estes grupos diferiram significativamente uns dos outros.

O objetivo do estudo de Lencioni et al.⁴⁹ (2010) foi comparar a resistência à tração de pinos de titânio comercialmente puro e núcleos cimentados com cimento de fosfato de zinco ou cimento resinoso. Para isso, 21 dentes caninos humanos extraídos foram tratados endodonticamente. Os preparos das raízes foram realizados utilizando alargadores do tipo Largo (10 mm de profundidade e 1,7 mm de diâmetro). Padrões em resina acrílica para o pino e núcleos foram confeccionados; as amostras foram fundidas em titânio comercialmente puro ($n=7$) e divididas em três grupos: pinos TZ-CP Ti cimentados com fosfato de zinco, pinos TP-CP Ti cimentados com Panavia F e pinos TR-CP Ti cimentados com RelyX U100. A

resistência à tração foi medida em máquina de ensaios universal, à velocidade de 0,5 mm/min. Houve diferenças significativas entre os grupos testados. Foi encontrado valores de retenção mais elevados estatisticamente significativos para o pino cimentado com RelyX U100, quando comparado com fosfato de zinco ou Panavia F. Os pinos de titânio comercialmente puro e núcleos fixados com cimento RelyX U100 apresentaram força de retenção de união superior quando em comparação com o fosfato de zinco e Panavia F.

O objetivo do estudo de Kurt et al.⁴⁶ (2010) foi avaliar os efeitos dos vários métodos de tratamento de superfície sobre a retenção de coroas individuais sobre pilares de implantes. O estudo incluiu 50 coroas unitárias que foram cimentados com cimento resinoso adesivo para os pilares ITI sólidos. Os espécimes foram aleatoriamente divididos em cinco grupos, cada um, incluindo 10 espécimes de acordo com os seguintes tratamentos de superfície: grupo controle: pilares permaneceram inalterados, Grupo L: condicionamento a laser com CO₂, Grupo SB: jateamento com sistema de radiofrequência de pulverização catódica, Grupo SP: silicatização por Silano-Pen. Após os procedimentos de tratamento de superfície, as coroas foram fundidas, cimentadas sobre os pilares e termocicladas para simular o ambiente oral. A força de tração uniaxial foi aplicada às coroas e para o teste usou-se máquina de ensaios universal (Instron) com velocidade de 0,5 mm/min. A carga necessária para desalojar cada coroa foi obtida em Newton (N). Os menores valores de resistência a tensão de união foram obtidos com o grupo MS (223,26 ± 14,30 N), significativamente diferente de todos os outros grupos, exceto o Grupo C. O Grupo SB apresentou os resultados mais elevados do teste (506,02 ± 18,04 N) e diferem de outros grupos (p<0,05). Os valores obtidos no grupo MS e C não apresentaram diferenças entre si (p>0,05). O jateamento demonstrou ser um método efetivo para aumentar a força de retenção. Além disso, o Silanopen e a aplicação do laser são aconselháveis para aumentar a retenção da coroa nos pilares.

Li et al.⁵¹ (2010) avaliaram, em dois aspectos, a tração da superestrutura e a força de retenção proporcionadas por quatro agentes de cimentação para próteses sobre implantes. Os quatro agentes de cimentação avaliados foram: o novo cimento de ionômero de vidro (glass polyalkenoate, tipo duro [GH] e tipo macio [GS])

e o cimento de policarboxilato de zinco (tipo duro [HH] e tipo macio [HS]). As resistências a elevação e a retenção foram mensuradas por meio de um sensor de deslocamento a laser (CCD) e máquina de ensaios mecânicos, respectivamente. A resistência à tração aumentou na seguinte ordem: GH, GS, HH e HS. As ciclagens térmica e mecânica diminuíram significativamente a força de retenção, sendo os valores médios exibidos pelo GH significativamente maiores do que os outros agentes de cimentação. Os novos cimentos de ionômero de vidro (tipo duro e macio) experimentalmente preparados para o estudo exibiram bons resultados como agente de cimentação em virtude de sua espessura reduzida na linha de cimentação e excelentes resultados nos ensaios de tração e retenção.

O objetivo do estudo de Assunção et al.⁶ (2011) foi avaliar o efeito da ciclagem mecânica e os níveis de diferentes desajustes sobre a microdureza Vickers de parafusos de retenção para prótese implantossuportada unitária. Os pilares pré-usinados UCLA foram fundidos com liga de cobalto-cromo para obtenção de 48 coroas divididas em quatro grupos (n=12). As coroas não apresentaram desajuste no grupo A (grupos controle) e desajustes unilateral de 50 µm, 100 µm e 200 µm dos grupos B, C, e D, respectivamente. As coroas foram aparafusados aos implantes hexágono externo com parafusos de titânio e torque de 30 N/cm, sendo submetidos a três diferentes períodos de ciclagem mecânica: 2×10^4 , 5×10^4 e 1×10^6 ciclos. Os valores de microdureza dos parafusos foram medidos antes e depois de cada período de ciclagem. A ciclagem mecânica reduziu estatisticamente os valores de microdureza dos parafusos de retenção, independentemente dos períodos de ciclagem e dos grupos. Nos grupos A, B, e C, valores iniciais de microdureza foram estatisticamente diferentes dos valores finais ($p < 0,05$). Não houve diferença estatisticamente significativa para os valores iniciais de microdureza do parafuso ($p > 0,05$) entre os grupos. No entanto, quando os grupos foram comparados após ciclagem mecânica, houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos B e D ($p < 0,05$). A ciclagem mecânica reduziu os valores de microdureza Vickers dos parafusos de retenção de todos os grupos. As coroas com o maior nível de desajuste apresentaram valores mais elevados de microdureza Vickers.

Em 2011, Chaar et al.¹⁵ tiveram como objetivo avaliar a literatura contemporânea em relação aos resultados da prótese fixa implantossuportada cimentada, assim como determinar o tipo de cimento que pode ser recomendado clinicamente. Uma revisão da literatura com publicações até maio de 2010 foi realizada para identificar os estudos clínicos sobre prótese fixa implantossuportada cimentada. A estratégia de busca utilizada foi uma combinação de termos incluindo as seguintes palavras-chave: *implants, implant-supported fixed dental prostheses (FDPs), bridges, implant-supported single crowns (SCs), cement-retained, cement fixation, cement, cementation, cement failure, retention, and loss of retention, technical complications, mechanical complications, prosthetic complication, retrievability and maintenance*. Trinta e dois estudos preencheram os critérios de inclusão. Eles foram divididos em duas categorias: 15 deles eram estudos clínicos a curto prazo, com período de observação de menos de 5 anos; e os outros 17, estudos clínicos a longo prazo, com período de observação de 5 anos ou mais. As complicações técnicas mais comuns em restaurações fixas implantossuportadas cimentadas foram perda de retenção, lascamento do material da coroa e afrouxamento do parafuso do pilar. Os resultados desta revisão atual não revelaram as orientações sobre os procedimentos de cimentação. Pode-se afirmar que, apesar da recuperabilidade questionável de restaurações fixas implantossuportadas cimentadas, esta modalidade de tratamento é opção confiável e eficaz. A literatura não fornece informações precisas sobre a evolução clínica de restaurações fixas implantossuportadas cimentadas, nem sobre o tipo ideal de cimento que facilita a estabilidade e ao mesmo tempo mantém a reversibilidade.

O objetivo do estudo de Nissan et al.⁶¹ (2011) foi mensurar a transferência de carga axial e não-axial em prótese fixa implantossuportada não-esplintada com diversas proporções coroa/implante (C/I) e da altura da coroa (CHS). Para isso, um modelo fotoelástico foi construído com bloco de resina. Três furos para inserção dos implantes foram realizados verticalmente com comprimentos de 12 mm. Três implantes foram inseridos no modelo. Dois extensômetros foram fixados sobre o pescoço de cada implante nas faces vestibular e lingual, o que proporcionou leitura simultânea direta da tensão. Quatro grupos de restaurações cimentadas com proporções C/I de 1:1; 1:1,5; 1:1,75, e 1:2 foram usadas. As alturas utilizadas (CHS)

foram de 10, 15, 17,5, e 20 mm, respectivamente. Quinze cargas estáticas foram realizadas simultaneamente com 20 kg, a 0° e 30° em relação ao eixo vertical. A aplicação da força oclusal a 30° apresentou aumento estatisticamente significativo em ambas faces, bucal (1588 +/-150 vs 2,610.59 +/- 150) e palatal (64,92 +/- 7 vs 146,59 +/- 15) e com valores de microtensão de C/I aumentando na proporção de 1:1 a 1:1,5 ($p < 001$). A aplicação de força a 30° graus, em casos de C/I proporção de 1:1.75 e 1:2 resultou em fratura do parafuso do pilar seguido de deslocamento das coroas. Falhas foram notadas no CHS > 15 mm. A relação da altura da coroa (CHS) é mais significativa do que a relação coroa/implante (C/I) na avaliação biomecânica, relacionadas com efeitos prejudiciais. A falha da prótese ocorreu em CHS > 15 mm.

No mesmo ano, Delben et al.²⁰ avaliaram o efeito do reaperto e da ciclagem mecânica sobre a manutenção da pré-carga nos parafusos de retenção de coroa implantossuportada. Cinco grupos (n=12 em cada grupo) com o conjunto implante/coróa foram criados de acordo com os diferentes pilares e materiais de revestimento: pilares de ouro tipo UCLA fundidos em liga de ouro revestidos com: cerâmica (grupo 1); resina fotopolimerizável (grupo 2); pilares UCLA fundidos em titânio revestido com: cerâmica (grupo 3) e resina fotopolimerizável (grupo 4); e os pilares de zircônia com revestimento de cerâmica (grupo 5). As coroas foram fixadas aos implantes por meio de parafusos de retenção de ouro. Os conjuntos foram submetidos à ciclagem mecânica com total de 1 milhão de ciclos. Medições de torque de tração foram realizadas inicialmente e após a cada período de 100.000 ciclos, seguido de reaperto do parafuso com 35 N.cm de torque. Todos os grupos apresentaram valores de torque de tração reduzidos em comparação ao torque de inserção inicialmente e após todos os períodos de ciclagem mecânica. A análise de variância revelou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, mas não houve diferenças entre os períodos de ciclagem mecânica ou para a interação entre grupos e ciclagem. Há manutenção da estabilidade de torque do parafuso. A ciclagem mecânica associada ao reaperto de parafusos de pilares não influenciou a manutenção do torque de inserção.

Hill, Lott³⁴, também em 2011, afirmaram que a principal função do cimento é preencher o espaço entre a restauração indireta (final ou preliminar) e o dente (ou

pilar do implante) e bloquear mecanicamente a restauração para evitar deslocamento durante a função. O objetivo deste estudo foi proporcionar uma discussão clinicamente focada no amplo espectro de materiais de cimentação disponíveis atualmente para ajudar o clínico a realizar escolhas adequadas. As resinas são tipicamente formuladas para uma função específica ou restauração, oferecendo resistência, estética, tempo de trabalho flexível, e ainda baixa solubilidade e sensibilidade da técnica, preço elevado e muitas vezes dificuldade de limpeza. O ionômero de vidro oferece boa resistência e propriedades ópticas, além do potencial de liberação de flúor, mas pode apresentar curto tempo de trabalho, além de ser inicialmente sensível à umidade ou desidratação. Os ionômeros de vidro modificados por resina de são híbridos, tomam presa mais rápido e são mais resistentes. O cimento de fosfato de zinco, usado com sucesso por mais de um século na cimentação de restauração em metal bem adaptada e metalocerâmica, além de restaurações preliminares e finais, é um material rígido, de baixo custo, que exibe elevada resistência inicial à compressão, podendo gerar problemas em relação à acidez e solubilidade. O cimento de policarboxilato (um híbrido do fosfato de zinco) apresenta baixa resistência à compressão, porém a resistência à tração é elevada, e pode ser menos prejudicial para a polpa. Os cimentos de óxido de zinco e eugenol e o óxido de zinco sem eugenol normalmente apresentam boa vedação, mas a resistência à compressão e à tração são relativamente baixas, limitando seu uso para restaurações preliminares ou coroas implantossuportadas devido à elevada solubilidade. O profissional deve ter conhecimento suficiente para escolher um cimento adequado para cada situação clínica.

