



**UNESP – UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA**



CIBELE OLIVEIRA DE MELO ROCHA

**INFLUÊNCIA DA INCLINAÇÃO DAS CÚSPIDES, TIPO DE
RETENÇÃO E ENVELHECIMENTO MECÂNICO NA
RESISTÊNCIA À FRATURA DE COROAS METALOCERÂMICAS
SOBRE IMPLANTES**

Araraquara

2015



**UNESP – UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA**



CIBELE OLIVEIRA DE MELO ROCHA

**INFLUÊNCIA DA INCLINAÇÃO DAS CÚSPIDES, TIPO DE
RETENÇÃO E ENVELHECIMENTO MECÂNICO NA
RESISTÊNCIA À FRATURA DE COROAS METALOCERÂMICAS
SOBRE IMPLANTES**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para título de mestre em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

Araraquara

2015

Rocha, Cibele Oliveira de Melo

Influência da inclinação das cúspides, tipo de retenção e envelhecimento mecânico na resistência à fratura de coroas metalocerâmicas sobre implantes / Cibele Oliveira de Melo Rocha .-- Araraquara: [s.n.], 2015.

74 f. ; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

1. Prótese dentária fixada por implante 2. Resistência de materiais 3. Coroas 4. Envelhecimento I. Título

CIBELE OLIVEIRA DE MELO ROCHA

INFLUÊNCIA DA INCLINAÇÃO DAS CÚSPIDES, TIPO DE
RETENÇÃO E ENVELHECIMENTO MECÂNICO NA RESISTÊNCIA
À FRATURA DE COROAS METALOCERÂMICAS SOBRE
IMPLANTES

COMISSÃO JULGADORA

DISSERTAÇÃO PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE

Presidente e Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

2º examinador: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Junior

3º examinador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Araraquara, 31 de julho de 2015

DADOS CURRICULARES

CIBELE OLIVEIRA DE MELO ROCHA

NASCIMENTO: 15/08/1986

Natal/RN

FILIAÇÃO:

Gerson Oliveira da Rocha

Maria Teresa Ferraz de Melo Rocha

2007-2011

Curso de Graduação em Odontologia

Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN)

2012 – 2013

Curso de Especialização em Prótese Dentária

Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas (APCD Araraquara)

2013 – 2015

Curso de Especialização em Implantodontia

Associação Brasileira de Odontologia (ABO Araraquara)

2013 – 2015

Curso de Mestrado – Área de Prótese

Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral

Faculdade de Odontologia de Araraquara

Universidade Estadual Paulista – UNESP

DEDICATÓRIA

À minha família

Por ser a base para que tudo isso se tornasse realidade

Ao meu noivo, meu amor, amigo e companheiro, Diogo Longhini

Pelo amor puro que compartilhamos

Ao querido amigo e orientador João Neudenir Arioli Filho

Pelos ensinamentos e por toda a confiança depositada em mim.

AGRADECIMENTOS

À Deus

Por guiar os meus passos e iluminar os meus caminhos,
por não me deixar fraquejar e desistir nos momentos tão difíceis,
por me dar força e me fazer acreditar em cada sonho.

Aos meus pais Gerson Oliveira da Rocha e Maria Teresa Ferraz de Melo Rocha

Por serem meu alicerce,
por acreditarem nos meus sonhos e me ajudarem a realizá-los,
por todos os ensinamentos,
pelas renúncias e obstáculos superados para nos oferecerem a melhor educação possível,
pelo amor incondicional.

À minha querida irmã Cintia

Por ser um porto seguro, me acolher, me proteger e me segurar a mão em todos os momentos de dificuldade,
por compartilhar os momentos de felicidade,
pelo espelho que é e sempre foi na minha vida.

Ao meu noivo Diogo Longhini

Por todo o amor,
pela enorme paciência com o meu jeito de ser,
pela paz que posso sentir ao seu lado,
por dividir comigo cada momento dessa caminhada e nunca soltar a minha mão.

Ao querido orientador João Neudenir Arioli Filho

Pelo afeto e amizade ao longo desses anos,
por todos os ensinamentos tão preciosos que levarei por uma vida inteira,
pelo exemplo de professor.

Aos meus sogros Geraldo Longhini e Cristina Longhini

Por todo o acolhimento,

por preencherem um pouco do vazio deixado pela saudade da família.

Ao amigo e colega de pós-graduação Rodrigo de Paula Pereira

Pela convivência, parceria e amizade ao longo desses três anos,
por toda a ajuda na realização desse trabalho.

À amiga e colega de pós-graduação Mariana de Almeida Basílio

Por tornar possível a finalização desse trabalho e dividir comigo os momentos mais difíceis da sua execução,
pelo sorriso no rosto em todas as idas à faculdade durante as madrugadas e fins de semana.
Pela motivação e ensinamentos de pesquisa.

Ao professor José Maurício dos Santos Nunes Reis

Pela grande ajuda com os ensaios laboratoriais e análise estatística desse trabalho

Aos colegas de turma de Mestrado, Raphael, Aion, Livia, Cláudia, Élen, Leticia e Taisa

Pela amizade e convivência,
por dividirem as experiências e aprendizados.

Aos professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

Pelo acolhimento na instituição e por participarem do meu crescimento nessa importante etapa da formação,
pelas aulas ministradas e por todas as sugestões cuidadosamente dadas em cada seminário.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese

Pela dedicação ao nosso ambiente de trabalho e estudo.

Aos funcionários da sessão de Pós-graduação

Pela dedicação e disponibilidade,
pela simpatia em todos os atendimentos.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa de sua diretora, Profa. Dra. Andréia Affonso Barretto Montandon e de sua vice-diretora, Profª. Drª. Elaine Maria Sgavioli Massucato

Por me permitir construir importante parte da vida profissional nesta instituição.

À Coordenação da Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, representada pela coordenadora Profª. Drª. Ana Cláudia Pavarina

Pela dedicação oferecida em busca de um programa de pós-graduação de excelência.

À FAPESP (Processo: 2013/01119-1) e à CAPES,

Pelo fundamental apoio financeiro concedido.

Muito obrigada.

“Todas as vitórias ocultam uma abdicação”

Simone de Beauvoir

Rocha COM. Influência da inclinação das cúspides, tipo de retenção e envelhecimento mecânico na resistência à fratura de coroas metalocerâmicas sobre implantes [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.

RESUMO

O objetivo do estudo foi avaliar a influência da inclinação das cúspides, do tipo de retenção e do envelhecimento mecânico na resistência à fratura de coroas metalocerâmicas implanto-suportadas. Para o ensaio estático utilizou-se seis grupos (n=10): coroas cimentadas com cúspide de inclinação padrão (CIP) de 33° ou cúspides de inclinação reduzida (CIR) de 20°, parafusadas com o orifício de acesso ao parafuso (OAP) não-restaurado com CIP ou CIR e parafusadas com OAP restaurado com CIP ou CIR. Para o efeito do envelhecimento, 4 grupos foram utilizados (n=20): cimentadas com CIP ou CIR; e parafusadas com OAP não-restaurado com CIP ou CIR, em que 50 % das amostras de cada grupo foram cicladas mecanicamente previamente ao ensaio estático. Coroas de um segundo molar inferior foram confeccionadas sobre análogos de implante hexágono externo 5.0 (Biomet 3i, West Palm Beach, FL). O ensaio estático foi realizado aplicando-se força até a fratura da porcelana e para o efeito do envelhecimento, a ciclagem foi realizada (1 x 10⁶; 125 N; 10Hz) antes do ensaio de resistência máxima à fratura. Após análise estatística observou-se que as médias de resistência à fratura apresentaram efeito significativo para Forma de Retenção (FR) e Inclinação de cúspide (IC) ($p < 0,01$). Para FR apenas as coroas parafusadas não apresentaram diferenças estatísticas entre si ($p > 0,05$), porém ambas apresentaram valores estatisticamente menores do que as cimentadas. Para IC, CIP apresentaram menores valores de resistência à fratura. Após o envelhecimento mecânico foi observado efeito significativo somente para os fatores isolados Forma de Retenção e Inclinação de cúspide ($p < 0,01$), com melhores resultados para coroas cimentadas e CIR, respectivamente. O fator Envelhecimento Mecânico ($p = 0,659$) não apresentou efeito significativo. Diante dos resultados, conclui-se que isoladamente, a forma de retenção e o tipo de inclinação das cúspides apresentam influência na resistência à fratura de coroas MC, sendo coroas cimentadas e inclinação de cúspides reduzidas fatores mecanicamente mais resistentes frente a uma carga estática e carga cíclica. O envelhecimento mecânico não apresentou efeito significativo na resistência a fratura das amostras utilizadas.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implante, Resistência de materiais, Coroas, Envelhecimento

Rocha COM. Influence of cusp inclination, type of retention and mechanical aging on fracture strength of the implant-supported metal-ceramics crowns [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.

ABSTRACT

The aim of this study was evaluate the influence of cusp inclination, type of retention and mechanical aging on fracture strength of implant-supported metal-ceramic (MC) single crowns. To static test, six groups were used (n=10): cemented crowns with 33° standard cusp inclination (SCI) or with 20° reduced cusp inclination (RCI), screwed crowns with screw access hole (SAH) not restored with SCI or RCI and screwed crowns with SAH restored with SCI or RCI. To test aging effect, 4 groups were used (n=20): cemented with SCI or RCI; and screw-retained with SAH not restored with SCI or RCI, in which 50% of specimens of each group were submitted to mechanical aging previously to static test. Crowns of a lower second molar were made on the analog implant external hexagon 5.0 (Biomet 3i, West Palm Beach, FL). The cycling (1.10⁶; 125N; 10Hz) will be performed before the fracture resistance test. The static test was performed in a universal testing machine EMIC DL2000, with load application until porcelain failure. After statistical analysis it was observed that the mean fracture resistance of porcelain showed significant effect ($p<0.01$), to type of retention (TR) and cusp inclination (CI), respectively. To TR, screwed crowns did not show statistical differences ($p>0.05$), however, both two showed statistically lower values than cemented. To CI, crowns with SCI showed lower values of fracture resistance. After mechanical aging, TR and CI showed significant effect ($p<0.01$), with better results to cemented crowns and RCI, respectively. The factor mechanical aging did not show significant effect ($p=0.659$). According to these results, it was concluded that alone, type of retention and the cusp inclination showed influence on fracture resistance of MC crowns, being cemented crowns and reduced cusps mechanically more resistant against a static and cyclic load. The mechanical aging had no significant effect on fracture resistance of the groups used. Keywords: Dental prosthesis implant-supported, Material resistance, Crowns, Aging.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	REVISÃO DE LITERATURA	17
3	PROPOSIÇÃO	41
4	MATERIAL E MÉTODO	42
4.1	Grupos experimentais	42
4.2	Confecção e montagem dos espécimes	42
4.2.1	Preparo das amostras dos grupos 1-4 (personalização dos pilares).....	45
4.2.2	Preparo das amostras dos grupos 5 e 6 (personalização dos pilares).....	47
4.2.3	Inclusão dos análogos e fixação das coroas parafusadas e pilares das coroas cimentadas.....	48
4.2.4	Selamento do orifício de acesso ao parafuso das coroas dos grupos 3 e 4 (parafusadas com orifício selado).....	49
4.2.5	Cimentação das coroas dos grupos 5 e 6 (cimentadas).....	51
4.3	Ensaio mecânico de resistência máxima à fratura da porcelana	52
4.4	Ciclagem mecânica	52
4.5	Microscopia eletrônica de varredura	54
4.6	Análise estatística	54
5	RESULTADO	56
6	DISCUSSÃO	63
7	CONCLUSÃO	68
	REFERÊNCIAS	69

1 INTRODUÇÃO

Devido aos resultados promissores encontrados na literatura para tratamentos protéticos com prótese sobre implante, seu uso tem sido amplamente aceito, seja para reabilitações múltiplas ou unitárias³². A evolução nas superfícies e nos desenhos dos implantes, bem como nos componentes protéticos, técnicas e materiais odontológicos tem aumentado as possibilidades e expectativas de se realizar um tratamento bem-sucedido, funcional e estável⁵⁰.

Assim, próteses metalocerâmicas implanto-suportadas são frequentemente utilizadas em tratamentos de pacientes parcialmente desdentados⁴², podendo ser retidas por cimento ou parafuso^{13,15,25,42}. As próteses cimentadas apresentam algumas vantagens como ajuste passivo, estética oclusal e simplicidade de execução de técnica^{29,42}. A passividade ocorre devido a camada de cimento compensar possíveis discrepâncias dimensionais entre o pilar e a prótese, atuando como um amortecedor, transferindo cargas uniformemente ao complexo prótese-implante-osso^{25,51}. Também pode-se citar sua melhor estética oclusal pela ausência de um orifício para a passagem do parafuso na porcelana.

No entanto, as próteses cimentadas, em caso de necessidade, são dificilmente removidas sem danos a sua estrutura. Assim, a reversibilidade torna-se a principal vantagem das próteses parafusadas^{13,15,16,25,42}, graças ao orifício na superfície oclusal da coroa para acessar o parafuso de retenção^{2,15,16,29}. Esta característica permite a remoção da prótese, tornando mais fácil a avaliação da higiene oral do paciente e a sondagem do tecido peri-implantar⁶. Além do mais, facilita reparos e reaperto do parafuso⁴⁴. No entanto, necessitam de um posicionamento mais preciso do implante, para que o orifício de acesso ao parafuso do pilar localize-se em regiões adequadas⁴⁴, que não comprometa a anatomia, estética e oclusão.