Ainda neste ano, Guncu et al.³¹ afirmaram que a retenção é um dos fatores mais importantes para o sucesso clínico das próteses fixas. Não se sabe se realizar ranhuras no pilar do implante, mantendo o diâmetro e a altura da parede aumenta a área de superfície proporcionando maior força de retenção uniaxial. O propósito de este estudo foi determinar a retenção de três diferentes cimentos em dois pilares de implantes com configurações de superfície diferentes. Para a realização do estudo, trinta amostras de dois pilares diferentes (total de 60 coroas), foram utilizadas com diferentes margens, configuração das paredes axiais e área de superfície. Coroas de metal foram confeccionadas e cimentados nos pilares com três

cimentos diferentes (fosfato de zinco [FZ], ionômero de vidro [CIV], óxido de zinco sem eugenol [OZ]). Após a cimentação, os conjuntos implante/pilar/coroa foram submetidos à ciclagem térmica, com repetição de 1.000 ciclos e tempo de permanência de 1 minuto entre 5,0 °C e 55 °C. Em seguida, os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio mecânico de tração até a falha da cimentação, sendo a força média necessária para o deslocamento da coroa obtida. Os cimentos influenciaram na retenção das coroas metálicas sobre pilares de implante, enquanto que as diferentes configurações de superfície e área de superfície total dos pilares não influenciou a força de retenção uniaxial. Entre os cimentos testados, o FZ exibiu valores mais elevados de retenção, seguido por CIV e OZ livre de eugenol. O aumento da área superfície do pilar não resultou na melhoria da retenção. Os resultados sugerem que a utilização de FZ, ao invés de CIV e OZ(NE) proporciona maior retenção em coroas implantossuportadas.

No ano seguinte, Cano-Batalha et al.¹² avaliaram os efeitos da altura do pilar, jateamento e tipo de cimento na resistência à tração de restaurações implantoretidas cimentadas. Trinta e seis implantes de 3,75 X 11,5 mm, hexágono externo, foram inseridos em cilindros de resina. Três grupos de 12 pilares cada foram preparados com diferentes alturas (4,0, 5,0 ou 6,0 mm) e torqueados com 35 N.cm. Sobre os pilares foram enceradas 36 infraestruturas, fundidas em liga de cobalto-cromo; limpas com jateamento de óxido de alumínio de 50 µm e acetona em ultrassom. Três tipos de cimento foram avaliados, 2 provisórios, o uretano acrílico sem eugenol (Dentotemp), óxido de zinco sem eugenol (RelyX Temp NE); e 1 final, resinoso (Dentocem). As infraestruturas foram cimentadas e, em seguida, carga de 5,0 kg foi aplicada por 10 minutos. Os corpos-de-prova foram mantidos a 37 °C e 100 % de umidade durante o período noturno. A resistência à tração foi calculada dividindo a força mensurada pela área do pilar e expressa em megapascal (MPa). Após o ensaio mecânico, os pilares e coroas foram limpos com agente removedor de cimentos e novamente submetidos à limpeza em ultrassom por 15 minutos. Foram avaliados estatisticamente os efeitos do cimento, altura do pilar e superfície de tratamento. Houve diferenças significantes entre os cimentos. O cimento ionomérico modificado por resina apresentou os melhores resultados em todas as condições avaliadas, enquanto que o óxido de zinco sem eugenol apresentou os

menores valores de retenção. Diferenças significantes também foram encontradas entre as alturas de 4,0 e 6,0 mm dos pilares, sendo a altura de 6,0 mm a mais retentiva. Nenhuma diferença foi encontrada entre as alturas de 4,0 e 5,0 mm; e entre 5,0 e 6,0 mm. O efeito do jateamento de partículas também foi significante. Um aumento máximo de 90 N na força de retenção foi observado após jateamento para o pilar de 5,0 mm de altura, cimentado com cimento acrílico uretano. De modo que o cimento, jateamento e altura do pilar podem influenciar significantemente a retenção de coroas implantossuportadas, assim como a influência da altura do pilar e o jateamento. Dessa forma, diferentes parâmetros devem ser considerados na seleção do agente cimentante.

Mehl et al.⁵⁵ (2012) avaliaram, em um estudo in vitro, a influência da termociclagem, estresse do ultrassom e a força de remoção da pré-carga na reversibilidade de próteses sobre implantes retidas por cimento, utilizando um dispositivo de remoção clínica (Coronaflex). Para avaliar a resistência à tração utilizou-se máquina universal de ensaios (UTM). Trinta e seis coroas foram fundidas a partir de liga de Co-Cr para 36 pilares de titânio cônicos (conicidade de 5,0°; 4,3 mm de diâmetro; 6,0 mm de altura; Camlog, Alemanha). As coroas foram cimentadas com ionômero de vidro (Ketac Cem) ou com cimento de poliacrilato (Durelon). Em seguida, foram armazenados por 3 dias em água ionizada sem termociclagem ou por 150 dias com 37.500 ciclos térmicos entre 5,0 e 55°C. Antes da remoção, as coroas foram submetidas ao estresse do ultrassom por 0,5 ou 10 minutos com pressão de contato de 50 ou 500 g. O Coronaflex foi utilizado com força de remoção da pré-carga de 50 ou 400 N, aplicada sobre o ponto de carregamento cíclico. Microscopia eletrônica de varredura (SEM) foi utilizada para avaliar o impacto da remoção dos parafusos no pilar. As coroas cimentadas com o cimento de ionômero de vidro foram significantemente mais fáceis de serem removidas com o Coronaflex ou com a UTM do que as coroas cimentadas com o cimento de poliacrilato ($p < 0,05$). Nenhuma diferença significativa foi encontrada para ambos os cimentos quando removidos com o Coronaflex ou UTM ($p < 0,05$) após a aplicação dos ciclos térmicos. A força de remoção da pré-carga de 400 N.cm resultou em redução significativa das tentativas de remoção em comparação com 50 N.cm para ambos os cimentos ($p < 0,05$). Não houve redução da retenção do cimento

com a utilização do ultrassom e da ciclagem térmica, mas houve redução em termos da reversibilidade causada pelos instrumentos de remoção clínica. O KetaCem pode ser utilizado como cimento “semi-permanente”, enquanto o Durelon pode servir para cimentação final. Nenhum dos parafusos do pilar produziu sinais de desgaste proporcionados pelo processo de remoção.

Uludamar et al.⁷⁹ (2012) avaliaram a retenção física de diferentes cimentos em próteses fixas unitárias e de 3 elementos antes e após a termociclagem. Vinte modelos de resina acrílica de maxila foram fabricados e os implantes inseridos nos locais dos dentes 14, 15, 16 e 24. Os pilares foram inseridos com 35 N.cm e infraestruturas foram enceradas com alças para permitir adaptação na máquina de ensaios mecânicos. As infraestruturas metálicas foram cimentadas em pilares Straumann com 7 diferentes cimentos, 3 temporários (Cavex Temporary, RelyX Temp NE, Premier implant cement) e 4 finais (Adhesor, Adhesor Carbofine, Kavitan Cem, Multilink Implant), seguindo as recomendações dos fabricantes, em temperatura ambiente e por um mesmo operador. Os corpos-de-prova foram mantidos em umidificador por 24 horas a 37 °C, sendo que metade foi submetida à termociclagem. A força de tração foi medida em máquina universal de testes com velocidade de 0,5 mm/min. A maior retenção foi observada em restaurações de 3 elementos antes e após termociclagem, apesar de ambos os grupos terem apresentado diminuição na retenção após a termociclagem. Os autores verificaram diferença estatisticamente significativa entre os cimentos em todos grupos antes e após termociclagem, porém os cimentos testados neste estudo mostraram ampla capacidade de reter restaurações, tanto unitárias quanto múltiplas. Além disso, os autores concluíram que as ciclagens térmica e mecânica das restaurações antes de se realizar os ensaios mecânicos podem contribuir para um melhor entendimento de como novos materiais devem ser utilizados clinicamente.

Segundo Pattanaik, Nagda⁶⁵ (2012), o processo de cimentação é um passo importante na restauração fixa. A introdução de novas técnicas e materiais adesivos levou ao desenvolvimento de novos cimentos com força de união melhorada. Estudos clínicos e laboratoriais sobre o desempenho desses materiais são limitados. Um estudo foi realizado para avaliar a retenção e assentamento

marginal de restaurações à base de Ni-Cr, utilizando cimentos mais recentes como o cimento de ionômero de vidro modificado por resina (GIC) e o cimento resinoso adesivo resinoso em comparação com a retenção do cimento de fosfato de zinco. Trinta pré-molares maxilares foram utilizados neste estudo e o preparo dos mesmos realizado, mantendo-se a altura cérvico-oclusal a 4,0 mm, com ângulo de convergência oclusal de 4,0 a 6,0°. Exceto a conicidade, não houve retenção de componentes na superfície preparada. O preparo do dente e a técnica de fundição foram padronizados. Assim, a diferença verificada no valor da retenção poderia ser devido ao tipo de cimento utilizado. Três variações da técnica de cimentação foram investigadas com intuito de se obter melhor assentamento: vibração, o local de aplicação do cimento e a magnitude da pressão de cimentação, sendo que cimento foi aplicado sobre a superfície interior das infraestruturas. As infraestruturas foram cimentadas sobre o dente preparado e a discrepância marginal foi examinada em microscópio Nikon. Os corpos-de-prova foram divididos aleatoriamente em três grupos. As infraestruturas do grupo I foram cimentadas com fosfato de zinco; as do grupo II cimentadas com ionômero de vidro modificado por resina; e as do grupo III cimentadas com cimento resinoso adesivo. As cargas de tração necessárias para deslocar as coroas foram obtidas em máquina de ensaios mecânicos MTS. Para o cimento de fosfato de zinco, a média de desajuste marginal foi de 31 microns (μm). A média da força de retenção foi de 287 N. Para o ionômero modificado por resina (GIC), o desajuste marginal foi de 29,6 microns, sendo sua média de força de retenção igual a 610 N. Para o cimento resinoso adesivo, a média de desajuste marginal foi de 49 microns e sua força média de retenção foi de 613 N. Os autores concluíram que o assentamento marginal do cimento resinoso adesivo foi significativamente maior que do fosfato de zinco e do ionômero de vidro modificado por resina (GIC). A força retentiva do cimento adesivo resinoso e do ionômero de vidro modificado por resina (GIC) foi significativamente maior que a do fosfato de zinco, não havendo diferença significativa na força de retenção entre o cimento resinoso resinoso e o ionomérico modificado por resina (GIC).

Truninger et al.⁷⁸ (2012) avaliaram a carga de fratura de pilares de zircônia, com diferentes tipos de conexões implante/pilar, após a simulação de mastigação e compararam os seus momentos de flexão em pilares de titânio

idênticos, com conexão interna. Para isso, 48 pilares de zircônia personalizados, idênticos, com diferentes conexões implante/pilar foram confeccionados para quatro diferentes grupos experimentais: uma peça de conexão implante/pilar interno (BL; Straumann Bonelevel), duas peças de conexão interna implante/pilar (RS, Nobel Biocare Replace Select), conexão implante/pilar externo (B; Brånemark MK III), duas peças de conexão implante/pilar interno (SP; Straumann standard Plus). Doze pilares de titânio de peça única de conexão interna implante/pilar (T; Straumann Bonelevel) foram utilizados como grupo controle. Após simulação do envelhecimento, por meio de ciclagem térmica (5,0 – 50 °C, 120 s) e simulações de mastigação (1.200.000 ciclos, 49 N de carga, 1,67 Hz), a carga estática foi aplicada em ângulo de 30° na superfície palatina até a falha. Momentos de flexão foram calculados por comparação entre os grupos. As médias dos momentos de flexão dos pilares foram 714,1 +/-184,9 N.cm (T), 331,7 +/- 57,8 N.cm (BL), 429,7 +/- 62,8 N.cm (RS), 285,8 +/- 64,4 N.cm (B) e 379,9 +/- 59,1 N.cm (SP). Os momentos de flexão do grupo controle T foram significativamente maiores em relação aos demais grupos. Os valores do grupo de RS foram significativamente maiores do que os do grupo B, mas dentro da gama de valores dos grupos de SP e BL. Os momentos de flexão dos diferentes tipos de pilares de zircônia variaram com as diferentes conexões implante/pilar após a simulação de mastigação. Dessa forma, a utilização de um componente metálico secundário pode ter influência benéfica sobre a estabilidade de pilares de zircônia.

Henriques et al.³³ também em 2012, avaliaram o efeito da ciclagens térmica e mecânica sobre a resistência de união do metal e da cerâmica de restaurações convencionais de porcelanas fundidas ao metal e novas restaurações dentárias funcionalmente classificadas como metalocerâmicas. Nesse estudo, dois tipos de corpos-de-prova metalocerâmicos foram avaliados: 1- restaurações convencionais de porcelanas fundidas ao metal (PFM), caracterizada por interface metal/cerâmica nítida e 2- corpos-de-prova metalocerâmicos prensados sob calor, acrescentando um compósito entre as camadas na interface metal/cerâmica, passando a ser funcionalmente classificadas como novas restaurações dentárias metalocerâmicas (FGMR) . Os materiais utilizados para a confecção dos corpos-de-prova foram: liga de CoCrMo e porcelana dental em pó opaca. Os corpos-de-prova

foram confeccionados e padronizados em formato cilíndrico e, em seguida, submetidos aos ensaios térmicos (3.000, 6.000 e 12.000 ciclos, entre 5,0 °C e 60 °C; com 30 s de banho para cada temperatura) e mecânicos (25.000, 50.000 e 100.000 ciclos sob carga de 50 N e frequência de 1,6 Hz). Os ensaios mecânicos de resistência ao cisalhamento foram realizados em máquina de ensaios a 0,5 mm/min, sendo a carga aplicada até a fratura. As interfaces metalocerâmicas foram examinadas antes e após os ensaios de cisalhamento. As condições de fadiga comprometeram significativamente os resultados de resistência ao cisalhamento. Os corpos-de-prova FGMR produziram resultados de resistência de união ao cisalhamento significativamente maiores do que as amostras de PFM, independentemente das condições de fadiga. A análise da superfície da fratura revelou um tipo de fratura adesiva para os corpos-de-prova de PFM e um tipo de fratura mista para os corpos-de-prova de FGMR. Assim, nessas condições de fadiga e para os materiais avaliados, esse estudo permitiu observar desempenho significativamente melhor das novas restaurações propostas em relação às convencionais.

Pinelli et al.⁶⁶ (2013) compararam em um estudo *in vitro* a retenção de infraestruturas cimentadas em pilares de próteses sobre implantes. Para isso foram utilizados três agentes de cimentação comercialmente disponíveis e um cimento experimental (poliuretano de mamoma - COP) com variações na concentração de carbonato de cálcio (CaCO_3). Foram confeccionadas 72 infraestruturas metálicas e divididas em 6 grupos de acordo com os materiais para cimentação: Temp Bond (TB), Fosfato de Zinco (FZ), RelyX ARC (RX ARC), COP, COP + 10% CaCO_3 (COP 10) e COP + 50% CaCO_3 (COP 50). Após a cimentação, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37 °C por 24 horas e submetidos ao teste de tração em máquina de ensaios mecânicos (5,0 kN, 0,5 mm/min). Os valores médios de retenção dos cimentos foram os seguintes: TB=57,20; FZ=343,56; RX ARC=40,07; COP=258,98; COP 10=466,57 e COP 50=209,63. Os autores concluíram que a retenção proporcionada pelo cimento experimental COP foi similar a do FZ, sendo seus resultados influenciados pela adição de carbonato de cálcio. Não houve diferença entre os valores produzidos pelo cimento resinoso RX ARC e pelo cimento preliminar TB.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo objetivou:

3.1 Avaliar o efeito de pilares de 4,0 e 6,0 mm de altura, dos cimentos (Fosfato de Zinco, RelyX Luting2, C&B cement, RelyX U100 e RelyX TempNE) e da ciclagem térmica sobre a resistência máxima à tração de infraestruturas cimentadas sobre pilares de prótese sobre implante.

3.2 Avaliar, em pilares de prótese sobre implante com 4,0 mm de altura conectados a análogos de implantes plataforma regular HI, o efeito dos diferentes cimentos e da ciclagem mecânica sobre a resistência máxima à tração de infraestruturas cimentadas.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 MATERIAL

Para a realização desta pesquisa foram utilizados análogos de implantes com hexágono interno (Ref. ACI-4010, Emfils Sistema Colosso® de Implantes Osseointegráveis, Itú, SP, Brasil), acoplados a pilares de titânio de plataforma regular do tipo UCLA com término pré-definido (Pilar Estético Adaptável Ref. CPEC-4011, Emfils Sistema Colosso® de Implantes Osseointegráveis, Itú, SP, Brasil). Além desses materiais, cinco diferentes composições de cimentos foram utilizadas para cimentar as infraestruturas metálicas em liga de Co-Cr (Wirobond 280, Bego, Bremen, Alemanha) sobre os pilares de titânio: Fosfato de Zinco; RelyX Luting 2; C & B Cement; RelyX U100 e RelyX Temp NE (Quadro 1).

Quadro 1 – Materiais utilizados para cimentação das infraestruturas metálicas sobre os pilares de titânio.

Material	Código	Fabricante	Proporção	Composição	Reação
Fosfato de Zinco	<i>FZ</i>	SS White Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil	0,34 g pó / 0,24 g líquido	Pó: óxido de zinco, óxido de magnésio, corantes CI 77288, CI 77268, CI 77491. Líquido: ácido fosfórico, hidróxido de alumínio, óxido de zinco, água destilada.	Ácido-base
RelyX Luting 2	<i>RXL2</i>	3M ESPE, St Paul, MN, EUA	1:1, pasta-pasta (0,05/0,05 g)	Pasta A: Partículas de carga silanizadas (70-80%); água (10-20%); 2-hidroxietil metacrilato (HEMA 5-15%); sílica tratada com silano (1-5,0%); 4- (dimetilamino)-benzenoetanol (<1,0%). Pasta B: acrílico copolímero e ácido itacônico (30-40%); cerâmica tratada com sílica (30-40%); HEMA (10-20%); água (5-15%); persulfato de potássio (1-5,0%); difosfato de potássio (1-5,0%); Bis-GMA (1-5,0%).	Polimerização Química
C & B cement	<i>C&B</i>	Bisco Dental Products, IL, EUA	1:1, pasta-pasta (0,07/0,07 g)	Base: Bis-GMA (<21%); Bis-GMA etoxilato (<16%); trietilenoglicol dimetacrilato (<11%); sílica fundida (<41%); preenchimento de vidro (<31%); fluoreto de sódio (<4,0%). Catalisador: Bis-GMA (<35%); trietilenoglicol dimetacrilato (<25%); sílica fundida (<65%).	Polimerização Química
RelyX U100	<i>RXU100</i>	3M ESPE, Seefeld, Alemanha	1:1, pasta-pasta (0,07/0,07 g)	Base: pó de vidro (55-65%); éster ácido metacrilato fosfórico (15-25%) trietilenoglicol dimetacrilato (TEGMA, 10-20%); sílica tratada com silano (1-5,0%); persulfato de sódio (1-5,0%). Catalisador: pó de vidro (55-65%); dimetacrilato substituído (20-30%); P-toluenosulfonato (<2,0%); sílica tratada com cálcio (1-5,0%); silano de hidróxido de sódio (<2,0%).	Dual, química e fotopolimerização
RelyX Temp NE	<i>RXTNE</i>	3M ESPE, St Paul, MN, EUA	1:1, pasta-pasta (0,06/0,06 g)	Base: óxido de zinco (80-90%); óleo mineral branco (5-15%); petrolato (1-5,0%). Catalisador: Rosin, produtos reativos com ácido acrílico (60-70%);	Ácido-base

4.2 MÉTODO

De acordo com a proposição, este estudo foi dividido em duas etapas a fim de se avaliar o efeito de diferentes variáveis sobre a resistência à tração de infraestruturas cimentadas sobre pilares de implante. Na primeira etapa (item 4.2.1), os efeitos da altura do pilar, da composição do cimento e da ciclagem térmica foram avaliados. Na segunda etapa (item 4.2.2), os efeitos da composição do cimento e da ciclagem mecânica foram avaliados sob situação crítica de reabsorção óssea simulada e altura do pilar reduzida.

4.2.1. Confecção dos corpos-de-prova para avaliar os efeitos da altura do pilar, da ciclagem térmica e da composição do cimento sobre a resistência à tração das infraestruturas cimentadas.

4.2.1.1 Obtenção dos pilares com diferentes alturas

Para avaliar a influência da altura do pilar sobre a retenção das infraestruturas, duas diferentes alturas dos pilares de titânio com término pré-definido (Pilar Estético Adaptável) foram utilizadas. Para isso, pilares de titânio com 10 mm de altura foram seccionados em seu terço oclusal para a obtenção das alturas de 6,0 e 4,0 mm. Para a secção dos pilares foram utilizados dispositivos metálicos (Figura 1), discos de carborundum e micromotor elétrico (Marathon, Talmax, Coréia). O primeiro grupo foi composto por pilares com redução oclusal de 4,0 mm, e o segundo por pilares com redução de 6,0 mm (Figura 2). A altura obtida foi mensurada com paquímetro digital (Mitutoyo, Suzano, SP, Brasil) com precisão de $\pm 0,01$ mm.

Após conferência da secção, os análogos foram individualmente posicionados em prensas manuais de forma aleatorizada e pareados aos pilares para a aplicação do torque de 32 N.cm, por meio da utilização de torquímetro digital (Instrutherm, São Paulo, SP, Brasil). Para isso, o conjunto análogo/pilar foi posicionado em mesa centralizadora para que o torque fosse aplicado seguindo o longo eixo dos parafusos e pilares.