Sailer et al.³⁶, através de uma revisão sistemática por meta-análise, observaram que as próteses parafusadas apresentaram mais problemas técnicos como afrouxamento do parafuso, fratura do parafuso e fratura da porcelana. No entanto, no mesmo estudo, mais complicações biológicas foram observadas para as próteses cimentadas, como perda do implante e perda óssea marginal maior que 2 mm durante 5 anos de observação.

Outros estudos ainda apontam que as próteses parafusadas exibiram menores complicações técnicas e biológicas de uma maneira geral⁵⁰. Sherif et al.³⁸ concluíram que

não há diferença estatística significativa entre próteses parafusadas e cimentadas no que diz respeito a taxas de complicações como perda do implante ou da coroa, afrouxamento do parafuso, falha de cimentação e fratura da porcelana, concordando com os estudos de Nedir et al. ²⁷. Em relação à saúde e qualidade do tecido mole periimplantar, alguns autores concluíram que o tipo de retenção não apresentou influência direta ^{8,44}, assim como no comportamento clínico do osso marginal periimplantar ⁴⁴.

Na literatura, muitos trabalhos relatam que a porcelana das próteses parafusadas demonstra menor resistência à fratura que àquelas das cimentadas ^{2,13,15,29,42,51} porque o orifício de acesso ao parafuso (OAP) representa uma interrupção da continuidade da cerâmica, podendo influenciar diretamente na resistência à fratura ^{15,42}, uma vez que o diâmetro médio do orifício é em torno de 2,5 a 3 mm dependendo do tamanho do dente a ser substituído ⁴².

Em próteses parafusadas, o orifício de acesso ao parafuso de retenção deve ser selado com resina composta de forma que este procedimento seja durável, funcional e tenha adequado selamento marginal e estética oclusal ⁴⁹. A ausência de selamento do orifício de acesso ao parafuso em uma prótese parafusada sobre implante leva, significativamente, a mais fraturas do que próteses parafusadas sobre implante com o orifício selado ¹⁶. Na literatura, vários materiais são utilizados no interior do OAP para proteger o parafuso de fixação, como por exemplo, bolinhas de algodão ^{2,4,22,26,31,41,48}, fita de politetrafluoretileno ²⁶, guta-percha ^{24,26,31,41}, compósitos resilientes ^{4,41,48} e elastômeros de moldagem ^{4,10,16,26,31,41,49}. Porém não há um padrão universal quanto ao material que deve ser utilizado para esta finalidade ^{2,15,37}. Segundo Moráquez e Belser ²⁶, a bolinha de algodão possivelmente permite uma melhor condensação e, conseqüentemente, um maior suporte à resina composta de selamento.

A influência de outros fatores na resistência à fratura de revestimentos cerâmicos em próteses implanto-suportadas foram investigadas, como a localização do orifício de acesso ao parafuso, no centro ou 1 mm deslocado do centro da superfície oclusal ⁴², a composição do orifício, se de metal ou porcelana, o estreitamento da mesa oclusal ²⁹ e o tipo de cimento utilizado em restaurações cimentadas ³⁷, mas nenhum desses fatores mostrou diminuir a resistência à fratura das próteses parafusadas ou cimentadas implanto-suportadas.

A literatura é escassa de estudos sobre a influência da inclinação de cúspide nessa resistência à fratura. Em coroas implanto-suportadas as fraturas geralmente originam da superfície oclusal e a tensão está relacionada com a complexidade das restaurações

oclusais³⁹. Em dentes naturais posteriores inclinações íngremes de cúspides são consideradas um problema, visto serem fatores predisponentes para a incidência de fraturas²⁰. Embora haja diferenças entre coroas de dentes naturais e coroas protéticas em relação a geometria interna e a composição, acredita-se que a anatomia oclusal também possa afetar a resistência à fratura de coroas protéticas, seja sobre implantes ou sobre dentes.

Normalmente, estudos relacionando a influência da inclinação das cúspides na sobrecarga dos implantes^{11,17,20,35,46,47} podem ser encontrados. Alguns estudos mostram que a configuração oclusal e a inclinação das cúspides em próteses implanto-suportadas desempenham um importante papel na transmissão de forças e na relação tensão-deformação entre a prótese e o osso. A inclinação das cúspides pode aumentar as forças laterais quando cargas verticais são aplicadas nas superfícies oclusais¹¹. Weinberg⁴⁷ investigou algumas variantes clínicas relacionadas a sobrecarga em implantes e pôde observar que um aumento de 10 graus na inclinação das cúspides resultava em um aumento de 30% em média no momento de flexão. A redução dessa inclinação é um dos princípios biomecânicos utilizados para garantir o sucesso a longo prazo do tratamento com implantes³⁵.

No entanto, os profissionais clínicos e técnicos em prótese dentária frequentemente não observam fatores como a inclinação de cúspide, visto que a escolha por uma geometria ideal depende de necessidades clínicas do paciente, como a anatomia oclusal da dentição antagonista e adjacente, por exemplo, e das habilidades e preferência do técnico laboratorial. É importante conhecer a respeito da biomecânica das coroas para indicar as melhores soluções, garantindo um tratamento reabilitador com maior sucesso a longo prazo.

Outra informação relevante diz respeito a escassez de estudos na literatura comparando a resistência à fratura de próteses parafusadas e cimentadas após envelhecimento, como foi realizado o estudo de Oliveira et al.²⁹, em que próteses cimentadas apresentaram os melhores resultados de resistência após ciclagem. No estudo de Karl et al.¹⁵, um maior número de fraturas foi verificado nas próteses parafusadas após ciclagem mecânica. Os ensaios de fadiga são importantes ferramentas para avaliar a performance/desempenho mecânico de próteses submetidas a condições de aplicação dinâmica de carga, simulando a solicitação mecânica uma estrutura em função do tempo.

De acordo com os dados presentes acredita-se que as coroas cimentadas apresentem melhor comportamento quando comparadas as coroas parafusadas. Em

relação as coroas parafusadas, é esperado que aquelas que apresentam o orifício de acesso ao parafuso restaurado mostrem melhor comportamento do que as sem restauração. Porém, devido à falta de dados consistentes na literatura acerca da relação entre a inclinação das cúspides e a resistência das coroas, assim como uma possível metodologia utilizada, a importância desse estudo em tentar esclarecer esse aspecto é relevante.

Diante disso o objetivo foi avaliar a influência da inclinação das cúspides na resistência a fratura das coroas metalocerâmicas unitárias implanto-suportadas antes e após envelhecimento mecânico.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Em 1990, Khera et al.¹⁸ avaliaram cúspides funcionais e não-funcionais de dentes posteriores superiores e inferiores em quatro diferentes parâmetros: (1) largura vestibulo-lingual, (2) ângulo de inclinação de cúspide, (3) espessura do esmalte, e (4) ângulo de inclinação da junção amelodentinária. As medidas realizadas nas cúspides estabeleceram diferenças que podem explicar a frequência de fratura. No estudo os autores observaram que todas as cúspides funcionais foram significativamente maiores em dimensões vestibulo-lingual do que as cúspides não-funcionais, com exceção dos pré-molares superiores, onde cúspides não-funcionais foram significativamente maiores do que cúspides funcionais. Na opinião dos autores é inteiramente possível que a incidência de fratura não pode ser relacionada ao fato de as cúspides serem funcionais ou não-funcionais. A cúspide que é menor e mais fraca inerentemente pode ser mais propensa a incidência de fraturas por causa de seu tamanho. A angulação da cúspide desempenha um papel crítico no potencial de fratura e na incidência de fraturas de cúspides. Este estudo determinou que as cúspides não-funcionais de molares e cúspides funcionais dos pré-molares superiores tiveram inclinação mais íngreme do que as cúspides que fraturaram com menor frequência. Estes parâmetros de cúspides funcionais e não-funcionais sugerem que a anatomia de cúspide tem uma relação com o seu potencial de fratura.

Em 1991, Chiche e Pinault⁶ discutiram em seu trabalho os princípios que regem as restaurações fixas posteriores implanto-suportadas. Segundo os autores, a necessidade de pilares parafusados e o diâmetro estreito de implantes em forma de raiz ditam protocolos de tratamento adicionais que ultrapassam o âmbito da prótese convencional. Para eles, restaurações cimentadas oferecem simplicidade e um melhor controle da morfologia, mas só podem ser consideradas se a remoção ou reversibilidade da restauração não estiverem previstas, diferentemente das restaurações parafusadas, que permitem a reversibilidade, mas necessitam de centralização do parafuso de fixação dentro da anatomia oclusal. Quando o implante está desalinhado, problemas axiais são resolvidos com copings angulados, personalizados ou infraestruturas duplas. Um espaço interoclusal limitado e o posicionamento do implante podem ditar restaurações de dentes posteriores, a seleção de um pequeno pilar ou pilar não-segmentado, ou a sobreposição das coroas sobre os tecidos moles. A seleção do pilar final é melhor realizada com um enceramento diagnóstico e com restaurações provisórias antecipando o tratamento final.

Em resumo, os autores defendem que próteses parciais fixas implanto-suportadas posteriores são parcialmente baseadas em princípios protéticos convencionais estabelecidos: enceramento diagnóstico, restauração provisória, a transferência do coping e a matriz de indexação. Uma análise cuidadosa das condições de estresse de carga permitirá escolher racionalmente a simplicidade de restaurações cimentadas ou a segurança das próteses parafusadas.

Weinberg ⁴⁶, em 1993, descreveu os princípios da distribuição de força aplicada ao diagnóstico e tratamento de próteses implanto-suportadas. Para ele, a distribuição de força com os dentes naturais depende de micromovimentos induzidos pelo ligamento periodontal. A localização e a inclinação da cúspide do dente alteram qualitativamente o padrão de força. Implantes osseointegrados não devem ter micromovimentos associados a distribuição de forças; e alterações na localização dos dentes e na inclinação das cúspides limitam a sobrecarga nos implantes.

Kaukinen et al.¹⁷, em 1996, utilizaram um método para aplicar forças verticais quantificadas a uma substância alimentar e registraram as forças e tensões transmitidas através de espécimes com desenho oclusal com cúspides de inclinação 33° graus e 0° para simular uma prótese implanto-suportada e o osso de suporte. Uma série de 5 ciclos mastigatórios foram aplicados para cada espécime com uma máquina de ensaios universal. Os dados foram analisados para comparar (1) forças necessárias para causar a ruptura inicial do alimento, (2) força máxima de ruptura aplicada antes do término do ciclo, e (3) tensão máxima registrada por medidores de tensão ao nível do osso. A força de ruptura inicial para os espécimes sem cúspides foram 50% menores que para os espécimes cuspidados ($p=0,006$). Não foram encontradas diferenças significativas entre as forças de ruptura máxima e máxima tensão (valores de p 0,744 e 0,315, respectivamente). O resultado desse estudo piloto indicou que a configuração oclusal e a angulação das cúspides para próteses implanto-retidas desempenham um papel importante na transmissão da força e na relação de tensão-deformação no osso.

Um problema comum encontrado com implantes unitários é o afrouxamento do parafuso do pilar protético. Cavazos e Bell ⁴, em 1996, descreveram um procedimento para evitar que o parafuso do pilar em implantes unitários sofra afrouxamento. Para prótese sobre implante parafusada sem inclinação, o procedimento consiste na confecção de cavidades na parede interna do pilar bem acima do parafuso. Em seguida, o parafuso do pilar é apertado com torque digital máximo, aguardando-se 5 minutos para retorque. Uma seringa com agulha calibre 30 é utilizada dentro do orifício do parafuso, para atuar

como uma saída de ar. Uma seringa com polivinilsiloxano de consistência leve é carregada e este é injetado no orifício do parafuso, enquanto a outra seringa aspira concomitantemente, garantindo que o material de moldagem leve entre nas retenções e na cabeça do parafuso. Antes da presa do material, uma bolota de algodão é posicionada no topo do mesmo e condensado com condensador para amálgama. Para selamento da cavidade, compósitos temporários são utilizados, como a resina Fermit (Ivoclar Vivadent Inc., Amherst, N. Y.). Em caso de prótese sobre implante cimentada com pilares angulados, cavidades na parede interna do pilar bem acima do parafuso são confeccionadas. O parafuso passa por torque digital máximo e após cinco minutos passa por novo torque. Então, o compósito Fermit fotopolimerizável é colocado na cabeça do parafuso, permitindo que o material flua nos entalhes do parafuso e nas retenções. Fotopolimeriza-se por 30 segundos. Então, a restauração é cimentada com cimento provisório. Esta técnica é relativamente simples e forneceu excelentes resultados. O procedimento permite fácil acesso ao parafuso quando necessário.

Hebel e Gajjaro ¹³, em 1997, discutiram como a utilização de próteses implanto-suportadas parafusadas ou cimentadas pode influenciar dramaticamente na oclusão e na estética, sendo essencial que todo profissional compreenda essas diferenças ao fazer a escolha do mecanismo de fixação das próteses implanto-suportadas. Os autores concluíram que a oclusão e a estética não devem ser descartadas arbitrariamente, através da utilização de parafusos para conseguir recuperabilidade. Com o intenso aumento das taxas de sobrevivência de implantes dentários, a questão da recuperabilidade assume uma menor importância. A manipulação adequada das próteses implanto-suportadas cimentadas prevê recuperabilidade sem comprometer a oclusão, estética e distribuição de tensões nos componentes protéticos e interface osso-implante.