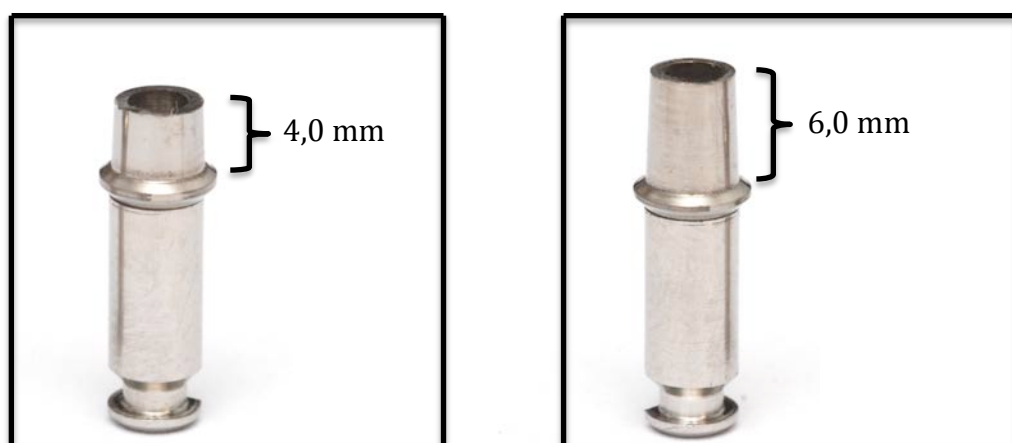
Em seguida, o acesso ao parafuso de fixação do pilar foi obliterado com resina composta (Fermit N, Ivoclar Vivadent Inc, Amherst, NY, EUA)⁶⁴ fotoativada

durante 40 segundos (Fotopolimerizador XL 3000, 3M-ESPE, St. Paul, MN, Estados Unidos).

Figura 1 - Dispositivos metálicos utilizados para a padronização da secção dos pilares.



Figura 2 - Análogos de implantes com hexágono interno conectados, respectivamente, a pilares de titânio com 4,0 e 6,0 mm de altura.



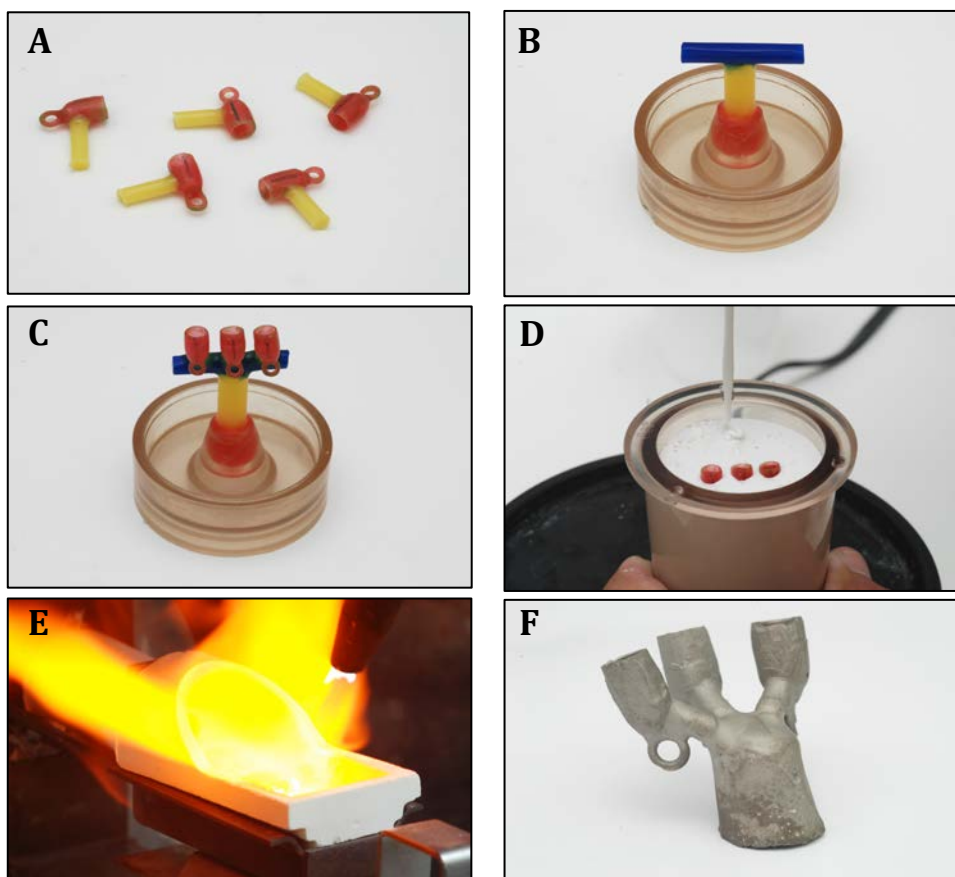
4.2.1.2 Obtenção das infraestruturas metálicas

Após a obliteração do acesso ao parafuso de fixação, realizado no mesmo nível das paredes metálicas em toda a circunferência do pilar, cada pilar foi aliviado, em suas paredes axiais, com duas camadas de espaçador para gesso (True Spacer, Talladium do Brasil, Curitiba, PR, Brasil). As infraestruturas foram confeccionadas em cera para incrustações metálicas (Schuler, Dental Ulm, Alemanha) sobre os pilares aliviados. Os padrões de cera receberam alças de cera na superfície oclusal (Cerafix, Pradópolis, SP, Brasil) que possibilitaram a realização dos ensaios de resistência à tração.

Um conduto de alimentação (Cerafix Manufatura e Comércio de Ceras para Moldes Ltda, Pradópolis, SP, Brasil) foi unido ao vértice do cone formador de cadinho de tal modo que os padrões de fundição em cera se localizem a 10 mm das paredes laterais e a 10 mm da extremidade livre do anel de fundição (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG, Pforzheim, Alemanha). Após o posicionamento dos padrões de fundição no interior do anel de silicone, líquido umectante anti-bolhas (Surfacer, Polidental, São Paulo, São Paulo) foi borrifado sobre os padrões de fundição e, após sua secagem, a base formadora de cadinho foi acoplada ao anel de fundição para a inclusão em revestimento fosfatado (Heat Shock, Polidental, São Paulo, SP, Brasil), na proporção de 100 g de pó para 25 mL de líquido, espatulado a vácuo (Espatulador Turbo Mix, E.D.G. Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil). Após 20 minutos do vazamento do revestimento, o bloco de revestimento foi removido da base formadora de cadinho, sendo levado ao forno de fundição (EDG, São Carlos, SP, Brasil) a 760 °C para eliminação da cera.

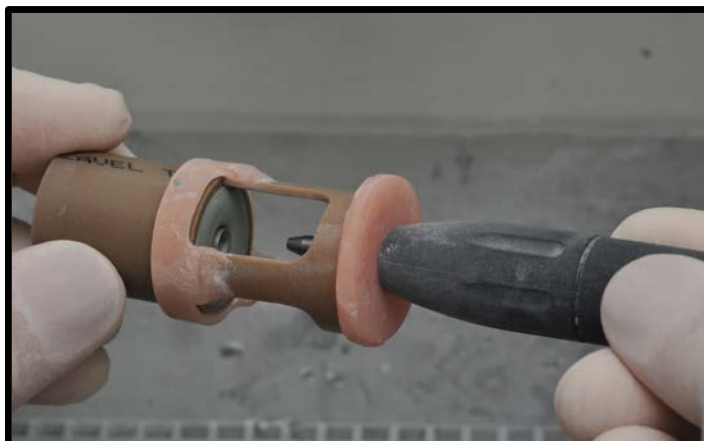
O cadinho foi removido do forno, posicionado na centrífuga e pastilhas de liga à base de Co-Cr (Wirobond 280, Bego, Bremen, Alemanha) foram fundidas, por meio de maçarico gás/oxigênio, e injetadas no interior do bloco de fundição. A obtenção do aspecto da liga em seu ponto de liquefação determinou o momento no qual a mesma foi injetada no interior do molde obtido. Após o processo de fundição, o bloco de revestimento foi resfriado lentamente sobre bancada à temperatura ambiente para, em seguida, ser realizada a desinclusão das infraestruturas metálicas (Figura 3. A-F).

Figura 3 - A- Padrões de cera para fundição; B- Conduto de alimentação e base formadora de cadinho; C- Padrões de cera unidos ao vértice formador de cadinho; D- Inclusão do conjunto em revestimento fosfatado; E- Fundição e F- Infraestruturas metálicas após desinclusão do revestimento.



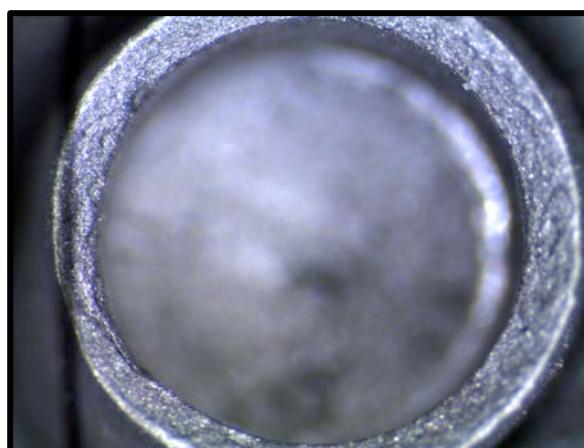
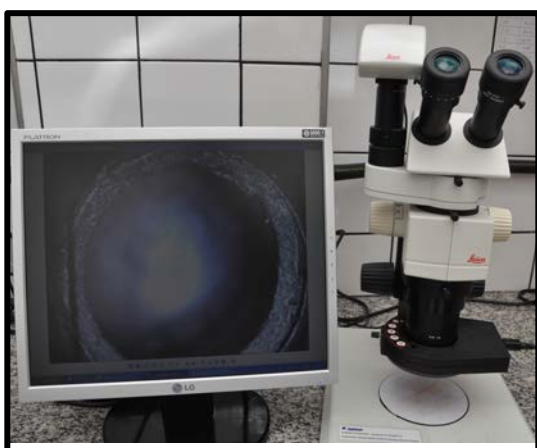
Os condutos de alimentação foram removidos por meio da utilização de micromotor elétrico (Marathon, Talmax, Coréia) e discos de carborundum. A limpeza da superfície interna das infraestruturas metálicas foi realizada a partir do jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 μm (Polidental, Cotia, SP, Brasil), realizado com a ponta do microjateador (Basic Classic; Renfert, GmbH, Hilzingen, Alemanha) localizada a 10 mm de distância da superfície cervical das infraestruturas metálicas, durante 10 segundos e com pressão de 2,8 bar (Figura 4).

Figura 4 - Jateamento das infraestruturas.



Posteriormente, as infraestruturas foram inspecionadas com aumento de 25x em lupa estereoscópica modelo M80 (Leica Microsystems Ltda, Heerbrugg, Suíça) utilizando o programa Leica Application Suite EZ (Leica Microsystems Ltda, Heerbrugg, Suíça) para verificação de possíveis irregularidades (Figura 5) que foram removidas com fresa carbide esférica nº 2 (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil). Quando se fez necessária a realização de remoção de irregularidades, as infraestruturas foram novamente submetidas ao jateamento com óxido de alumínio.

Figura 5 - Inspeção das infraestruturas em lupa estereoscópica.



Previamente à cimentação, as infraestruturas metálicas foram colocadas em cuba de ultrassom (Cristófoli, Campo Mourão, PR, Brasil) contendo álcool isopropílico durante 10 minutos para remoção de debris e agentes contaminantes e, em seguida, deixadas secar naturalmente (Figura 6).

Figura 6 - Cuba de ultrassom e infraestruturas durante secagem.



As infraestruturas de 6,0 e 4,0 mm de altura, respectivamente, podem ser observadas na Figura 7.

Figura 7 - Infraestruturas após acabamento para serem cimentadas sobre pilares de 6,0 e 4,0 mm de altura, respectivamente.



4.2.1.3 Cimentação das infraestruturas

Para a cimentação das infraestruturas metálicas foram utilizados 5 cimentos de diferentes composições (Quadro 1), proporcionados e manipulados de acordo com as recomendações dos seus respectivos fabricantes.