Williamson ⁴⁹, em 2000, apresentou uma técnica para restaurar próteses parafusadas: Injetar polivinil siloxano, ou PVS, no orifício de acesso ao redor da cabeça do parafuso e no hexágono e empurrar a superfície oclusal do PVS com um condensador para assegurar que nenhum ar seja retido entre o material e o parafuso. Após isso, abrasionar as paredes do orifício de acesso ao parafuso com jato de de óxido de alumínio com 25 a 50 µm durante 2 a 4 segundos. Essa microabrasão cria retenção micromecânica, remove a contaminação da superfície e aumenta a molhabilidade da superfície. Em seguida, aplica-se uma resina opaca no assoalho e nas paredes do orifício de acesso ao parafuso, utilizando um agente de união apropriado. A resina opaca é utilizada pela maior facilidade caso necessite ser removida, pois permite diferenciar a borda externa da resina

composta e a proximidade iminente da parede metálica da prótese. Finalmente, coloca-se um compósito híbrido no orifício de acesso e contorna com um instrumento de plástico que tem uma extremidade para contornos e uma outra extremidade para condensação. Retira-se o excesso de material até a oclusão do paciente está devidamente ajustada e a anatomia oclusal está devidamente estabelecida. Depois segue-se com o polimento da superfície do compósito com fresas de polimento adequadas. O autor defende que esta técnica utiliza materiais encontrados na maioria dos consultórios e proporciona um tratamento de qualidade com um prognóstico a longo prazo semelhante aos pequenos compósitos oclusais posteriores. Esta técnica também pode ser utilizada para coroas implanto-suportadas com porcelana oclusal e para o selamento de acesso endodôntico.

Guichet et al.¹², em 2000, estudaram a passividade de adaptação e discrepâncias marginais de próteses sobre implante parafusadas e cimentadas através de um modelo fotoelástico de um arco mandibular parcialmente desdentado posterior com 3 implantes parafusados. As aberturas marginais bucal e lingual foram medidas com um microscópio antes da cimentação ou torqueamento do parafuso. Nenhuma diferença estatisticamente significativa na adaptação desses diferentes designs foi encontrada. O torqueamento do parafuso causou uma redução na abertura marginal ($p < 0,5$). A abertura com as coroas cimentadas foi similar antes e depois da cimentação. A avaliação fotoelástica das coroas mostrou que as cimentadas exibiram distribuição de estresse de forma mais homogêneo que as parafusadas.

Em 2001, Weinberg⁴⁷ discutiu uma nova abordagem chamada biomecânica terapêutica, que utiliza cinco possíveis procedimentos corretivos que podem ser usados em conjunção para reduzir a carga no implante. Esses procedimentos são os seguintes: (1) uma oclusão cruzada (para reduzir o deslocamento horizontal do implante); (2) a cabeça (hexágono) do implante deve ser colocada o mais próximo possível da linha média da restauração; (3) pilar angulado ou personalizado reangulado; (4) baixas inclinações de cúspides; e (5) modificação da anatomia oclusal. O autor explica que para cada 10° de aumento da inclinação de cúspide, existe um aumento médio de 30% na produção de torque. Esta foi a maior variação na produção de torque encontrado nas 4 variantes clínicas. Sendo assim, segundo o autor, o primeiro passo para diminuir a carga no implante é a redução da inclinação da cúspide.

Adabo et al.¹, em 2003, avaliaram o conteúdo de partículas inorgânicas e a resistência à flexão de novos compósitos condensáveis para dentes posteriores em comparação aos compósitos híbridos convencionais. A determinação do teor de partículas

inorgânicas foi realizada através da pesagem de um compósito polimerizado antes e após a eliminação da fase orgânica. O teor volumétrico das partículas foi determinado por um método prático, baseado no princípio de Arquimedes, que calcula o volume do compósito e das suas partículas, medida em ar e em água. A resistência à flexão em 3 pontos foi avaliada de acordo com a norma ISO 4049:1988. Os resultados mostraram o seguinte conteúdo de carga: Alert, 67,26%, Z-100, 65,27%; Filtek P 60, 62,34%; Ariston pHc, 64,07%; Tetric Ceram, 57,22%; Definite, 54,42%; Solitaire, 47,76%. No ensaio de resistência à flexão, os materiais apresentaram ordem decrescente de resistência: Filtek P 60 (170,02 MPa) > Z-100 (151,34 MPa) > Tetric Ceram (126,14 MPa) = Alerta (124,89 MPa) > Ariston pHc (102,00 MPa) = Definite (93,63 Mpa) > Solitaire (56,71 MPa). Os autores concluíram que novos compósitos condensáveis para dentes posteriores apresentam uma concentração de partículas inorgânicas semelhantes às de resinas híbridas, mas não necessariamente apresentam resistência à flexão superior.

Michalakis et al.²⁵, em 2003, fizeram um estudo para comparar próteses implanto-suportadas parafusadas e cimentadas. Os autores compararam vantagens, desvantagens e limitações dos dois sistemas e, de acordo com eles, é importante entender a influência do mecanismo de retenção sobre vários aspectos clínicos em prótese sobre implante. Para os autores, as próteses parafusadas prejudicam o estabelecimento de uma oclusão ideal, pois o orifício de acesso ao parafuso de fixação representa uma porção significativa da mesa oclusal. Os contatos oclusais mesmo que direcionados sobre a resina de selamento não permanecem estáveis, pois a resina se desgasta. Os autores também citaram que a coloração acinzentada do selamento do orifício do parafuso é difícil de ser mascarada, prejudicando a estética. Foi citado também que a dificuldade de reversibilidade é uma desvantagem das próteses cimentadas, mas que pode ser compensada pela utilização de cimentos provisórios.

Ozcan³⁰, em uma revisão em 2003, chegou a conclusão que restaurações metalocerâmicas são amplamente utilizados em odontologia com um elevado grau de sucesso. A fratura das facetas de cerâmica, como resultado da função oral ou trauma não é um problema incomum na prática clínica. Embora essas fraturas não significam necessariamente o fracasso da restauração, o processo de substituição é caro e demorado e, portanto, continua a ser um problema clínico. Fraturas na região anterior representam um problema estético, mas quando elas ocorrem na região posterior, a mastigação também pode ser afetada. As complexidades do ambiente oral e topografia variada da superfície de restaurações dentárias tornam difícil definir com precisão a magnitude e o

modo de estresses que precipitam uma fratura clínica e pesquisas laboratoriais não podem reproduzir essas variáveis e complexidades do ambiente oral. Estudos clínicos indicam que a prevalência de fraturas cerâmicas variam entre 5 e 10% com mais de 10 anos de uso e que a falha mecânica de uma prótese dentária ocorre depois de um certo número de anos de serviço. Portanto, restaurações protéticas normalmente não falham como consequência de um único episódio de aplicação stress, mas sim como o efeito cumulativo de um grande número de pequenas cargas.

Em 2004, Torrado et al.⁴², compararam a resistência à fratura de coroas sobre implante do tipo parafusadas e cimentadas e avaliaram se a redução da mesa oclusal e o deslocamento da localização do orifício de acesso interferem na resistência à fratura dessas coroas. Foram confeccionadas 40 coroas metalocerâmicas, divididas igualmente em 4 grupos: coroas parafusadas com largura vestibulo-lingual da superfície oclusal de 5,0 mm e orifício de acesso ao parafuso no centro da superfície oclusal (grupo 1); coroas parafusadas com largura vestibulo-lingual da superfície oclusal de 5,0 mm e orifício de acesso ao parafuso deslocado 1,0 mm do centro da superfície oclusal em direção à cúspide vestibular (grupo 2); coroas cimentadas tendo a largura vestibulo-lingual da superfície oclusal de 5,0 mm (grupo 3); coroas cimentadas com redução da largura da superfície oclusal para 4,0 mm (grupo 4). O ensaio de resistência à fratura foi realizado em máquina de ensaios universal (RT/50, MTS Systems Corp, Eden Prairie, Minn), com carga compressiva de 500 Kg sobre a superfície oclusal das coroas a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados mostraram que as coroas parafusadas apresentaram menor resistência à fratura que as cimentadas. Além disso, não houve diferenças entre os grupos 1 e 2 e entre os grupos 3 e 4, concluindo os autores que a redução da superfície oclusal e o deslocamento do orifício de acesso ao parafuso não interferiram na resistência à fratura das coroas metalocerâmicas sobre implante.

Vigolo et al.⁴³, em 2004, tiveram como objetivo em seu estudo clínico controlado prospectivo comparar coroas unitárias implanto-suportadas e parafusadas acompanhadas por 4 anos de avaliação, incluindo avaliações dos níveis de osso marginal peri-implantar, parâmetros de tecido mole peri-implantar, e complicações protéticas. Os 12 pacientes selecionados da população atendida no Departamento de Implantodontia da Universidade de Padova apresentavam edentulismo unitário bilateral na região de canino/pré-molar/molar com adequada largura óssea, similar altura óssea nos locais de implante, e uma oclusão que permitia o estabelecimento de contatos oclusais fossa/cúspide idênticos. Cada paciente recebeu 2 implantes idênticos (1 em cada local desdentado). Um deles foi

aleatoriamente selecionado para ser restaurado com coroa implanto-suportada cimentada, e o outro com parafusada. Dados dos níveis de osso peri-implantar marginal e parâmetros de tecido mole foram coletadas 4 anos após a colocação do implante e analisados para determinar se havia uma diferença significativa em relação ao método de retenção (cimentada versus parafusada). Todos os pacientes completaram o estudo. Todos os 24 implantes sobreviveram, resultando em uma taxa de sucesso de 100%. Análise estatística revelou que não houve diferença significativa entre os 2 grupos em relação aos níveis de osso peri-implantar marginal e parâmetros de tecido mole. Esses dados sugerem que a escolha entre retenção por cimento ou parafuso para restaurações implanto-suportadas unitárias provavelmente não é baseada em resultados clínicos, mas principalmente na preferência do clínico.

Preiskel e Tsolka³⁴, em 2004, fizeram um estudo retrospectivo e investigaram os resultados do tratamento ao longo de 10 anos de um novo design protético em prótese sobre implantes que utiliza uma combinação de prótese parafusada e cimentada. Foram examinados dados clínicos de 78 próteses implanto-suportadas. Cada prótese constituída, pelo menos, de um elemento parafusado e uma ou mais unidades telescópicas cimentadas. Cento e vinte e quatro pilares parafusados e 161 pilares cimentados foram empregados. Entre os implantes colocados, cinco foram perdidos antes do carregamento da prótese e 4 (1,4%) foram perdidos aproximadamente 14 meses após o carregamento. Oito (2,8%) parafusos de pilares foram reapertados e um parafuso protético de ouro fraturou após 1372 dias, sendo substituído. Nenhum desalojamento acidental de qualquer prótese ocorreu. Os autores concluíram que a facilidade de recuperabilidade, aliada com a segurança do assentamento e a excelente aparência, faz com que a combinação de próteses cimentada e aparafusada seja valiosa em prótese de implante.

Chee e Jivraj⁵, em 2006, escreveram um trabalho sobre as vantagens e desvantagens de coroas sobre implante parafusadas e cimentadas sob o ponto de vista da estética, recuperabilidade, retenção, colocação do implante, passividade, provisórios, oclusão, carga imediata, procedimentos de moldagem e plano de tratamento a longo prazo. Embora não haja uma clara vantagem de um tipo de retenção sobre o outro, os autores concluíram que o uso da retenção por parafuso é o método preferido para próteses sobre implantes. Porém, há situações em que a retenção de cimento não pode ser evitada e será o método utilizado.

Itinoche et al.¹⁴, em 2006, apresentaram um estudo com objetivo de avaliar o efeito da ciclagem mecânica na resistência à flexão biaxial de dois materiais cerâmicos

densamente sinterizados. Para o estudo, discos de 15 milímetros de diâmetro e 1,2 milímetros de espessura de zircônia (In-Ceram Zircônia) e de alumina (Procera AllCeram) foram fabricados de acordo com as instruções dos fabricantes. As amostras de cada material cerâmico foram testadas quanto à resistência à flexão, com ou sem ser submetidas a ciclagem mecânica (20.000 ciclos sob carga de 50 N, imersas em água destilada a 37 °C) numa máquina de ensaios universal (1 mm / min). Os dados foram analisados estatisticamente utilizando ANOVA a dois critérios e teste de Tukey. Os autores encontraram que as amostras de alumina revelaram valores de resistência à flexão significativamente mais elevadas sem e com ciclagem mecânica do que aqueles de zircônia ($P < 0,05$). A ciclagem mecânica diminuiu os valores de resistência à flexão tanto para alumina quanto para zircônia, mas não foi estatisticamente significativa ($p > 0,05$).

Nedir et al.²⁷, em 2006, avaliaram as complicações protéticas em 236 pacientes tratados com 528 implantes em um período de 8 anos. A amostra do estudo incluiu 55 overdentures (OD) e 265 próteses parciais fixas (PPF). Duzentos e trinta e uma PPFs foram cimentadas e 34 fixadas com parafuso. O tipo e a frequência dos incidentes em próteses foram observados, incluindo complicações e ajustes. A análise estatística foi realizada utilizando o teste qui-quadrado para identificar fatores de risco associados com as complicações. Depois desse período, 1 abutment fraturou e 2 afrouxaram-se, levando a uma taxa de sucesso no componente do implante de 99,2%. Pacientes com próteses removíveis tiveram mais complicações do que os com fixas (66% versus 11,5%), sendo a diferença significativa ($p < 0,001$). Próteses fixas posteriores tiveram mais complicações que as anteriores (11% versus 0%), contudo, a diferença não foi significativa ($P = 0,16$). As taxas de complicações para próteses cimentadas e retidas a parafuso não obtiveram diferenças significativas (10,4% versus 5,9%; $P = 0,61$). Próteses com extensão de cantilever obtiveram maiores complicações (29,4% versus 7,9%) sendo a diferença significativa ($P = 0,01$). No grupo OD, próteses com retenção em bola tiveram significativamente maiores taxas de complicações do que as retidas por barra (77,5% versus 42,9%; $P = 0,04$). No grupo PPF, complicações não foram recorrentes, ocorrendo a maioria nos primeiros dois anos, e as taxas de complicações não aumentaram com o tempo. No grupo OD 1,3 incidentes por prótese foram observados, sendo frequentemente recorrentes e a taxa de complicações não foi decrescente com o tempo. Os autores concluíram que próteses fixas e removíveis foram associadas com complicações de diferentes frequências e tipos. No grupo de removíveis, ajustes e complicações previsíveis foram numerosas, recorrentes e fáceis de resolver. Próteses retidas por barra tiveram

menos complicações que as retidas por bola. No grupo das fixas, complicações foram limitadas em número e não aumentaram com o tempo. As complicações foram registradas na região posterior.

Karl et al.¹⁵, em 2007, fizeram um estudo *in vitro* para avaliar o efeito da carga cíclica sobre restaurações metalocerâmicas implanto retidas do tipo cimentadas e do tipo parafusadas. O objetivo era verificar se havia maior número de fraturas e lascas durante ciclagem sobre a superfície oclusal das próteses parafusadas do que sobre as cimentadas. Foram confeccionadas 10 próteses fixas de 5 elementos apoiadas sobre 3 implantes para cada um dos dois sistemas de retenção. A ciclagem foi realizada em banho de água, tendo como antagonista 3 blocos cerâmicos que ocluíam na forma de contatos múltiplos sobre a região do orifício de acesso ao parafuso nas próteses parafusadas e na correspondente região do orifício nas próteses cimentadas. Foi aplicado um total de 20000 ciclos a 100 N por 1 segundo com uma liberação também de 1 segundo. O número e localização das fraturas foram analisadas por 3 clínicos experientes sob uma luz microscópica e através também de uma sonda exploradora. Nenhuma das amostras falhou antes do final da ciclagem dinâmica. Um maior número de fraturas foi verificado nas próteses parafusadas, pois, segundo os autores o orifício de acesso ao parafuso representa um ponto de fragilidade na superfície de cerâmica, ainda mais quando não está restaurado.

Zarone et al.⁵¹, em 2007, avaliaram a resistência à fratura de coroas unitárias metalocerâmicas implanto-suportadas cimentadas e parafusadas. Quarenta coroas de pré-molar padronizadas foram confeccionadas. As restaurações foram divididas em 2 grupos: cimentadas (grupo 1) e parafusadas (grupo 2). Foram realizados ensaio de compressão e análise fractográfica por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os dados foram estatisticamente analisados por meio de teste t-student, com intervalo de confiança de 95%. A média de valor de carga para fratura foi de 1657 ± 725 N no grupo 1 e 1281 ± 747 N no grupo 2, sem diferença estatisticamente significativa ($p = 0,115$). A média de valor de energia até carga máxima foi $0,775 \pm 0,619$ J no grupo 1 e $0,605 \pm 0,526$ J no grupo 2, não apresentando diferença estatisticamente significativa ($p = 0,355$). Todos os espécimes sofreram fratura coesiva da porcelana. Coroas parafusadas apresentaram microtrincas ao nível do acesso oclusal para o parafuso e fraturas extensas em toda espessura da porcelana. No entanto, as coroas cimentadas foram afetadas por menores fraturas paramarginais na porcelana. Uma melhor conexão implante-prótese foi observada nas coroas cimentadas em relação as parafusadas. Embora as parafusadas tenham sofrido influência negativa do acesso oclusal ao parafuso, os autores concluíram

que a adesão do metal com a cerâmica pode ser previsível para ambos os sistemas de retenção de coroas analisados.

Emms et al.¹⁰, em 2007, investigaram o efeito que variações na altura da parede do componente protético, tamanho da plataforma e método de preenchimento do orifício de acesso ao parafuso teriam na retenção de infraestrutura com o componente protético utilizando cimento TempBond. Para isso, 4 pilares pré-angulados em 15° (Nobel Biocare Replace Select Esthetic) de diferentes tamanhos de plataforma (pequena, regular e ampla) foram utilizados. Em cada grupo de pilar, a parede axial de acesso ao parafuso foi completamente removida, dois terços removida, um terço removida ou não-removida. O acesso ao parafuso foi completamente ou parcialmente preenchido com Memosil, um material elastomérico (silicona de adição). Para cada pilar, uma infraestrutura foi construída, que incorporou um anexo para permitir remoção. Essas infraestruturas foram cimentadas com TempBond. A força de tração requerida para separá-las dos pilares foi mensurada utilizando máquina de ensaios universal Instron. A média de força de remoção para pilares comparáveis foi estatisticamente diferente ($p < 0,05$): (1) onde o acesso ao parafuso foi completamente preenchido com Memosil comparada com aqueles parcialmente preenchidos; (2) com tamanhos de plataforma - Ampla > Regular > Pequena; (3) com alteração da altura da parede axial - 1/3 removida > não-removida = 2/3 removida > totalmente removida. Concluíram que a retenção da infraestrutura cimentada em pilares protéticos cimentadas com TempBond foi influenciada pela altura da parede, tamanho da plataforma e modalidade de preenchimento do orifício de acesso ao parafuso.

Studart et al.⁴⁰, em 2007, realizou um estudo para avaliar o comportamento de fadiga cíclica de zircônia (3YTZP) em água e obter orientações para o desenho de pontes dentárias à base de zircônia com vida útil prolongada. Os parâmetros do crescimento subcrítico da trinca sob condições aquosas e de cargas cíclicas foram determinados a partir da análise de Weibull para resistência mecânica inicial e tempo de vida de espécimes TZP. Os espécimes submetidos à carga cíclica em água exibiram propagação da trinca em níveis de estresse significativamente mais baixos do que o fator crítico de intensidade de tensão. Apesar de esta susceptibilidade ao crescimento subcrítico da trinca, cálculos com base nos parâmetros de fadiga e tensão aplicada na prótese indicam que as pontes posteriores com estruturas de zircônia podem exibir longevidade maior do que 20 anos se o diâmetro do conector for confeccionado adequadamente. Este estudo in vitro indicou que a zircônia parcialmente estabilizada (3Y-TZP) pode suportar as

condições severas de carga cíclica e umidade tipicamente aplicadas na região de molares e é, por conseguinte, um material apropriado para a fabricação de pontes cerâmicas múltiplas posteriores.

Karl et al.¹⁶, em 2008, avaliaram mediante carregamento dinâmico, se ocorriam menos lascamentos na superfície oclusal de próteses fixas metalocerâmicas sobre implantes com o orifício de acesso ao parafuso restaurado do que com as próteses sem a restauração do orifício. Para isso, foram confeccionadas 20 próteses fixas metalocerâmicas de 5 elementos apoiadas sobre 3 implantes, divididas em 2 grupos. No primeiro grupo a superfície cerâmica do orifício de acesso ao parafuso foi condicionada com ácido fluorídrico por 1 minuto, foi feito o selamento do conduto com bolinha de espuma, silicone, aplicado silano e agente adesivo, e por último a restauração do orifício com resina composta. No segundo grupo o orifício foi deixado aberto. Foi realizada ciclagem mecânica em meio aquoso, por meio de 3 blocos cerâmicos que ocluíam sobre os elementos pilares das próteses, num total de 20000 ciclos. Os resultados mostraram que no grupo onde o orifício não foi restaurado houve maior número de lascamentos em relação ao outro grupo, numa proporção de 3,29. Os autores concluíram que a restauração adesiva do orifício pode estabilizar a camada cerâmica.

Weininger et al.⁴⁸, em 2008, avaliaram o valor estético e aceitabilidade de materiais de preenchimento do orifício de acesso ao parafuso comumente utilizados e materiais inovadores a partir das perspectivas do paciente e do dentista. Uma coroa cimentada e 5 parafusadas foram preparadas em modelos superiores. Os materiais de preenchimento do orifício de acesso incluíram resinas compostas de dentina, resinas compostas resilientes (RCR), resinas compostas de esmalte, resinas compostas de dentina com opacificador e resinas compostas resilientes com opacificador (RCRO). De acordo com a escala analógica visual, os valores estéticos aumentaram de 13,8 e 24,6 (F) para 63,5 e 65,6 (RCRO), entre leigos e dentistas, respectivamente. A aceitabilidade melhorou de 12% e 36% (RCR) a 76% e 88% (RCRO), entre leigos e dentistas, respectivamente. Ambos, os leigos e os dentistas, são capazes de detectar diferenças estéticas significativas nos materiais utilizados para preencher os orifícios de acesso ao parafuso em próteses implanto-suportadas parafusadas. Os dados do estudo mostraram que o uso de uma pequena quantidade de opaco em combinação com materiais de preenchimento faz com que haja uma melhora estética significativa na restauração.

Uma nova solução estética para restaurar implantes dentais contendo espaço limitado na região interdental, vestibular, lingual ou interoclusal foi apresentada por

Magne et al.²⁴, em 2008. Foi descrita uma aplicação translacional de um novo design da porcelana de cobertura e princípios restauradores adesivos no campo de implantodontia. Um paciente foi tratado com uma prótese sobre implante unitária na região de incisivo lateral inferior, com espaço interdental parcialmente em colapso. Um pilar metalocerâmico (cobertura com porcelana feldspática Creation) parafusado foi combinado com uma restauração de porcelana (porcelana de cobertura tipo III, também da Creation) aderida ao conjunto. Para isso, guta percha foi utilizada para preencher parte do orifício de acesso ao parafuso no pilar. Então, o novo bloco de porcelana foi posicionado com resina composta. Esta nova solução para a interferência do canal de acesso ao parafuso na região incisal proporciona ao cirurgião mais opções durante a seleção do eixo do implante. A abordagem adesiva porcelana/porcelana foi utilizada ao invés dos princípios tradicionais de retenção e resistência para pilares.

Kinsel e Lin¹⁹, em 2009, realizaram um estudo retrospectivo com o objetivo de avaliar os potenciais preditores estatísticos para fratura da porcelana de restaurações metalocerâmicas implanto-suportadas. Durante um período de 6 meses, uma série consecutiva de pacientes, que receberam previamente restaurações fixas metalocerâmicas implanto-suportadas, foram examinados durante as consultas periódicas de retorno. O número de implantes, o número de unidades dentárias, tipo de restauração, data de inserção da prótese, localização na arcada dentária, a dentição antagonista, tipo de oclusão, presença de hábitos parafuncionais, o uso de um dispositivo de proteção oclusal, a presença ou ausência de fraturas da cerâmica, gênero e idade de cada paciente foram registrados. Equações de Estimação Generalizada (EEG) foram utilizadas para a análise de medições intra-sujeitos para as variáveis categóricas (presença ou ausência de fraturas cerâmicas) para determinar quais os fatores implanto-específico e paciente-específico poderiam prever a fratura da porcelana ($\alpha = 0,05$). Os dados de 152 pacientes foram coletados, representando 998 unidades dentárias (390 coroas unitárias e 94 próteses parciais fixas) suportadas por 729 implantes. Fraturas de porcelana de 94 unidades dentárias ocorreram em 35 pacientes. As fraturas foram significativamente ($p < 0,05$) associadas a antagonistas com restaurações metalocerâmicas implanto-suportadas, bruxismo, e não uso do dispositivo oclusal de proteção. Próteses metalocerâmicas (unitárias ou próteses parciais fixas) tiveram cerca de 7 vezes mais chances de fratura da porcelana e 13 vezes mais chances de uma fratura exigindo reparação ou substituição, quando em oclusão com outra restauração implanto-suportada, em comparação com oposição de um dente natural. Além disso, os pacientes que apresentam bruxismo ou não

usavam um dispositivo oclusal, tinham aproximadamente sete vezes mais chance e duas vezes mais chances de fratura da porcelana quando comparados aos pacientes sem bruxismo e pacientes que utilizam placa oclusal.

Em 2010, Falcón-Antenucci et al.¹¹ avaliaram a influência da inclinação de cúspide na distribuição de tensões em próteses implanto-suportadas pelo método de elementos finitos 3D. Modelos tridimensionais foram criados para simular uma secção de osso mandibular, com um implante (3,75 mm de diâmetro x 10 mm de comprimento) e a coroa por meio de um scanner 3D e software de CAD 3D. Uma única coroa parafusada foi simulada usando três inclinações de cúspide (10°, 20°, 30°). Os modelos 3D (modelo 10d, modelo 20d e modelo 30d) foram transferidos para o programa de elementos finitos NEiNastran 9.0 para gerar uma malha e realizar a análise de tensão. Uma carga oblíqua de 200 N foi aplicada na face vestibular interna das coroa metalocerâmica. Os resultados foram visualizados por meio de mapas de tensão de von Mises. A concentração máxima de estresse foi localizada no ponto de aplicação. O implante apresentou valores mais elevados de estresse no modelo 30d (160,68 MPa). Osso cortical apresentou valores mais elevados de estresse no modelo 10d (28,23 MPa). Os autores concluíram que as tensões sobre o implante e interface implante / pilar aumentaram com o aumento da inclinação de cúspide, e as tensões no osso cortical diminuíram com o aumento da inclinação de cúspide.

Koc et al.²¹, em 2010, através de uma revisão de literatura, apresentou que a força de mordida voluntária máxima é um indicador do estado funcional do sistema mastigatório e o nível de força máxima dessa mordida resulta da ação combinada dos músculos elevadores da mandíbula modificados pela biomecânica da mandíbula e mecanismos reflexos. A medição da força de mordida pode fornecer dados úteis para a avaliação da função e atividade muscular da mandíbula. É também um valor adjuvante na avaliação do desempenho das próteses. Os avanços tecnológicos na detecção e processamento de sinais melhoraram a qualidade das informações extraídas de medidas de força de mordida. No entanto, estas medições são difíceis e a confiabilidade do resultado depende de um número de fatores, tais como a presença de dor e disfunção temporomandibular, sexo, idade, morfologia crânio-facial, e fatores oclusais. Além desses fatores fisiológicos, dispositivos e técnicas de registro são fatores importantes na medição da força de mordida. Portanto, deve-se ter cuidado ao comparar os valores de força de mordida relatados nas pesquisas.