Os materiais (Figura 8 - A-E) foram proporcionados em massa (Tabela 1) por meio da pesagem em balança com 0,0001 g de precisão (modelo BL 210S, Sartorius, Gottingen, Alemanha)⁶⁶.

Figura 8 - A- Fosfato de zinco (FZ); B- RelyX Luting 2 (RXL2); C- C & B Cement (C&B); D- RelyX U100 (RXU100) e E- RelyX Temp NE (RXTNE).

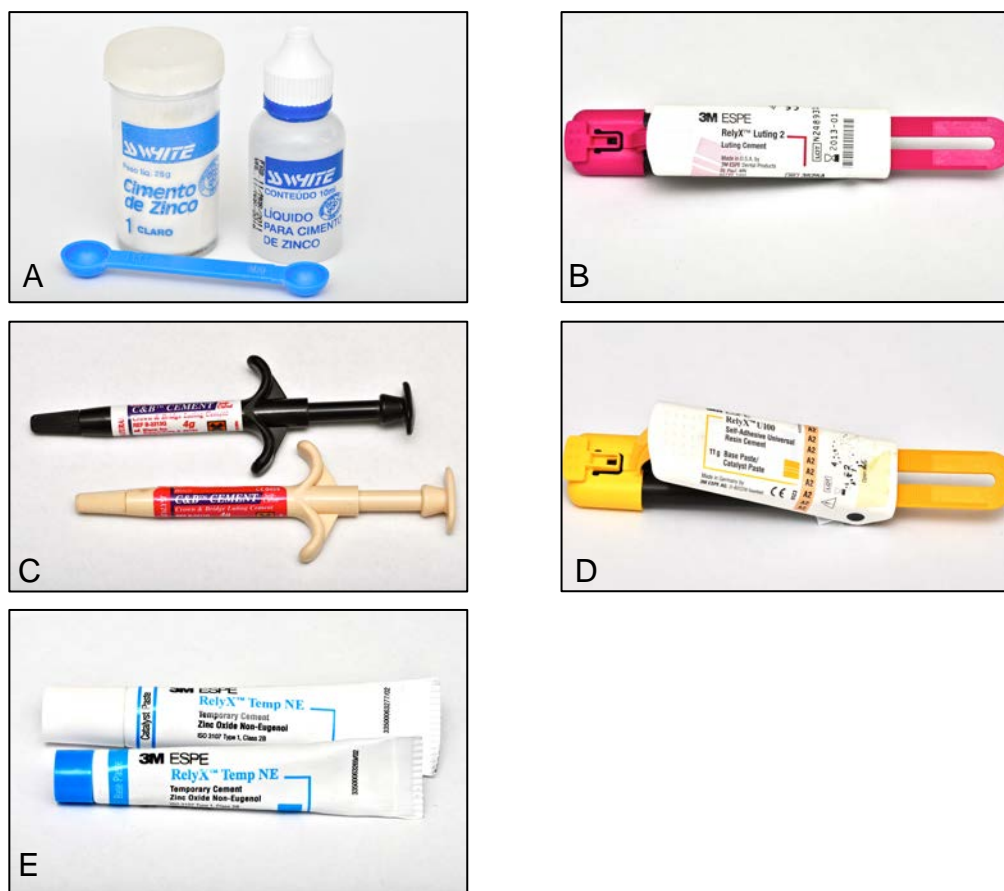


Tabela 1 - Valores de média das massas (g) dos diferentes cimentos utilizados.

	FZ ¹	FZ ²	RXL2 ³	C&B ³	RXU100 ³	RXTNE ³
Média	0,340	0,240	0,050	0,070	0,070	0,060

1- quantidade de pó; 2- quantidade de líquido; 3- quantidade utilizada de base e catalisador (1:1).

O cimento *FZ* foi proporcionado sobre placa de vidro (PR-Indústria e Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., Florianópolis, SC, Brasil) e espatulado durante 90 segundos, utilizando técnica incremental de incorporação do pó ao líquido, com espátula n.º 24 (Duflex, SS White Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil). Para os demais cimentos a manipulação consistiu na incorporação das pastas durante o tempo recomendado pelos respectivos fabricantes.

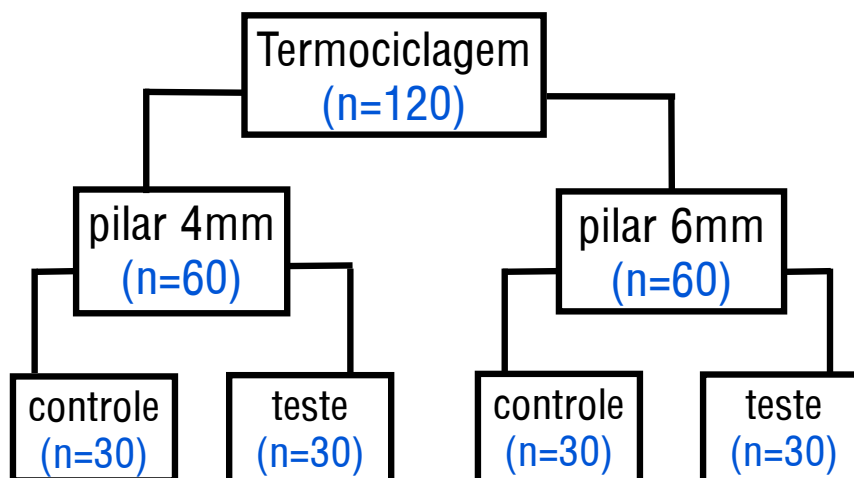
Os cimentos foram aplicados, com o auxílio de um pincel⁶⁸ (Tigre S.A., São Paulo, SP, Brasil), na superfície axial das infraestruturas metálicas que foram mantidas sobre o pilar com pressão digital durante 10 segundos. Após esse período, seguindo as recomendações da ADA nº 96³, uma massa de 5,0 kg foi aplicada por 10 minutos^{22,53,57}. Para isso, os conjuntos análogo/pilar/infraestrutura foram posicionados em dispositivo à base de acetato para, em seguida, receberem carga compressiva de 5,0 kg. O excesso de cimento ao redor dos pilares foi removido com auxílio de sonda exploradora nº 5 (EXD5BR, Hu-Friedy, Chicago, Illinois, Estados Unidos). Para as amostras cimentadas com *RXU100* realizou-se fotopolimerização por 40 segundos na região da interface de união pilar/infraestrutura, nas faces vestibular e lingual, que posteriormente foi recoberta com gel de glicerina (Oxiguard, Kuraray Co. Ltda, Osaka, Japão) durante 3 minutos. Esse gel de glicerina também foi aplicado na interface de cimentação das infraestruturas cimentadas com os materiais *C&B* e *RXL2*, evitando o contato da porção polimérica do cimento com o oxigênio.

Após a cimentação, os conjuntos análogo/pilar/infraestrutura cimentada foram posicionados em recipientes contendo saliva artificial e mantidos no interior de estufa (Fanen, São Paulo, SP, Brasil) a 37 °C durante 24 horas.

4.1.2.4 Termociclagem dos corpos-de-prova

Do total de 120 corpos-de-prova (conjunto análogo/pilar/infraestrutura cimentada), 30 conjuntos com pilares de 6,0 mm de altura e 30 conjuntos com pilares de 4,0 mm de altura foram submetidos aos ensaios mecânicos de tração imediatamente após remoção da estufa, conforme Organograma 1. Os demais corpos-de-prova foram submetidos a 10.000 ciclos térmicos previamente aos ensaios mecânicos. Durante a termociclagem, os corpos-de-prova foram submetidos a banhos de imersão em água destilada, nas temperaturas de 5,0 e $55 \pm 2,0$ °C, com duração de 30 segundos para cada temperatura, e intervalo de 5,0 segundos entre os banhos.

Organograma 1 - Distribuição dos corpos-de-prova para a termociclagem.



4.2.1.5 Ensaio mecânico de resistência à tração

Os corpos-de-prova, compostos pelo conjunto análogo do implante, pilar e infraestrutura metálica cimentada foram acoplados em dispositivo de fixação ginglemoidal na porção inferior da máquina de ensaios mecânicos servo-hidráulica MTS 810 (Material Test System, Eden Prairie, MN, USA) com finalidade de se evitar tensões durante o movimento de tração uniaxial. No travessão superior do atuador da máquina MTS 810 foi acoplada uma célula de carga de 2,5 kN, na qual foi parafusado um dispositivo que possibilitou a fixação nas alças das infraestruturas metálicas por meio de um pino passante horizontal (Figura 9). Após a fixação individual de cada corpo-de-prova, a infraestrutura foi tracionada com velocidade constante de 0,5 mm/minuto⁶⁶. A força máxima necessária para a separação do conjunto infraestrutura/pilar foi registrada em Newton (N) e, em seguida, os dados foram tabulados e submetidos aos testes de normalidade e homogeneidade de variâncias para a seleção do teste estatístico mais apropriado para a comparação entre os fatores de variação do presente estudo.

Figura 9 - Corpo-de-prova posicionado para a realização do ensaio de tração.



4.2.2 Confecção dos corpos-de-prova para avaliar o efeito da ciclagem mecânica e da composição do cimento sobre a resistência à tração das infraestruturas cimentadas

Para avaliar a influência da ciclagem mecânica e dos diferentes cimentos propostos (Quadro 1) sobre a retenção das infraestruturas, pilares de titânio com término pré-definido (Pilar Estético Adaptável) com 4,0 mm de altura foram utilizados. Para a obtenção da altura de 4,0 mm, os pilares de titânio foram seccionados conforme descrito no item 4.2.1. Em seguida, os mesmos procedimentos já descritos foram utilizados para a fixação dos pilares aos seus respectivos análogos de implante com conexão hexagonal interna.

4.2.2.1 Inclusão dos conjuntos análogo/pilar em resina epóxi

Os conjuntos análogo/pilar seccionado com 4,0 mm de altura foram incluídos em cilindros de PVC (Tigre S/A Tubos e Conexões, Rio Claro, SP, Brasil) de ½ polegada de diâmetro e 20 mm de altura (Figura 10). Para isso, cilindros de PVC foram preenchidos com resina epóxi Araldite (Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil) e deixados sobre bancada por um período de 30 minutos. Em seguida, os cilindros contendo a resina epóxi foram introduzidos em estufa a 70 °C e

mantidos durante 4 horas até a completa polimerização da resina⁶⁸ Após esse período, perfurações centrais foram realizadas na resina epóxi, de forma a se obter orifícios com diâmetro próximo ao dos análogos e profundidade que possibilitou a inclusão dos mesmos, simulando situação crítica de reabsorção óssea com 3,0 mm de exposição do módulo da crista do implante. Em seguida, os conjuntos análogo/pilar foram individualmente fixados no interior dos orifícios criados com a utilização de pequena porção de resina epóxi. Os mesmos procedimentos e períodos descritos anteriormente foram utilizados para que a polimerização final da resina epóxi fosse obtida.

Figura 10 - Conjunto análogo do implante/pilar incluído em resina epóxi.



4.2.2.2 Obtenção e cimentação das infraestruturas metálicas

As infraestruturas metálicas com 4,0 mm de altura foram obtidas e cimentadas seguindo o mesmo protocolo metodológico e os materiais descritos previamente nos itens 4.2.1.2 e 4.2.1.3.