Oliveira et al.²⁹, em 2010, avaliaram o efeito de dois diferentes desenhos de infraestrutura metálica sobre a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas implanto-suportadas. O estudo foi composto de 3 grupos de coroas padronizadas correspondentes a um molar inferior. No primeiro grupo, o orifício de acesso ao parafuso de fixação foi completamente constituído de metal. No segundo, o orifício foi constituído de porcelana. No terceiro, as coroas foram cimentadas (grupo controle). Em todas as amostras a espessura de porcelana foi uniforme em 2 mm. As coroas foram fixadas sobre implantes com um torque de 32 N.cm, sendo que os orifícios das coroas parafusadas foram mantidos abertos para não mascararem a real influência do desenho da infra-estrutura metálica sobre a resistência à fratura. Foi realizado um envelhecimento em metade das amostras de cada grupo através de uma ciclagem dinâmica (1.200.000 X 100 N X 2 Hz) antes da aplicação de uma força axial compressiva (500 Kgf X 0,5 mm/min). Esta força foi aplicada verticalmente com uma haste metálica vertical de 6,0 mm de diâmetro na fossa central da superfície oclusal da coroa, contatando com as cúspides vestibular e lingual. Nenhuma das coroas fraturou durante a ciclagem dinâmica e não houve diferença de resistência com e sem ciclagem. Entretanto, houve diferenças entre o grupo controle e os dois grupos de coroas parafusadas. Os autores concluíram que as coroas cimentadas são mais resistentes à fratura que as parafusadas e que, o orifício de acesso do parafuso composto de metal ou porcelana não interfere na resistência à fratura, sendo preferível deixá-lo em porcelana por razões estéticas.

Al-Omari et al.², em 2010, avaliaram a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas implanto-suportadas parafusadas, cimentadas, e a combinação de cimentada com parafusada. Avaliaram também o posicionamento do orifício de acesso ao parafuso na superfície oclusal. Quarenta coroas padronizadas com a anatomia e dimensões de um molar inferior foram confeccionadas e divididas igualmente em 4 grupos: coroas parafusadas com o orifício de acesso posicionado no centro da superfície oclusal (Grupo 1); coroas parafusadas com o orifício de acesso deslocado 1,0 mm do centro da superfície oclusal em direção à cúspide vestibular (Grupo 2); coroas cimentadas com cimento de fosfato de zinco (Grupo 3); coroas cimentadas com orifício de acesso do parafuso no centro da superfície oclusal (Grupo 4). Todas as coroas foram torqueadas sobre implantes 3i incluídos em blocos de resina acrílica, sendo posteriormente termociclados e testados em máquina de ensaios mecânicos com velocidade de atuador de 2,0 mm/min e célula de carga de 10 KN. Para o teste de resistência à fratura foi utilizada uma haste vertical com a ponta esférica de 6,0 mm de diâmetro. O grupo 3

apresentou os maiores valores resistência, sendo que os demais grupos foram estatisticamente iguais. A posição do orifício de acesso ao parafuso sobre a superfície oclusal não interferiu nos resultados. Os autores afirmaram que para esses resultados serem diretamente extrapolados para uma situação clínica necessita-se de cautela e de acompanhamentos com estudos clínicos.

Tarica et. al.⁴¹, em 2010, realizaram um estudo para determinar quais protocolos de cimentação são ensinados e recomendados por 62 escolas de odontologia dos EUA e programas de pós-graduação. De fevereiro a setembro de 2008, 96 questionários compostos por oito perguntas foram enviados ao assessor ou diretor de departamentos de dentística, programas avançados de prótese e implantes. O questionário perguntava quais fabricantes de implantes forneciam os produtos utilizados em suas escolas de odontologia. Além disso, questionava quanto à escolha de materiais e técnicas para o preparo da restauração e pilares antes da cimentação definitiva. Os dados foram analisados com estatística descritiva. Para todos os três tipos de programas, o sistema de implantes mais utilizado foi o Nobel Biocare, seguido por Biomet 3i, Straumann, Astra Tech, e sistemas Zimmer Dental. A técnica mais utilizada antes da cimentação definitiva foi jateamento de partículas abrasivas na superfície da restauração. O agente de cimentação mais utilizado para cimentar restaurações sobre implantes foi o ionômero de vidro modificado por resina. Os cinco materiais mais comumente usados para preencher os orifícios de acesso aos parafusos foram bolinhas de algodão, resina composta, material à base de borracha, guta-percha e resina composta provisória foto-polimerizada. A maioria dos programas de pós-graduação ensinam os alunos a preencher o orifício de acesso ao parafuso completamente até a superfície oclusal. Diante disso, os autores concluíram que há uma grande variedade de protocolos de cimentação de implantes e materiais utilizados em próteses implanto-suportadas.

Moráguez e Belser²⁶, em 2010, descreveram um procedimento no qual foi utilizado uma fita de politetrafluoretileno (PTFE) para selar o canal de acesso ao parafuso para proteger a cabeça deste parafuso do pilar em coras parafusadas sobre implante. Este material pode ser esterilizado, facilmente manipulado, é radiopaco e menos associado com maus odores em caso de necessidade de recuperação. A técnica consiste na inserção de um pedaço de PTFE estéril no canal de acesso ao orifício, que é condensado, deixando 2 mm para a restauração que será feita em seguida. A superfície do canal é coberta com silano (60 segundos, secagem com jatos de ar), seguida da aplicação de agente adesivo (fotopolimerização por 20 segundos). Em caso de restauração provisória, o canal de

acesso ao parafuso é preenchido com resina Fermit fotopolimerizável. Em caso de restauração definitiva, preenchimento com material resinoso fotopolimerizável. Esta técnica descrita pelos autores permite fácil remoção do material selador, prevenindo manipulação imprevisível e demorada em caso de necessidade de remoção da coroa ou do pilar aparafusado.

Rungsiyakull et al.³⁵, em 2011, realizaram um estudo a fim de proporcionar uma compreensão preliminar da biomecânica em relação a inclinação da cúspide e carga oclusal na remodelação óssea mandibular. Para isso, 3 inclinações diferentes de cúspides (0°, 10° e 30° de uma coroa cerâmica e diferentes locais de carga oclusal (fossa central e deslocamentos horizontais de 1 e 2 mm) foram levados em consideração para explorar as tensões e deformações transferidos da coroa até o osso circundante através do implante. A densidade de energia de tensão obtida a partir de análise bidimensional de elementos finitos foi usada como estímulo mecânico para direcionar a remodelação do osso esponjoso e cortical, numa secção inferior vestibulo-lingual. Diferentes inclinações de cúspides tiveram um efeito significativo sobre as respostas de remodelação óssea em termos de mudança na média da densidade óssea periimplantar e estabilidade geral. A taxa de remodelação foi relativamente elevada nos primeiros meses de carregamento e diminuiu gradualmente até atingir o seu equilíbrio. A maior inclinação de cúspide e deslocamento horizontal (por exemplo, 30° e 2 mm de deslocamento) levou a uma taxa mais elevada remodelação óssea e maior estresse interfacial. Os autores chegaram à conclusão de que o design da superestrutura de implantes dentários, em termos de inclinação de cúspide e localização de carga, determina o padrão de transmissão de carga e, portanto, afetam em grande parte as atividades de remodelação óssea.

Shadid et al.³⁷, em 2011, fizeram um estudo laboratorial para avaliar o efeito do orifício oclusal de acesso ao parafuso sobre a resistência à fratura de coroas implanto retidas cimentadas definitivamente. As amostras eram coroas metalocerâmicas com a anatomia e dimensões de um molar inferior e foram divididas em 3 grupos, sendo que no primeiro o agente cimentante usado foi o fosfato de zinco; no segundo, o óxido de zinco e eugenol; e no terceiro, fosfato de zinco porém com a presença nas coroas de um orifício oclusal de acesso ao parafuso. Após cimentação das coroas, foi realizada a termociclagem. Para o ensaio mecânico, foi utilizada uma esfera de 6,0 mm de diâmetro para aplicar uma carga compressiva no centro da superfície oclusal da coroa, com uma velocidade de 2,0 mm/min. Após a análise estatística, verificou-se que as coroas

cimentadas que possuíam a superfície oclusal intacta apresentaram maiores valores de resistência, porém sem diferenças quanto ao agente cimentante.

Kurt et al.²², em 2011, investigaram o efeito da cor do parafuso e da espessura da resina composta na cor final da restauração do orifício de acesso ao parafuso do implante. Espécimes de titânio cinza e de cor dourada foram usados como dois fundos diferentes. Discos de resina composta foram feitos em diferentes espessuras. As amostras do titânio e dos discos de resina composta foram colocados em um molde de metal como os grupos de teste para medição da cor. A cor de fundo não afetou a cor final, no entanto a espessura da resina composta afetou a cor final. Quando a espessura do compósito foi aumentada e uma resina opaca foi usada sob esta resina, o mascaramento da cor do fundo foi mais eficaz.

Em 2011, Sornsuwan e Swain³⁹ desenvolveram um modelo analítico que identifica a influência de ângulo das cúspides e do raio da fissura entre as cúspides na carga de fratura de coroas cerâmicas de pré-molares. De acordo com esses modelos, foi identificada uma faixa de valores segura para o ângulo das cúspides e raio da fissura de coroas totalmente cerâmicas de dentes posteriores utilizando, como critério de seleção, os valores de tenacidade à fratura da porcelana. Os autores observaram que, quando a tenacidade à fratura da porcelana aumenta, o valor de carga de fratura estimado pelo modelo analítico também aumenta para valores acima de cargas oclusais típicas. Os efeitos do raio da fissura entre as cúspides na carga de fratura ainda não são conclusivos devido a forma complexa da superfície oclusal.

Nissan et al.²⁸, em 2011, compararam os resultados e complicações a longo prazo de próteses sobre implante cimentadas e parafusadas em pacientes parcialmente desdentados. Pacientes com edentulismo bilateral parcial posterior formaram o grupo de estudo. Após a colocação de implantes, os 38 pacientes tratados com 221 implantes para suportar próteses parciais foram reabilitados aleatoriamente com prótese sobre implante do tipo cimentada ou parafusada. Foram realizados acompanhamentos a cada 6 meses no primeiro ano e a cada 12 meses nos anos subsequentes. Fratura da porcelana, afrouxamento do parafuso do abutment, fratura da infraestrutura metálica, índice gengival e perda óssea foram avaliados em cada consulta de acompanhamento. A quantidade de fratura da porcelana foi estatisticamente significativa mais frequente ($p < 0,001$) em coroas parafusadas do que em cimentadas, assim como o afrouxamento do parafuso do abutment ($p = 0,001$). Não ocorreram fraturas de infraestrutura metálica em nenhum tratamento reabilitador. Os escores de índice gengival foram estatisticamente maiores ($p < 0,001$)

para coroas aparafusadas em relação as cimentadas, assim como para a média de perda óssea marginal, que foi estatisticamente maior para as próteses parafusadas ($p < 0,001$). Os autores concluíram que o resultado a longo prazo das próteses cimentadas sobre implante é superior em relação as parafusadas, tanto clinicamente como biologicamente.

Em 2011, Assunção et al.³, avaliaram o efeito de diferentes níveis de desajuste angular unilateral sobre a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de próteses implanto-suportadas unitárias submetidas à ciclagem mecânica. Para isto, pilares pré-usinados UCLA foram fundidos com liga de cromo-cobalto para obter 48 coroas divididos em quatro grupos ($n = 12$). As coroas não apresentaram desajuste no Grupo A (grupo controle) e apresentavam desajustes unilaterais de 50 μm , 100 μm e 200 μm nos grupos B, C e D, respectivamente. As coroas foram fixadas aos implantes de hexágono externo com um parafuso de retenção de titânio com torque de 30 N/cm. Um carregamento oblíquo de 130 N a 2 Hz foi aplicado em cada réplica, totalizando 5×10^4 e 1×10^6 ciclos. Valores de destorque foram medidos inicialmente e após cada período de ciclagem. Os dados foram avaliados por análise de variância e teste de Tukey ($p < 0,05$). Os autores puderam observar que todos os grupos apresentaram destorque ($p < 0,05$) em comparação com o torque de inserção ($30 \pm 0,5$ N/cm) e o grupo A (25,18 N/cm) exibiu a menor redução. Após ciclagem mecânica, todos os grupos apresentaram valores de destorque de 19,5 N/cm a 22,38 N/cm e a ciclagem mecânica não influenciou estatisticamente os valores de destorque, independentemente do nível de desajuste das réplicas. Com isso, os autores concluíram que o desajuste unilateral influenciou a manutenção da pré-carga somente antes ciclagem mecânica. A ciclagem mecânica não influenciou a redução de torque.

Klineberg et al.²⁰, em 2012, refletiram sobre alguns aspectos da relação entre a inclinação de cúspide e a concentração de carga, mostrando que a concentração de carga ao redor do implante aumenta com a inclinação acentuada da cúspide e com a mesa oclusal ampla e diminui com a carga sendo localizada na fossa central e com o estreitamento da mesa oclusal. Os autores recomendam que o design oclusal deve seguir uma mesa oclusal estreita, com carga na fossa central em intercuspidação e com baixa inclinação de cúspide para minimizar cargas laterais na função e na parafunção. Para eles, reconhecendo estas características, deve-se abordar os problemas potenciais associados com a oclusão em tratamento com implantes.