4.2.2.3 Ciclagem mecânica dos corpos-de-prova

Do total de 60 corpos-de-prova, metade dos conjuntos análogo/pilar/infraestrutura cimentada foi submetida aos ensaios mecânicos de tração imediatamente após remoção da estufa (Organograma 2). Os demais corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica (1.000.000 de ciclos), por meio da aplicação de carga de 140 N⁵⁸, aplicada em ângulo de 30° (Figura 11) e frequência de 15 Hz, em máquina de ensaios mecânicos servo-hidráulica (MTS 810, Material

Test System, Eden Prairie, MN, USA). Em seguida, os corpos-de-prova foram submetidos aos ensaios mecânicos de resistência à tração.

Organograma 2 - Distribuição dos corpos-de-prova para ciclagem mecânica.

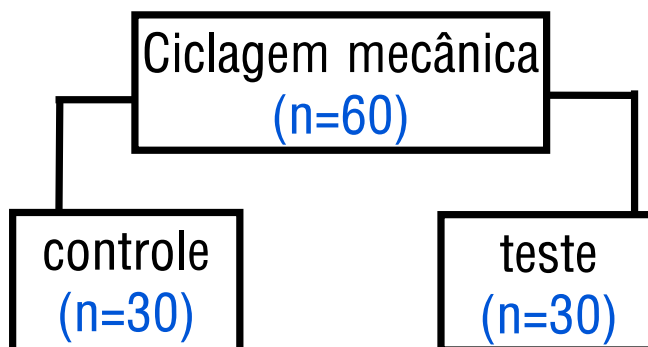
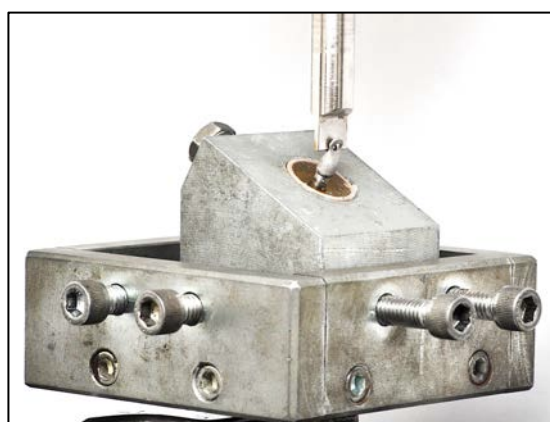


Figura 11 - Corpo-de-prova durante a realização da ciclagem mecânica.



4.2.2.4 Ensaio mecânico de resistência à tração

Para a realização dos ensaios mecânicos de tração, os corpos-de-prova foram acoplados em dispositivo de fixação ginglemoidal (Figura 12) na porção inferior da máquina de ensaios mecânicos servo-hidráulica MTS 810 com finalidade de se evitar tensões durante o movimento de tração uniaxial. No travessão superior do atuador da máquina MTS 810 foi acoplada uma célula de carga de 2,5 kN, na qual foi parafusado um dispositivo que possibilitou a fixação das alças de cada infraestrutura metálica por meio de um pino passante horizontal (Figura 13). Após a fixação individual de cada corpo-de-prova, a infraestrutura foi tracionada com

velocidade constante de 0,5 mm/minuto, sendo a força máxima necessária para a separação do conjunto infraestrutura/pilar registrada em Newton (N). Os dados foram tabulados e submetidos aos testes de normalidade e homogeneidade de variâncias para a seleção do teste estatístico mais apropriado para a comparação entre os fatores de variação do presente estudo.

Figura 12 - Dispositivo com componente ginglemoidal para apreensão e centralização dos corpos-de-prova.



Figura 13 - Corpo-de-prova durante a realização do ensaio mecânico de tração.



4.2.3 Forma de análise dos resultados

As análises estatísticas foram realizadas com auxílio do programa de computador IBM SPSS Statistics versão 20 (IBM Corporation, Armonk, NY, EUA).

Os dados de resistência à tração para os fatores de variação *Cimento*, *Altura do pilar* e *Tratamento (Termociclagem)* foram submetidos ao teste de homogeneidade de variância de Levene. Em seguida, empregou-se a análise de variância a três critérios (3-way ANOVA), com nível de significância de 5,0 %, para

detectar se havia influência dos fatores de variação, bem como de suas interações, sobre a resistência máxima à tração produzida pelos diferentes grupos experimentais. Com base nos resultados do teste de homogeneidade de variância, empregou-se o teste de Dunnett, também em nível de 5,0 % de significância, para avaliar esses efeitos e comparar as médias aos pares.

Os dados de resistência à tração para os fatores de variação *Cimento* e *Ciclagem mecânica* foram submetidos, respectivamente, aos testes de homogeneidade de variância e normalidade, de Levene e Shapiro-Wilk. Os resultados (N) dos ensaios de tração foram avaliados estatisticamente empregando-se a análise de variância a dois critérios (2-way ANOVA). Com base nos resultados do teste de homogeneidade de variância, empregou-se o teste Tukey HSD, em nível de 5,0 % de significância, para avaliar os efeitos e comparar as médias aos pares.

5 RESULTADO

5.1 Resistência à tração na força máxima de ruptura para os fatores de variação *Altura do pilar, Tratamento (Termociclagem) e Cimento.*

O resumo da análise de variância e o resultado do teste para avaliação da homogeneidade de variância (Levene) são dados na Tabela 2, onde se pode observar o efeito significativo para *Altura do pilar* ($p < 0,001$), *Tratamento* ($p < 0,001$), *Cimento* ($p < 0,001$) e para as interações *Cimento X Altura do pilar* ($p < 0,001$) e *Altura do pilar X Tratamento* ($p = 0,002$) sobre a resistência máxima à tração. Com base nos resultados do teste de homogeneidade de variância, empregou-se o teste de Dunnett, em nível de 5,0 % de significância, para avaliar esses efeitos e comparar as médias de resistência aos pares.

Tabela 2 - Resumo da análise de variância relativa aos valores de resistência à tração na força máxima de ruptura para os diferentes fatores de variação.

Efeito	GL	Média quadrática	F	p
Cimento (C)	4	197339,872	45,352	<0,001
Altura do pilar (A)	1	216812,905	49,827	<0,001
Tratamento (T)	1	150111,695	34,498	<0,001
Interações				
C*A	4	32646,925	7,503	<0,001
C*T	4	10604,691	2,437	0,052
A*T	1	45683,836	10,499	0,002
C*A*T	4	4598,717	1,057	0,382
Resíduo	100	4351,276		

Homogeneidade de variâncias: $p = 0,001$ (Levene)

Tabela 3 - Valores de média e desvio-padrão (\pm) de resistência máxima à tração para a interação *Cimento x Altura do pilar* e resultados do teste de Dunnett.

	4,0 mm	6,0 mm
FZ	225,95 (66,32) A ^a	309,45 (65,42) AB ^a
RXL2	229,01 (53,65) A ^a	438,92 (166,08) A ^b
C&B	155,13 (61,41) AB ^a	212,28 (83,58) B ^a
RXU100	195,97 (56,41) A ^a	253,54 (93,97) AB ^a
RXTNE	83,91 (23,67) B ^a	100,85 (20,42) C ^a

Letras maiúsculas iguais, no sentido vertical, e minúsculas iguais, no sentido horizontal, indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si ($p \geq 0,05$).

A partir da interpretação da Tabela 3 pode-se verificar que os cimentos finais *FZ*, *RXL2*, *C&B* e *RXU100* apresentaram comportamento estatisticamente semelhante entre si ($p \geq 0,05$) para os pilares de 4,0 mm. O cimento preliminar *RXTNE* apesar de não apresentar valores elevados de resistência à tração, apresentou resistência estatisticamente igual ($p \geq 0,05$) ao cimento *C&B* nessa condição experimental. Quando foram utilizados os pilares de 6,0 mm de altura, nenhuma diferença estatisticamente significativa ($p \geq 0,05$) foi observada entre os materiais *FZ*, *RXL2* e *RXU100*. O material *C&B* produziu resultados estatisticamente semelhantes ($p \geq 0,05$) aos cimentos *FZ* e *RXU100*, inferiores a *RXL2* e superiores a *RXTNE* ($p < 0,05$). A altura do pilar somente influenciou os resultados obtidos com o material *RXL2*, que apresentou aumento ($p < 0,05$) em seus resultados de resistência à tração com aumento na altura do pilar.

Tabela 4 - Valores de média e desvio-padrão (\pm) de resistência máxima à tração para a interação *Altura do pilar x Tratamento* e resultados do teste de Dunnett.

	Sem termociclagem	Termociclagem
4,0 mm	162,14 (64,35) B ^a	193,85 (83,60) B ^a
6,0 mm	208,13 (116,97) B ^a	317,89 (154,95) A ^b

Letras maiúsculas iguais, no sentido vertical, e minúsculas iguais, no sentido horizontal, indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si ($p \geq 0,05$).

Pode-se afirmar, a partir da interpretação da Tabela 4, que quando a influência do fator material de cimentação é descartada, somente há diferença estatisticamente significativa entre os valores de resistência produzidos pelas diferentes alturas dos pilares nos grupos submetidos à termociclagem. Nesses grupos, os pilares de 6,0 mm possibilitaram a obtenção de resultados maiores de resistência à tração ($p < 0,05$). No grupo controle, ambas as alturas produziram resultados estatisticamente semelhantes entre si ($p \geq 0,05$). Os pilares com altura de 6,0 mm propiciaram aumento significativo ($p < 0,05$) nos valores de resistência à tração após termociclagem, aspecto não observado para os pilares com 4,0 mm de altura.

5.2 Resistência à tração na força máxima de ruptura para os fatores de variação Tratamento (Ciclagem mecânica) e Cimento.

O resumo da análise de variância e o resultado do teste para avaliação da homogeneidade de variância (Levene) são apresentados na Tabela 5, onde se pode observar o efeito significativo para todos os fatores de variação isolados, bem como para sua interação ($p < 0,0001$) sobre a resistência à tração. Com base nos resultados do teste de homogeneidade de variância, empregou-se o teste de Tukey HSD, em nível de 5,0 % de significância, para avaliar esses efeitos e comparar as médias de resistência aos pares.

Tabela 5 - Resumo da análise de variância relativa aos valores de resistência à tração na força máxima de ruptura para os diferentes fatores de variação.

Efeito	GL	Média quadrática	F	p
Cimento (C)	4	24983,808	16,532	<0,0001
Ciclagem Mecânica (T)	1	36692,890	24,279	<0,0001
Interação C*T	4	12552,608	8,306	<0,0001
Resíduo	50	1511,272		

Homogeneidade de variâncias: $p = 0,195$ (Levene)

Tabela 6 - Valores de média e desvio-padrão (\pm) de resistência à tração para a interação Cimento x Tratamento e resultados do teste complementar de Tukey HSD.

	Sem Ciclagem Mecânica	Ciclagem Mecânica
<i>FZ</i>	201,38 \pm 39,45 A ^a	185,65 \pm 33,17 A ^a
<i>RXL2</i>	217,20 \pm 69,62 A ^a	101,89 \pm 32,31 BC ^b
<i>C&B</i>	122,63 \pm 35,85 BC ^a	142,38 \pm 38,07 AB ^a
<i>RXU100</i>	174,98 \pm 50,44 AB ^a	131,06 \pm 27,58 AB ^a
<i>RXTNE</i>	94,51 \pm 27,26 C ^a	40,27 \pm 16,94 C ^a

Letras maiúsculas iguais, no sentido vertical, e minúsculas iguais, no sentido horizontal, indicam valores de médias estatisticamente iguais entre si ($p \geq 0,05$).