Park et al.³¹, em 2012, avaliaram os níveis de microinfiltração pelo orifício de acesso ao parafuso em próteses parafusadas sobre implante seladas com diferentes

materiais. Implantes com configuração em hexágono interno foram conectados ao pilar provisório com uma coroa de resina acrílica. Os 6,5 mm de acesso apical ao orifício foram preenchidos com um dos seguintes materiais: bola de algodão, material selador de silicone, polivinil siloxano (silicona de adição), ou guta percha. O remanescente coronário de 3 mm foi selado com resina composta. A ciclagem mecânica com 21 N, 1 Hz foi aplicada 16.000 vezes para os espécimes em solução básica de fucsina a 0,5% de acordo com o longo eixo do dente. O corante básico fucsina que penetrou na parede interna do pilar através do orifício de acesso foi dissolvido com álcool metílico. Então a absorção foi medida por um espectrofotômetro a 540 nm para avaliar o grau de microinfiltração. Os resultados foram analisados estatisticamente com ANOVA de uma variância e teste de Tukey. Do maior para o menor, os níveis de infiltração foram na seguinte ordem: bola de algodão, material selador de silicone, polivinil siloxano e guta percha. A microinfiltração associada com guta percha não foi estatisticamente diferente de polivinil siloxano. Assim, concluíram que no selamento do orifício de acesso ao parafuso em próteses sobre implante parafusadas, guta percha e polivinil siloxano ajudariam a reduzir a microinfiltração.

Cutrim et al.⁸, em 2012, compararam a estética e saúde do tecido periimplantar de implantes unitários na região anterior da maxila reabilitada com prótese sobre implante cimentada ou parafusada. Foram utilizados o escore de estética rosa (PES) e índices de profundidade de sondagem e sangramento à sondagem. Quarenta implantes foram avaliados. A análise periodontal foi realizada no implante e no dente natural correspondente. Os escores de estética rosa foram estatisticamente iguais para o grupo com prótese cimentada e para o grupo com prótese parafusada ($p>0,05$). O exame periodontal, com profundidade de sondagem e sangramento à sondagem também não demonstrou diferença estatística entre cimentadas e parafusadas ($p>0,05$). Os autores concluíram que o tipo de retenção da prótese sobre implante não influencia na saúde e na qualidade do tecido mole periimplantar, demonstrando que resultados satisfatórios podem ser alcançados tanto para próteses cimentadas quanto para parafusadas na região anterior da maxila utilizando implantes unitários.

Sailer et al.³⁶, em 2012, realizaram uma revisão sistemática por meta-análise para estimar as taxas de sobrevivência e incidência de complicações técnicas e biológicas em próteses sobre implante do tipo cimentada e do tipo parafusada em um período de 5 anos. Foi realizada uma busca eletrônica na base de dados Medline complementada manualmente para identificação de ensaios clínicos controlados aleatorizados, estudos

prospectivos e retrospectivos que fornecessem informações em relação a próteses cimentadas ou parafusadas sobre implante, tanto unitárias quanto múltiplas, em um período mínimo de acompanhamento de 1 ano. A avaliação dos estudos identificados e a coleta de dados foi realizada independentemente por 3 revisores. As taxas de falha foram analisadas por modelos de regressão de Poisson para obtenção de estimativas, com intervalos de confiança de 95% das taxas de falha e proporções de sobrevivência em 5 anos. Um total de 59 estudos clínicos foram selecionados. Para próteses unitárias cimentadas foi estimada uma taxa de sobrevivência em 5 anos de 96,5% e para parafusadas foi 89,3% ($p = 0,091$ para diferença). A taxa de sobrevivência em 5 anos para próteses cimentadas parciais foi de 96,9%, sendo estatisticamente igual para aparafusadas parciais, que apresentaram taxa de 98% ($p = 0,47$). Para próteses totais sobre implante cimentadas a taxa de sobrevivência em 5 anos foi de 100%, sendo um pouco mais elevada que a taxa das parafusadas, que foi de 95,8% ($p = 0,54$). A incidência de complicações técnicas (afrouxamento do parafuso, fratura do parafuso, fratura da porcelana) em 5 anos para coroas unitárias cimentadas foi de 11,9% e 24,4% para as parafusadas unitárias. Para as próteses parciais e totais sobre implante, uma menor tendência de complicações técnicas para próteses parafusadas foi encontrada em relação as cimentadas (24,5% para parciais cimentadas, 22,1% para parciais parafusadas, 62,9% para totais cimentadas e 54,1% para totais parafusadas). Complicações biológicas como perda óssea marginal maior que 2 mm ocorreram mais frequentemente para próteses cimentadas (incidência em 5 anos de 2,8%) que para parafusadas (0% de incidência em 5 anos). Os autores concluíram que ambos os tipos de retenção de prótese sobre implante influenciam os resultados clínicos de diferentes maneiras, não sendo nenhum método mais vantajoso que o outro. Próteses parafusadas são mais facilmente reversíveis que cimentadas e, conseqüentemente, eventuais complicações técnicas e biológicas podem ser tratadas mais facilmente. Por essa razão e pela aparente maior biocompatibilidade, as próteses parafusadas têm sido preferidas.

Vigolo et al.⁴⁴, em 2012, realizaram um estudo clínico aleatorizado para comparar coroas unitárias sobre implante do tipo cimentada e do tipo parafusada em um período superior a 10 anos de uso. Dezoito pacientes apresentando edentulismo bilateral unitário na região de canino a molar foram tratados. Cada paciente recebeu dois implantes idênticos, sendo um lado aleatoriamente reabilitado com coroa unitária cimentada e o outro com coroa parafusada. Foram mensuradas o sucesso dos implantes, complicações, perda óssea marginal e saúde do tecido mole perimplantar. Taxas de sucesso dos

implantes de 93,7% foram encontradas. Nenhuma complicação ocorreu. A média de perda óssea marginal em 10 anos após a colocação do implante, mensurada por radiografias intraorais foi de $1,1 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$ para ambos os tipos de fixação da prótese sobre implante, não havendo diferença estatística significativa entre os 2 grupos. O tecido mole periimplantar permaneceu estável durante os períodos de avaliação. Nenhuma diferença estatística significativa foi identificada para a gengiva ceratinizada vestibular entre os dois grupos. Os autores concluíram que os resultados indicam que não há evidência de uma diferença significativa entre o comportamento clínico do osso marginal periimplantar ou do tecido mole periimplantar quando coroas unitárias cimentadas ou parafusadas são utilizadas.

Wang et al.⁴⁵ em 2013 avaliaram como o carregamento cíclico influencia na tenacidade à fratura de infraestruturas de dissilicato de lítio e zircônia e se ocorre um aumento na propensão ao fracasso coroa. As amostras foram submetidas a uma carga cíclica com a magnitude máxima de 200 N até dois milhões de ciclos. As propriedades do material, incluindo o módulo de Young, dureza e resistência à fratura dos materiais foram avaliados utilizando métodos de endentação. Verificou-se que as propriedades dos materiais dos dois tipos de cerâmicas odontológicas foram reduzidas. A análise estatística indicou que não houve influência significativa de carga de fadiga nas propriedades dos materiais módulo de Young e dureza para ambos os tipos de cerâmicas ou resistência à fratura para zircônia, enquanto que para a infraestrutura de IPS e.max Press, a resistência à fratura foi reduzida significativamente. Os autores concluíram que a zircônia possui alta confiabilidade mecânica e capacidade para resistir a carga de fadiga, enquanto a carga de fadiga notavelmente degrada o comportamento mecânico da cerâmica de dissilicato de lítio.

Em 2013, Dhingra et al.⁹ analisaram a mecânica do conjunto pilar cerâmico-implante e as alterações dimensionais nos parafusos dos pilares sob carga cíclica. Foram utilizados dois grupos experimentais, um com pilares de zircônia e outro com os pilares de titânio ($n = 10$). Cada amostra consistiu de um implante, um pilar, e uma coroa de metal afixada em uma base de resina acrílica. As amostras foram submetidas a cargas cíclicas (1×10^6 ; 200 N; 10 Hz). Após o carregamento foi realizada uma análise do torque-ângulo, as dimensões dos parafusos foram medidas, e as interfaces implante-pilar foram examinadas por microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que houve um aumento estatisticamente significativo no comprimento total dos parafusos: 121 μm no grupo titânio contra 88 μm no grupo zircônia ($P < 0,004$). A análise microscópica

mostrou detritos coletados na superfície inferior do pilar de zircônia e parafusos. Uma diminuição estatisticamente semelhante no torque foi observada: 18% para zircônia contra 13,5% para o titânio. Os autores concluíram que enquanto houve uma perda de torque em ambos os tipos de pilares, a estabilidade do conjunto pilar de zircônia-implante não foi afetada pela carga.

Lambodaran et al.²³, em 2013, avaliaram o efeito de materiais de superestrutura e ângulo de cúspide de uma prótese parcial fixa implanto-suportada. Este estudo de análise de elementos finitos foi realizado com diferentes angulações de cúspide de 0 °, 20 ° e 33 ° e materiais de superestrutura. Os modelos simulados foram carregados com forças 300N sob diferentes angulações axiais e não-axiais. As tensões gráficas e numéricas foram investigadas. Os resultados demonstraram que a tensão máxima ocorreu na estrutura metálica em todos os materiais exceto acrílico, no qual ocorreu na parte coronária do implante. No acrílico, a tensão máxima registrada foi de 78 MPa com a angulação de 20°. NiCr registraram uma tensão máxima de 111 MPa com o 33° de angulação. Os autores concluíram que a morfologia da cúspide e o tipo de material da superestrutura desempenham um papel fundamental no controle da tensão transferida para o implante e para o osso.

Em 2014, Preis et al.³³ investigaram a influência das inclinações de cúspide e curvaturas no comportamento de falha e resistência à fratura de coroas de zircônia. Cinco grupos (n=8/grupo) de coroas de molares em zircônia foram fabricados modificando a inclinação das cúspides (íngreme = 45°; média = 30° e plana =10°) e curvatura (pontuda, arredondada, chata-arredondada). Combinações de média-pontuda, média-arredondada, íngreme-pontuda, íngreme-arredondada e plana-chata-arredondada foram analisadas. Todas as coroas foram fixadas em dentes de polimetilmetacrilato, termocicladas e mecanicamente carregadas. As falhas foram monitoradas e a resistência à fratura foi determinada após envelhecimento. As coroas foram analisadas fractograficamente com microscopia eletrônica de varredura. Os autores obtiveram como resultados, lascamentos durante a termociclagem e carga mecânica observados nos grupos médio-arredondado (1x), íngreme-pontuda (6x) e íngreme-arredondado (3x). Os tamanhos dos defeitos variaram entre 0,12 mm² (médio-arredondada) e 17,28 mm² (íngreme-pontudo). As falhas iniciaram dos contatos oclusais. A média de fratura variou significativamente entre íngreme-arredondada e plana-chata-arredondada 1.354,2±360,0 N. Concluindo, os autores puderam defender que a inclinação e curvatura das cúspides influenciaram as falhas durante a termociclagem, carga mecânica e carga de fratura. Coroas com cúspides

de média inclinação e curvaturas pontuda ou arredondada são recomendadas para aplicações clínicas pois apresentam alta resistência ao lascamento. Inclinações íngremes, especialmente em combinação com curvaturas pontudas, mostraram aumentar taxas de lascamento e diminuir a força de fratura. Os resultados mostram a necessidade de se considerar parâmetros para o desenho das coroas em zircônia a fim de reduzir as falhas.

Pjetursson et al.³², em 2014, realizaram uma revisão sistemática por meta-análise para avaliar e comparar as taxas de sobrevivência e de complicações em próteses sobre implante em estudos publicados no ano de 2000 ou antes, e aqueles publicados após o ano de 2000. Após busca em 3 bases eletrônicas complementada por busca manual, 139 estudos prospectivos e retrospectivos foram selecionados, sendo 31 deles antigos e 108 realizados após o ano de 2000. Modelo de análise de regressão de Poisson foi utilizado para calcular as taxas de sobrevivência e de complicações. Estudos recentes e antigos foram comparados. A taxa de sobrevivência em 5 anos das próteses sobre implante aumentou significativamente quando comparou-se estudos recentes com antigos. Para próteses parafusadas ocorreu um aumento de 95,2% para 97,9% e para próteses cimentadas ocorreu um aumento de 77,6% para 96,8%. De modo geral, as taxas aumentaram de 93,5% para 97,1%. As incidências de complicações estéticas diminuíram nos estudos mais recentes comparados ao mais antigos, mas as incidências de complicações biológicas mantiveram-se de forma similar. Os resultados para complicações técnicas foram inconsistentes. Houve redução significativa no afrouxamento do pilar ou do parafuso. Por outro lado, o número total de complicações técnicas e a incidência de fratura do material de cobertura foi significativamente maior nos estudos recentes. Os autores concluíram que os resultados demonstraram uma curva de aprendizado positiva em implantodontia, representada pelas altas taxas de sobrevivência e menores taxas de complicações relatadas nos estudos mais recentes. A incidência de complicações estéticas, biológicas e técnicas ainda é alta, sendo importante identificar estas complicações e possível etiologia para tornar o tratamento com implante ainda mais previsível.

Sherif et al.³⁸, em 2014, realizaram uma revisão sistemática para avaliar a taxa de sobrevivência e sucesso de coroas parafusadas e cimentadas sobre implante. Avaliação sistemática e coleta de dados de 1966 até 2007 foi realizada em 9 base de dados eletrônicas. Complicações maiores consistiam de perda do implante ou da coroa, e complicações menores consistiam de afrouxamento do parafuso, falha de cimentação e fratura da porcelana. Modelo de Poisson foram utilizados para analisar as taxas de falha

e de complicação. Complicações maiores obtiveram taxa de 0,71 das coroas parafusadas e 0,87 das coroas cimentadas em 100 anos. Complicações menores obtiveram 3,66 afrouxamentos de parafuso, 2,54 falhas de cimentação e 0,46 fraturas de porcelana em 100 ano. Os autores concluíram que não há diferença estatística significativa entre próteses parafusadas e cimentadas no que diz respeito a taxas de complicações maiores e menores.