A partir da interpretação da Tabela 6 pode-se verificar que os materiais *FZ* e *RXL2* produziram valores de resistência à tração estatisticamente semelhantes ($p \geq 0,05$) ao material *RXU100* no grupo controle. Em ambos os grupos experimentais o cimento resinoso autoadesivo *RXU100* produziu valores semelhantes ($p \geq 0,05$) ao *C&B* e superiores ($p < 0,05$) ao cimento preliminar *RXTNE*. Não houve diferença ($p \geq 0,05$) nos resultados do grupo controle entre os materiais *C&B* e *RXTNE*. Após ciclagem mecânica, *FZ* produziu resistência à tração semelhante ($p \geq 0,05$) aos cimentos *C&B* e *RXU100* e superior ($p < 0,05$) a *RXL2* e *RXTNE*. Os materiais *C&B* e *RXU100* produziram resultados semelhantes ($p \geq 0,05$) a *RXL2* e superiores ($p < 0,05$) a *RXTNE*. Não houve diferença significativa ($p \geq 0,05$) entre os valores produzidos por *RXL2* e *RXTNE* após ciclagem mecânica.

6 DISCUSSÃO

No presente estudo, a influência da altura do pilar sobre a retenção das infraestruturas foi dependente das variáveis utilizadas, como composição do cimento e envelhecimento térmico. Resultados superiores de retenção foram obtidos com os pilares de 6,0 mm, quando o material *RXL2* foi utilizado, ou quando as infraestruturas cimentadas foram submetidas à ciclagem térmica; resultados provavelmente relacionados à maior reação de presa ou polimerização dos materiais, associada à elevada temperatura (55 °C) durante os ciclos.

Os valores de resistência à tração encontrados neste estudo para infraestruturas cimentadas com fosfato de zinco foram semelhantes aqueles encontrados em estudos anteriores^{9,22,63,64}. Além disso, esses estudos podem ser comparados ao estudo de Pattanaik, Nagda⁶⁵, o qual verificou a resistência à tração de infraestruturas em liga de Ni-Cr cimentadas sobre dentes naturais preparados com 4,0 mm de altura de remanescente dental. Em um estudo prévio recente, Pinelli et al.⁶⁶ compararam os valores de retenção à tração de infraestruturas metálicas cimentadas com cinco cimentos. O valor encontrado para o fosfato de zinco foi de 343,56 N, sendo esse elevado valor atribuído ao embricamento micromecânico entre a infraestrutura e a superfície do pilar. Outra possível explicação para os elevados resultados obtidos com o cimento *FZ* seria sua alta capacidade de molhamento⁷¹ e, conseqüentemente, aumento no contato e embricamento com as superfícies de união.

Sheets et al.⁷⁴ relataram que os cimentos finais como o fosfato de zinco, ionômero de vidro e ionômero de vidro modificado por resina estão no topo da lista em retenção proporcionada. Porém, Mansour et al.⁵³ verificaram que a retenção proporcionada pelos cimentos pode ser variável, tendo observado que o fosfato de zinco produziu resultados similares de retenção a um cimento preliminar à base de óxido de zinco e eugenol e inferiores a um ionômero de vidro modificado por resina. Resultados similares foram observados para o cimento preliminar *RXTNE* utilizado no presente estudo que, em determinadas situações, produziu resultados equivalentes aos cimentos finais *C&B* e *RXL2*. Apesar disso, o material *RXTNE* produziu a menor retenção na maioria das comparações entre os grupos experimentais,

sendo esses dados concordantes com a literatura. Seus valores numéricos de retenção se aproximam dos valores obtidos com cimentos preliminares em outros estudos. Pan et al.⁶⁴ observaram valores de 36,6 N para o cimento *Temp Bond* e de 40,8 N para o cimento preliminar sem eugenol *Temp Bond NE*. Akça et al.² encontraram valores de retenção entre 40,6 e 81,6 N, na dependência do pilar utilizado, enquanto o valor de 56 N foi registrado por Maeyama et al.⁵². A justificativa desses materiais apresentarem baixa resistência à tração pode ser elucidada pelo fato de apresentarem partículas grandes em sua composição, o que afeta negativamente a força de retenção pelo aumento em seu coeficiente de contração, além de apresentarem maior solubilidade em relação aos outros tipos de cimento⁸². Dessa forma, os resultados observados para o material *RXTNE* condizem com a literatura, em que esse tipo de cimento apresenta baixos resultados de resistência à tração^{53,57,75}. Sua inferior resistência à tração pode ser explicada pela característica de suas partículas, que apresentam grande área de superfície, baixo coeficiente de expansão e maior solubilidade em relação aos cimentos finais⁸². Assim como nos estudos de Cano-Batalha et al.¹², o cimento de óxido de zinco sem eugenol *RXTNE* apresentou os menores valores de retenção com a utilização de pilares com 6,0 mm de altura. Apesar disso, nos pilares de 4,0 mm de altura esse material produziu resultados semelhantes ao agente de cimentação final *C&B*; aspecto positivo possivelmente associado por uma maior influência da área de união por embricamento mecânico na interface de união do que em relação à força adesiva ou coesiva do próprio material.

A utilização de cimentos resinosos, assim como em outros estudos^{7,57,58,82,87}, confirmou a capacidade retentiva desses agentes de cimentação em reter infraestruturas metálicas sobre implantes. O cimento resinoso autoadesivo de polimerização dual (*RXU100*) possui afinidade química com óxidos metálicos²⁷, presentes tanto na superfície do pilar, quanto da infraestrutura, o que pode ter contribuído para os seus elevados resultados de retenção. Apesar da fotopolimerização poder otimizar a dureza e rigidez de cimentos resinosos²⁵ esse fator tem pouca importância quando próteses com infraestrutura metálica são cimentadas. A fotopolimerização realizada para o material *RXU100*, mesmo que atuante na interface cervical de cimentação, provavelmente pouco influenciou os resultados obtidos. Assim, as diferenças

entre os resultados devem ter sido influenciadas pela quantidade de polimerização química produzida pelos materiais resinosos e pelo cimento ionomérico modificado por resina.

No presente estudo, o ionômero modificado *RXL2* produziu elevada resistência à tração, demonstrando retenção satisfatória, independentemente da altura do pilar utilizada. Esses resultados são corroborados por outros estudos^{18,75} incluindo os recentes achados de Cano-Batalha et al.¹², em que o cimento ionomérico modificado por resina *Dentocem* apresentou resultados superiores aos cimentos *Dentotemp* (acrílico uretano sem eugenol) e *RelyX Temp NE* (óxido de zinco sem eugenol) em todas as condições avaliadas.

Attar et al.⁷ avaliaram a resistência à flexão, o módulo de elasticidade, a radiopacidade e o pH de cinco tipos cimentos: fosfato de zinco (*Flecks*), ionômero de vidro convencional (*Fuji I*), ionômero de vidro modificado por resina (*RelyX Vitremer luting cement*), dois cimentos resinosos com ativação dual (*Calibra* e *RelyX ARC*) e outro quimicamente ativado (*Crown & Bridge – C&B*). Os cimentos resinosos apresentaram resistência à flexão (64 a 97 MPa) maior que os demais materiais avaliados (7 a 27 MPa). Dentre os agentes resinosos, o quimicamente ativado apresentou menor resistência à flexão (64 a 81 MPa) do que o dual (83 a 97 MPa). Os resultados deste estudo mostraram que o cimento resinoso *C&B* apresentou, no grupo controle sem ciclagem mecânica, valores de resistência à tração inferiores aos do *FZ* e *RXL2*, que não são cimentos resinosos e similares aos do *RXTNE*; resultados provavelmente relacionados à polimerização incompleta do material no período em que foi submetido aos ensaios mecânicos. Resultados similares foram encontrados em outro estudo⁶⁶, em que um cimento resinoso final (*RelyX ARC*) produziu valores de retenção iguais a um cimento preliminar (*Temp Bond*). Os autores atribuíram esse achado à ausência de mecanismos adicionais de adesão ao metal neste cimento resinoso. Adicionalmente e similarmente ao presente estudo, a superfície lisa dos pilares metálicos utilizados, sem tratamento, pode ter contribuído para os valores obtidos.

Michalakis et al.⁵⁸ demonstraram que a ciclagem térmica é um fator importante na redução das propriedades de retenção de cimentos preliminares. Neste estudo, os valores de resistência à tração para a interação *Altura do Intermediário X Termociclagem* mostraram que os pilares de 6,0 mm

permitiram a obtenção de maior retenção em relação aos pilares de 4,0 mm após termociclagem. Esse fato provavelmente está associado ao comprometimento da resistência de união na interface de cimentação, mais significativo nos pilares de 4,0 mm devido à menor superfície de união disponível para embricamento mecânico.

O envelhecimento mecânico é uma forma relevante e alternativa de se avaliar a fadiga de materiais, sendo possível simular condições inerentes à cavidade oral e à função mastigatória. Tem sido sugerido que a aplicação de ciclagem mecânica com 5.000.000 de ciclos simula aproximadamente 5 anos de um material em função¹⁷. Gratton et al.²⁹ estimam que um indivíduo realiza 10⁶ ciclos mastigatórios por ano, com base em 3 episódios de mastigação por dia, cada um com duração de 15 minutos, e frequência de 60 ciclos mastigatórios por minuto. Apesar disso, Dudley et al.²⁴ relataram que o aumento da quantidade de ciclos mecânicos compressivos não provocou diferença significativa em relação à retenção de infraestruturas cimentadas em pilares de implantes Straumann *synOcta*, mas sim pelo tipo de cimento utilizado. Os autores observaram que o *Ketac Cem*, mesmo sendo um cimento ionomérico convencional, e o *Temp Bond NE*, um cimento preliminar sem eugenol, não apresentaram diferenças entre suas médias de retenção após ciclagem mecânica. Esses resultados diferem do presente estudo em relação ao material *RXL2*, provavelmente devido à alteração das propriedades mecânicas do cimento de ionômero de vidro ao longo do tempo, devido a fatores como comprometimento das ligações cruzadas tardias¹⁴. Tem sido verificado que sua resistência é aumentada após 3 meses, devido ao processo tardio de ligação em cadeia, o que pode melhorar suas propriedades mecânicas^{7,82}.

Em determinadas condições experimentais os resultados do presente estudo corroboram a filosofia de alguns autores^{24,82} em utilizar cimentos preliminares na cimentação final de próteses sobre implantes⁶⁹. Por outro lado, outras condições devem ser verificadas para uma melhor indicação do tipo de cimento a ser utilizado, tais como o paralelismo entre as paredes axiais dos pilares, a área de superfície, tratamento de superfície dos pilares, além dos hábitos, padrões oclusais³¹.

7 CONCLUSÃO

Considerando as limitações desse estudo e com base nas metodologias empregadas, pode-se concluir:

1. Independentemente da altura do pilar utilizado, os cimentos de fosfato de zinco e os cimentos resinoso *RXU100* e ionomérico modificado por resina *RXL2* produziram grau de resistência máxima à tração superior;
2. Com exceção do material *RXL2*, a altura do pilar não influenciou a capacidade retentiva dos agentes de cimentação utilizados;
3. Após termociclagem, os pilares com 6,0 mm de altura produziram os maiores resultados de retenção;
4. Com exceção do cimento *RXL2*, a ciclagem mecânica não comprometeu a resistência à tração das infraestruturas metálicas;
5. Após ciclagem mecânica não houve diferença entre a resistência máxima ao deslocamento das infraestruturas cimentadas com os cimentos resinosos ou *FZ*;
6. Em algumas condições experimentais, o cimento preliminar *RXTNE* produziu retenção semelhante aos cimentos finais *C&B* e *RXL2*.