Cicciu et al.⁷, em 2014, avaliaram características mecânicas do sistema com prótese sobre implante cimentada e parafusada através da análise de elemento finito e análise de Von Mises. Três diferentes áreas específicas foram avaliadas, entre elas, a interface entre coroa dental e osso, a área de conexão do parafuso passante e a superfície oclusal dos dois diferentes tipos de fixação da prótese. Os resultados revelaram uma resposta adequada tanto para cimentada quanto para parafusada, embora melhores resultados na superfície oclusal tenham sido apresentados pelas cimentadas. Os autores concluíram que estes melhores resultados ocorreram graças a uniformidade da superfície oclusal em uma prótese sobre implante do tipo cimentada, o que faz com que ocorra uma melhor e mais homogênea distribuição de cargas quando comparadas as próteses do tipo parafusada.

Wittneben et al.⁵⁰, em 2014, realizaram uma revisão sistemática por metanálise para avaliar as taxas de sobrevivência e complicações de coroas cimentadas e parafusadas sobre implante. Buscas eletrônicas nas bases de dados Medline (PubMed), Embase e Cochrane de 2000 a 2012 resultaram em 321 artigos completos revisados, dos quais 73 foram incluídos. Modelo de regressão de Poisson foi utilizado. Taxas de sobrevivência de 5 anos de 96,03% e 95,55% foram calculadas para próteses sobre implante cimentadas e parafusadas, respectivamente ($p = 0,69$). Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre cimentadas e parafusadas para coroas unitárias ($p = 0,10$) e próteses parciais ($p = 0,49$). Para próteses totais sobre implante, taxas de sobrevivência de 5 anos para parafusadas foi de 96,71%. Próteses totalmente cerâmicas exibiram taxa de falha significativamente maior que metalocerâmicas para cimentadas ($p = 0,01$) mas não quando comparadas com as parafusadas ($p = 0,66$). Os autores concluíram que embora nenhuma diferença estatística tenha sido encontrada entre próteses cimentadas e parafusadas sobre implante em relação as taxas de falha e de sobrevivência, próteses parafusadas exibiram menos complicações técnicas e biológicas de uma maneira geral.

3 PROPOSIÇÃO

Dentro das condições experimentais deste estudo, foi proposto analisar a resistência à fratura da porcelana de cobertura em coroas metalocerâmicas unitárias implanto-suportadas diante dos seguintes fatores:

1. Tipo de retenção;
2. Inclinação das cúspides;
3. Selamento do orifício de acesso ao parafuso;
4. Efeito do envelhecimento mecânico.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Grupos experimentais para avaliação da resistência à fratura utilizando apenas o ensaio estático (n=10)

Grupo 1 - Prótese metalocerâmica parafusada com cúspides de inclinação padrão e orifício de acesso ao parafuso sem restauração.

Grupo 2 - Prótese metalocerâmica parafusada com cúspides de inclinação reduzida e orifício de acesso ao parafuso sem restauração.

Grupo 3 - Prótese metalocerâmica parafusada com cúspides de inclinação padrão e orifício de acesso ao parafuso restaurado.

Grupo 4 - Prótese metalocerâmica parafusada com cúspides de inclinação reduzida e orifício de acesso ao parafuso restaurado.

Grupo 5 - Prótese metalocerâmica cimentada com cúspides de inclinação padrão.

Grupo 6 - Prótese metalocerâmica cimentada com cúspides de inclinação reduzida.

4.2 Confeção e montagem dos espécimes

Coroas com cúspides de inclinação padrão (33°) ou inclinação reduzida (20°) foram confeccionadas para avaliar a influência do padrão anatômico na resistência máxima à fratura²³.

Para a confeção das coroas com cúspides de inclinação padrão (CIP), um molde da coroa de um segundo molar inferior natural foi confeccionado com silicone de condensação (Zetalabor, Zhermack SPA, Rovigo, Itália) servindo como matriz para o enceramento de uma coroa com a mesma anatomia e dimensões: 11,0 mm mesio-distal, 10,0 mm vestibulo-lingual e 8,5 mm cérvico-oclusal e inclinação de cúspide de 33°, mensurada através da sobreposição de um transferidor sobre a imagem digitalizada do elemento dentário no computador.

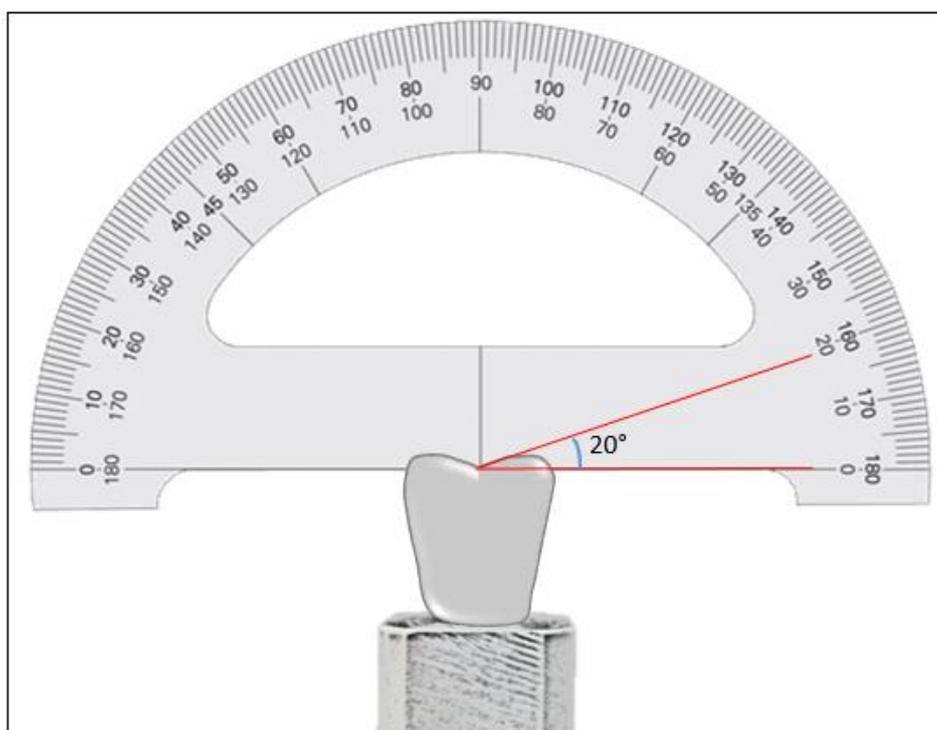
Para isso, a coroa do dente natural foi posicionada no interior de uma porção de silicone e removida após polimerização completa do material. O espaço deixado pela coroa do dente natural foi preenchido com cera, que após a remoção, apresentou-se como uma réplica fiel da anatomia natural (Figura 1).

Figura 1- a) 2º Molar Inferior; b) Matriz de silicone; c) Preenchimento com cera; d) Réplica em cera



Para a confecção das coroas com cúspides de inclinação reduzida (CIR), o dente encerado simulando a anatomia do dente natural teve a inclinação das suas cúspides reduzidas para 20°. Para isso, foi realizado um pequeno acréscimo de cera na região de sulcos e fossas, levando assim, a uma menor inclinação das cúspides, sem alterar as dimensões da coroa. Essa modificação foi realizada juntamente com a conferência da angulação em computador, através do uso de transferidor sobreposto a imagem digitalizada do enceramento para medição do ângulo de inclinação (Figura 2).

Figura 2 – Medição da inclinação das coroas com cúspide de inclinação reduzida.



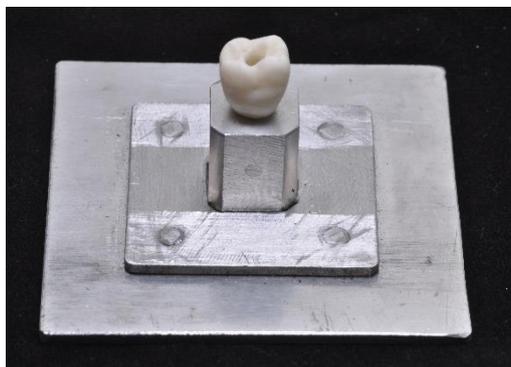
Após o enceramento das coroas (CPI e CIR), com auxílio de uma broca esférica de aço # 8 (Dentsply / Maillefer, Ballaigues, Suíça) em baixa rotação, foi confeccionado um orifício no centro da face oclusal para ser adaptada a um componente protético tipo UCLA totalmente calcinável (3i Implant Innovations, West Palm Beach, FL, EUA), sendo esta adaptação complementada através de enceramento no terço cervical (Figura 3).

Figura 3 – Sequência da adaptação da coroa ao componente UCLA.



Uma matriz metálica contendo um análogo de implante hexágono externo com diâmetro de 5,0 mm (Biomet 3i, West Palm Beach, FL, EUA) e um UCLA calcinável foram utilizados para confeccionar as coroas metalocerâmicas. O análogo foi fixado no interior da matriz com um parafuso de fixação lateral, e sobre ele, foi parafusado o conjunto coroa encerada/UCLA (Figura 4).

Figura 4 – Conjunto coroa encerada/UCLA parafusado ao análogo do implante



Após a fixação do conjunto coroa encerada/UCLA ao análogo do implante, o orifício da coroa foi selado com cera, mantendo-se a anatomia oclusal. Uma caixa metálica teflonada vazada foi encaixada na base da matriz metálica sendo posteriormente confeccionados dois índices com silicone de condensação, seccionados ao meio com um

estilete, um no sentido méso-distal e outro no sentido vestibulo-lingual, com o objetivo de padronizar a anatomia e a espessura da camada de porcelana das coroas metalocerâmicas finais (Figuras 5 e 6).

Figura 5 – Índice de silicone de condensação seccionado no sentido méso-distal.

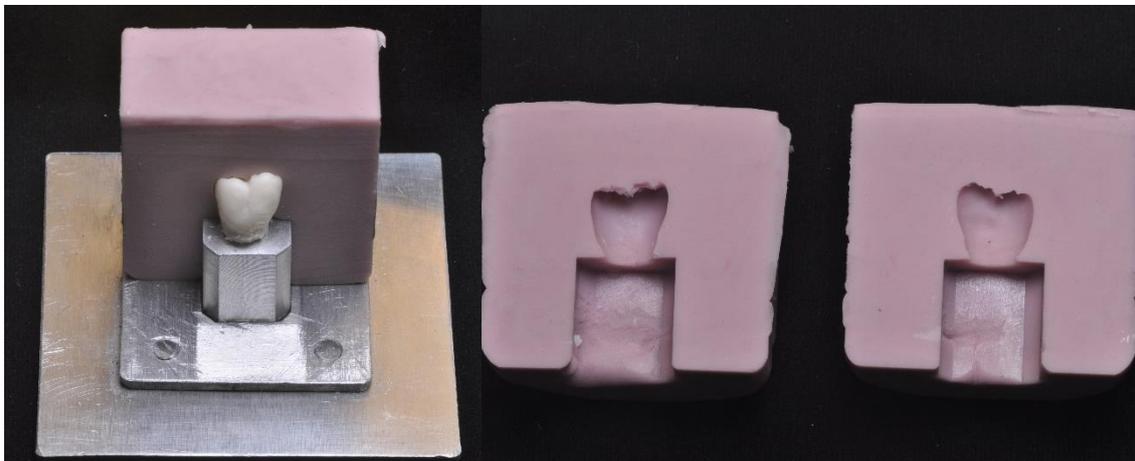
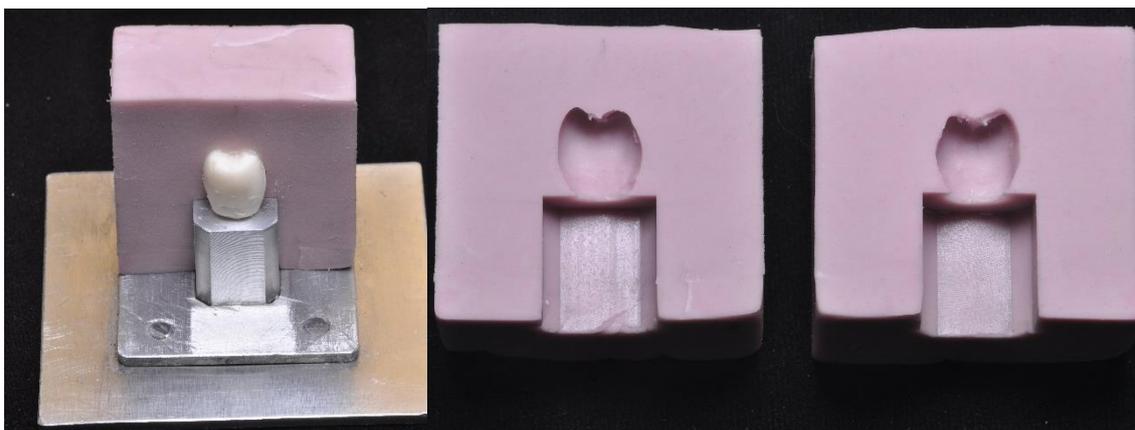


Figura 6 – Índice de silicone de condensação seccionado no sentido vestibulo-lingual.