REFERÊNCIAS*

1. Abbo B, Razzoog ME, Vivas J, Sierraalta M. Resistance to dislodgement of zirconia copings cemented onto titanium abutments of different heights. *J Prosthet Dent.* 2008; 99(1): 25-9
 2. Akça K, Iplikçioğlu H, Çehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(4): 536-42
 3. American National Standards Institute; American Dental Association Standard. ADA Standard n.96: dental water-based cements: 2000 (reaffirmed 2005). Chicago: The Association; 2000.
 4. Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Piotrowski TJ. Tensile fatigue limits of prosthodontic adhesives. *J Dent Res.* 1991; 70(3): 208-10
 5. Armellini D, Bilko S, Carmichael RP, Fraunhofer JAV. Screw-retained prosthesis for Straumann implant sites with limited interocclusal clearance. *J Prosthodont.* 2006; 15(3): 198-201
 6. Assunção WG, Jorge JRP, dos Santos PH, Barão VA, Gomes EA, Delben JA. The effect of mechanical cycling and different misfit levels on vicker's microhardness of retention screws for single implant-supported prostheses. *J Prosthodont* 2011; 20(7): 523-7
 7. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent.* 2003;89 (2): 127-34
 8. Barbosa SH, Camargo FP, Andreatta Filho OD, Bottino MA. Durability of bond strength between titanium alloy and resin cement. *Cienc Odontol Bras.* 2008; 11(1): 13-8
 9. Bernal G, Okamura M, Muñoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 2003; 12(2): 111-5
 10. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent.* 1992; 68(5): 737-41
-

*De acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver. Disponível no site: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

11. Campos TN, Adachi LK, Miashiro K, Yoshida H, Shinkai RS, Tortamano-Neto P, Frigerio MLMA. Effect of surface topography of implant abutments on retention of cemented single-tooth crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010; 30(4): 409-13
12. Cano-Batalha J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Muñoz-Viveros CA, Giner-Tarrida L. Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(1): 36-41
13. Carter GM, Hunter KM, Herbison P. Factors influencing the retention of cemented implant-supported crowns. *N Z Dent J*. 1997; 93(412): 36-8
14. Cattani-Lorente MA, Godin C, Meyer JM. Mechanical behavior of glass ionomer cements affected by long-term storage in water. *Dent Mater*. 1994; 10(1): 37-44
15. Chaar MS, Att W, Sturb JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2011; 38(9): 697-711
16. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J*. 2006; 201(8): 501-7
17. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(3): 268-75
18. Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO. The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(5): 660-5
19. Covey DA, Kent DK, Germain HAS, Koka S. Effects of abutment size and luting cement type on the uniaxial retention force of implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2000; 83(3): 344-8
20. Delben JA, Gomes EA, Barão VAR, Assunção WG. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(2): 251-6
21. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999; 81(2): 135-41
22. Dixon DL, Breeding LC, Lilly KR. Use of luting agents with an implant system. Part II. *J Prosthet Dent*. 1992; 68(6): 885-90

23. Drago CJ, Lazzar, RJ. Immediate provisional restoration of Osseotite implants: a clinical report of 18-month results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(4): 534-41
24. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Aust Dent J*. 2008; 53(4): 332-9
25. El-Mowafy OM, Fenton AH, Forrester N, Milenkovic M. Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: Effects of preparation taper and height. *J Prosthet Dent*. 1996; 76(2): 524-9
26. Emms M, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR. The effects of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont*. 2007; 16(1): 3-9
27. Fawzy AS, El-Askary. Effect acidic and alkaline/heat treatments on the bond strength of different luting cements to commercially pure titanium. *J Dent*. 2009; 37(4): 255-63
28. GaRey DJ, Tjan AH, James RA, Caputo AA. Effects of thermocycling, load-cycling, and blood contamination on cement implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1994; 71(2): 124-31
29. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(1): 47-52
30. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(2): 239-46
31. Guncu MB, Cakan U, Canay S. Comparison of 3 luting agents on retention of implant-supported crowns on 2 different abutments. *Implant Dent*. 2011; 20(5): 349-53
32. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003; 89(4): 346-51
33. Henriques B, Gonçalves S, Soares D, Silva FS. Shear bond strength comparison between conventional porcelain fused to metal and new functionally graded dental restorations after thermal-mechanical cycling. *J Mech Behav of Biomed Mater*. 2012; 13: 194-205

34. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Aust Dent J*. 2011; 56 Suppl 1: 67-76
35. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am*. 2007; 51(3): 643-58
36. International Organization for Standardization. ISO 14801: dentistry – implants – dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva: ISO; 2007
37. Jivraj SA, Kim TH, Donovan TE. Selection of luting agents, part 1. *J Calif Dent Assoc*. 2006; 34(2): 149-60
38. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7(3): 353-9
39. Kaar D, Oshida Y, Andres CJ, Barco MT, Platt JA. The effect of fatigue damage on the force required to remove a restoration in a cement-retained implant system. *J Prosthodont*. 2006; 15(5): 289-94
40. Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dent Mater*. 2009; 25(11): 1426-32
41. Kaufman EG, Coelho DH, Colin L. Factors influencing the retention of cemented gold castings. *J Prosthet Dent*. 1961; 11(3): 487-502
42. Kay GW, Jablonski DA, Dogon IL. Factors affecting the seating and fit of complete crowns: a computer simulation study. *J Prosthet Dent*. 1986; 55(1): 13-8
43. Keith SE, Millier BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999; 14(3): 369-78
44. Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong KH, Wang HL. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2006; 95(6): 450-5
45. Kunt GE, Ceylan G, Yilmaz N. Effect of surface treatments on implant crown retention. *J Dent Sci*. 2010; 5(3): 131-5
46. Kurt M, Külünk T, Ural C, Külünk S, Danisman S, Savas S. The effect of different surface treatments on retention of cement retained implant supported restorations. *J Oral Implantol*. 2013; 39(1): 44-51

47. Lee CK, Karl M, Kelly J.R. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater.* 2009; 25(11): 1419-25
48. Lee YK, Lim BS, Kim CW. Mechanical properties of calcium phosphate based dental filling and regeneration materials. *J Oral Rehabil.* 2003; 30(4): 418-25
49. Lencioni KA, Menani LR, Macedo AP, Ribeiro RF, Almeida RP. Tensile bond strength of cast commercial pure titanium dowel and cores cemented with three luting agents. *J Prosthodont Res.* 2010; 54(4): 164-7
50. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 14(4): 516-20
51. Li J, Naito Y, Chen JR, Goto, T, Ishida Y, Kawano T, Tomotake Y, Ichikawa T. New glass polyalkenoate temporary cement for cement-retained implant restoration: evaluation of elevation and retentive strength. *Dent Mater J.* 2010; 29(5): 589-95
52. Maeyama H, Sawase T, Jimbo R, Kamada K, Suketa N, Fukui J, Atsuta M. Retentive strength of metal copings on prefabricated abutments with five different cements. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005; 7(4): 229-34
53. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res.* 2002; 13(4): 343-8
54. Mehl C, Harder S, Wolfart M, Kern M, Wolfart S. Retrieval of implant-retained crowns following cementation. *Clin Oral Impl Res.* 2008; 19(12): 1304-11.
55. Mehl C, Harder S, Schwarz D, Steiner M, Vollrath O, Kern M. In vitro influence of ultrasonic stress, removal force preload and thermocycling on the retrieval of implant-retained crowns. *Clin Oral Impl Res.* 2012; 23(8): 930-7
56. Mendonça G, Mendonça, DBS, Fernandes-Neto, AJ, Neves, FD. Management of fractured dental implants: A Case Report. *Implant Dent.* 2009; 18(1): 10-6
57. Michalakis KX, Pissiotis AL, Hirayama H. Cement failure loads of 4 provisional luting agents used for the cementation of implant-supported fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(4): 545-9

58. 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
59. Moscovitch MS, Saba S. The use of provisional restoration in implant dentistry: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(3): 395-9
60. Naik S, Tredwin CJ, Nesbit M, Setchell DJ, Moles DR. The effect of engaging the screw access channel of an implant abutment with a cement-retained restoration. *J Prosthodont*. 2009; 18(3): 245-8
61. Nissan J, Ghelfan O, Gross O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011; 69(7): 1934-9
62. Ongthiemsak C, Mekayarajjananonth T, Winkler S, Boberick KG. The effect of compressive cyclic loading on retention of a temporary cement used with implants. *J Oral Implantol*. 2005; 31(3): 115-20
63. 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
64. Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Retention and leakage of implant-supported restorations luted with provisional cement: a pilot study. *J Oral Rehab*. 2007; 34(3): 206-12
65. Pattanaik BK, Nagda SJ. An evaluation of retention and marginal seating of Ni-Cr alloy cast restorations using three different luting cements: an *in vitro* study. *Indian J Dent Res*. 2012; 23(1): 20-5
66. Pinelli LAP, Fais LMG, Ricci WA, Reis JMSN. Retentive strength of metal copings cemented to abutments using castor oil-based polyurethane. *J Prosthet Dent*. 2013 (In press).
67. Preiskel HW, Tsolka P. Cement- and screw-retained implant-supported prostheses; up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(1): 87-91
68. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int j Oral Maxillofac Implants*. 2006; 21(6): 929-36

69. Ramp MH, Dixon DL, Ramp LC, Breeding LC, Barber LL. Tensile bond strengths of provisional luting agents used with an implant system. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(5): 510-4
70. Rangert B, Krogh P, Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(3): 326-34. Erratum in: *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(5): 575
71. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(3): 280-301
72. Sadig WM, Al Harbi MW. Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant Dent.* 2007; 16(4): 387-94
73. Schewdhelm ER, Raigrodski AJ. A technique for locating implant abutment crews of posterior cement-retained metal-ceramic restorations with ceramic occlusal surfaces. *J Prosthet Dent.* 2006; 95(2): 165-7
74. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement selection for cement-retained crown technique with dental implants. *J Prosthodont.* 2008; 17(2): 92-6
75. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001; 16(6): 793-8
76. Sturb JR, Gerds T, Math D. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int j Prosthodont.* 2003; 16(2): 167-71
77. Tarica DY, Alvarado VM, Truong ST. Survey of United States dental schools on cementation protocols for implant crown restorations. *J Prosthet Dent.* 2010; 103(2): 68-79
78. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CHF, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23(1): 12-8
79. Uludamar A, Ozkan Y, Ozkan YK. Effects of thermocycling on the retention of various cements of one-unit and three-unit fixed implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27(3): 567-76
80. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999; 14(3): 337-41

81. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA, Reis AF. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *J Prosthet Dent.* 2009; 102(5): 306-12
82. Wahl C, França FM, Brito RB Jr, Basting RT, Smanio H. Assessment of the tensile strength of hexagonal abutments using different cementing agents. *Braz Oral Res.* 2008; 22(4): 299-304
83. White SN, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(1): 28-31
84. Wiskott HW, Nicholls JI, Besler UC: The effect of tooth preparation height and diameter on the resistance of complete crowns to fatigue loading. *Int J Prosthodont.* 1997; 10(3): 207-15
85. Wolfart M, Wolfart S, Kem M. Retention forces and seating of discrepancies of implant-retained castings after cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21(4): 519-25
86. Yap AUJ. Resin-modified glass ionomer cements: a comparison of water sorption characteristics. *Biomaterials.* 1996; 17(19): 1897-900
87. Yoshida K, Tanagawa M, Atsuta M. In vitro solubility of three types of resin and conventional luting cements. *J Oral Rehabil.* 1998; 25(4): 285-91

Autorizo a reprodução deste trabalho
(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 28 de março de 2013.

Bruna Fernandes Moreira Alfenas