4.2.1 Preparo das amostras dos grupos 1-4 (personalização dos pilares)

Após enceradas as coroas utilizando-se os indexes de inclinação padrão (IP) para espécimes dos grupos 1 e 3 e os indexes de inclinação reduzida (IR) para espécimes dos grupos 2 e 4, o enceramento inicial foi reduzido dando a conformação de uma infraestrutura para coroa parafusada, permitindo a aplicação de uma camada uniforme de porcelana de aproximadamente 2,0 mm de espessura no terço oclusal (Figura 7). Dois

novos índices de silicone foram confeccionados e seccionados da mesma forma que os anteriores para padronizar a confecção de infraestruturas (Figura 8), fundidas em liga de Ni-Cr (VeraBond II, AALBA Dent. Inc., Fairfield, CA, USA). Conforme procedimento padrão, verificou-se a adaptação das infraestruturas ao análogo por meio de uma sonda exploradora (Sonda # 5, Golgran Ind. e Com. de Instrumental Odontológico LTDA., São Caetano do Sul, SP, Brasil) e as dimensões foram confirmadas com a utilização dos índices (Figura 9).

Figura 7 - Redução do enceramento simulando uma infra-estrutura para coroa unitária parafusada.

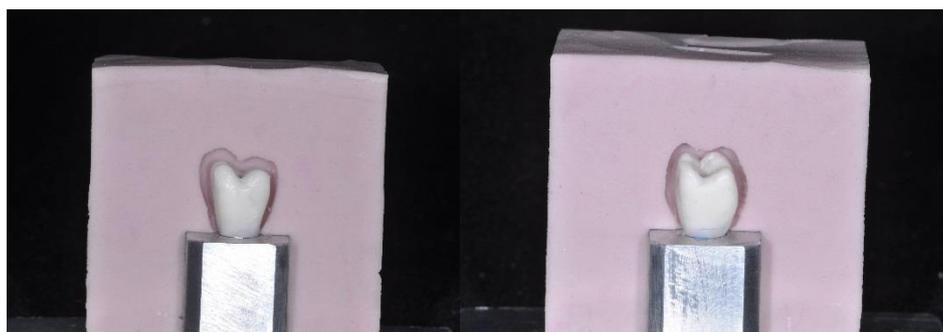


Figura 8 - Novos índices para confecção da infra-estrutura.

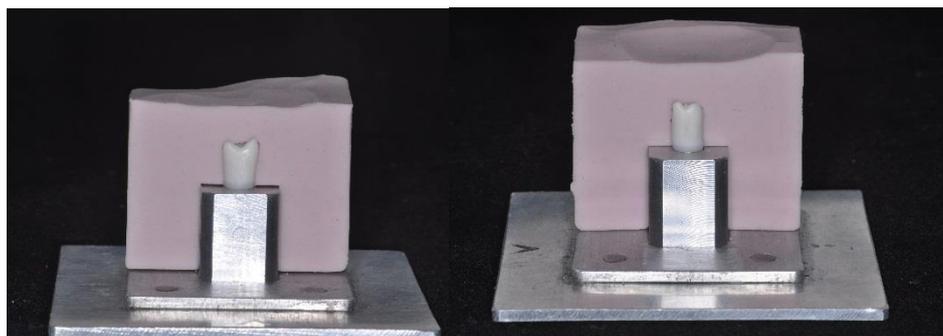
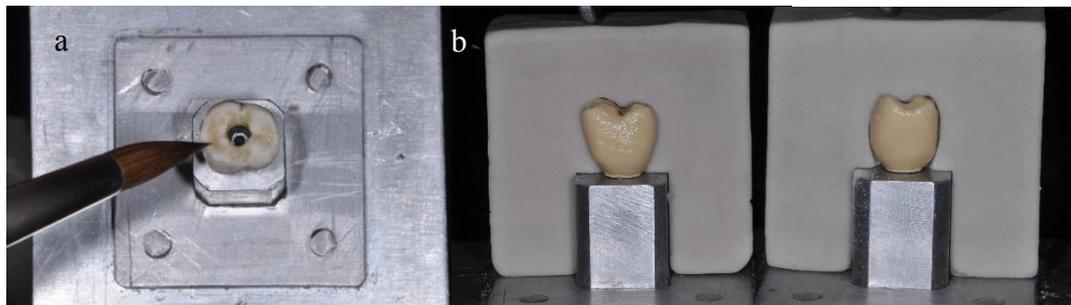


Figura 9 - Verificação das dimensões da infra-estrutura por meio do índice.



Em seguida foi realizado a aplicação da camada de porcelana (Noritake Super Porcelain EX-3; Noritake Kizai Co, Ltd, Nagoya, Japan) com o cuidado de manter o OAP, e verificando a anatomia e espessura nos índices (Figura 10). Todos os procedimentos de manipulação, aplicação da porcelana e glaze foram seguidos de acordo com as recomendações do fabricante.

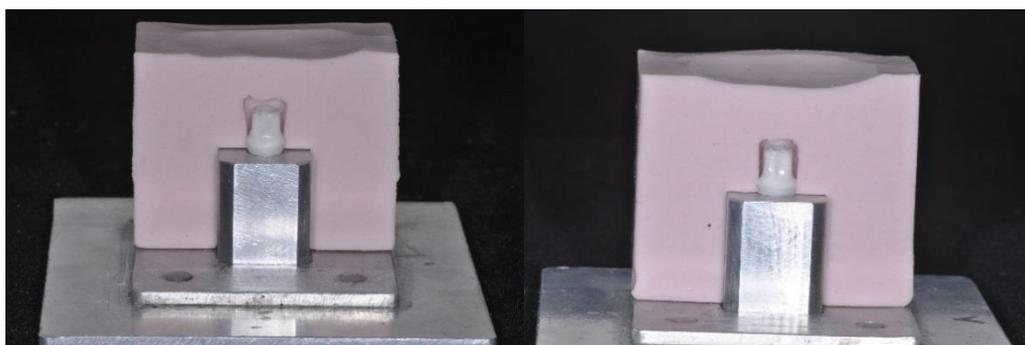
Figura 10 – a) Aplicação da camada de porcelana; b) Checagem da anatomia



4.2.2 Preparo das amostras dos grupos 5 e 6 (personalização dos pilares)

Para confecção das coroas dos grupos 5 e 6, um enceramento sobre o componente UCLA foi inicialmente executado com base nos índices das infra-estruturas e então, reduzido em torno de 1,0 mm. (Figura 11). Esta personalização do pilar respeitou a anatomia final da coroa levando-se em consideração ainda que todas as coroas teriam espessura de 2,4 mm (coping metálico mais porcelana de cobertura). Foram confeccionados índices bipartidos de silicone; um para os pilares do grupo 5 e outro para os do grupo 6, a fim de padronizar a personalização dos pilares.

Figura 11 – Enceramento reduzido para personalização dos pilares para as coroas cimentadas.



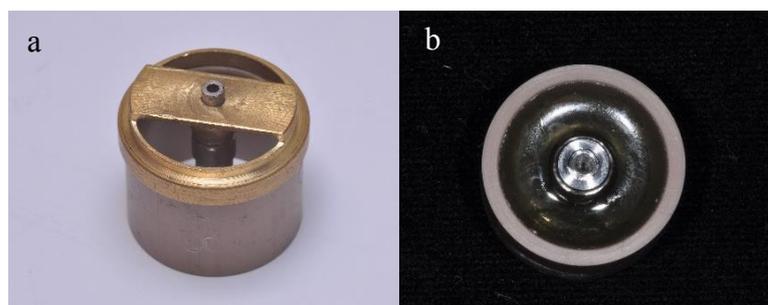
Em seguida, os pilares encerados foram fundidos em liga de Ni-Cr (VeraBond II, AALBA Dent. Inc., Fairfield, CA, USA) seguindo-se os mesmos procedimentos de fundição e acabamento realizados com as infraestruturas dos grupos 1 a 4. Os copings das coroas foram encerados diretamente sobre os pilares mantendo uma espessura uniforme de 0,4 mm e fundidos em liga de Ni-Cr de acordo com o padrão de fundição e acabamento recomendados também pelo fabricante².

A adaptação marginal do pilar ao análogo, e do coping ao pilar foi inspecionada visualmente com uma sonda número 5. Os copings metálicos foram revestidos com cerâmica de acordo com a recomendação do fabricante; e os indexes IP e IR foram utilizados para padronizar a anatomia final e espessura da superfície de cerâmica.

4.2.3 Inclusão dos análogos e fixação das coroas parafusadas e pilares das coroas cimentadas

Sessenta análogos com plataforma de 5,0 mm de diâmetro e comprimento de 10,0 mm (3i Implant Innovations, West Palm Beach, FL, EUA) foram incluídos em cilindros de PVC com resina epóxi¹⁶ (Araldite GY1109, Huntsman Química Brasil Ltda, São Paulo, SP, Brasil), por meio de um dispositivo no qual o análogo ficasse centralizado, verticalizado e mantido na mesma altura dentro do cilindro de PVC (Figura 12).

Figura 12 – a) Dispositivo para inclusão do análogo no tubo de PVC; b) Análogo incluído no tubo de pvc com resina epóxi.



Em seguida, as coroas dos grupos 1 a 4 e os pilares dos grupos 5 e 6 foram torqueados (32 N.cm) sobre os implantes com auxílio de um torquímetro digital

(Instrutherm TQ-680 – INSTRUTHERM, São Paulo, SP, Brasil), de acordo com as instruções do fabricante dos componentes.

4.2.4 Selamento do orifício de acesso ao parafuso das coroas dos grupos 3 e 4 (parafusadas com orifício selado)

A superfície de porcelana do OAP dos grupos 3 e 4 foi jateada com óxido de alumínio 50 μm a 35 psi por 20 segundos (Microjato, Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda, São Carlos, São Paulo, Brasil) e condicionada com ácido fluorídrico 10 % (Condicionador de porcelanas, Dentsply Ind. E Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brasil) por dois minutos. Logo após, foi lavada com spray de água e seca com spray de ar. Os orifícios de acesso ao parafuso foram preenchidos com bolinhas de algodão² (Soft Cotton, Ind. Com. Imp. e Exp. LTDA, Sorocaba, SP, Brasil) de tamanhos similares, condensadas com um condensador de amálgama⁴ (Condensador Ward #2 Duflex, SSWhite Artigos Dentários LTDA, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) sob pressão manual até a interface metal-porcelana¹⁶ (Figura 13). Uma sonda periodontal (Sonda Willians, Golgran Ind. e Com. de Instrumental Odontológico LTDA., São Caetano do Sul, SP, Brasil) foi utilizada para padronizar a quantidade de material obturador dentro do canal e consequentemente limitar a quantidade de resina composta no OAP.

Figura 13 – Condensação da bolinha de algodão no OAP.



Na sequência, aplicou-se o agente silano (Silano, Dentsply Ind. E Com. Ltda, Petrópolis, RJ, Brazil) de acordo com as recomendações do fabricante (Figura 14.a) e, após um minuto, uma fina camada do sistema adesivo (Scotchbond Multi Uso Plus, 3M

ESPE, St Paul, Minn, EUA) foi aplicada (Figura 14.b) e polimerizada por 20 segundos por uma unidade de luz visível (Curing Ligth XL3000, 3M ESPE, St Paul, Minn, EUA) com intensidade de luz de pelo menos 400 mW/cm^2 (Figura 14.c). Ao final, inseriu-se a resina composta P-60 (3M ESPE, St Paul, Minn, EUA) com uma espátula de inserção (Espátula Titânio Suprafil #1, Golgran Ind. e Com. de Instrumental Odontológico LTDA., São Caetano do Sul, SP, Brasil) em três porções (Figura 15), sendo cada porção polimerizada por 40 segundos com a mesma unidade de luz previamente mencionada.

Figura 14 – a) Agente silano; b) Sistema adesivo; c) Fotopolimerização do adesivo.

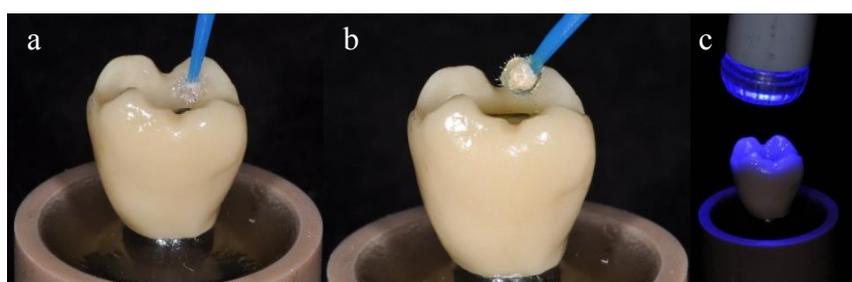


Figura 15 – Sequência de inserção dos incrementos de resina composta



O selamento do OAP foi realizado com o cuidado em manter a anatomia oclusal das restaurações e evitar contato da ponta ativa do ensaio mecânico com a resina composta de selamento. Para isso, posicionou-se a ponta ativa manualmente sobre a superfície oclusal das restaurações de modo a contatar apenas a superfície de porcelana, sendo estes contatos verificados por meio de um papel carbono para articulação de $0,02 \text{ mm}$ de espessura (AccuFilm II, Parkell inc., Edgewood, NY, EUA). Os contatos indesejados sobre a resina composta (Figura 16) foram eliminados com fresa diamantada esférica # 1015 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) em alta rotação.

Figura 16 – Identificação com papel carbono do contato indesejado da ponta ativa com a resina do selamento



4.2.5 Cimentação das coroas dos grupos 5 e 6 (cimentadas)

As restaurações dos grupos 5 e 6 tiveram a superfície interna e a superfície do pilar jateadas com óxido de alumínio 50 μm a 2 bar de pressão (Professional Jet, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) antes da cimentação para melhorar a retenção. Os OAPs dos pilares foram obturados com bolinhas de algodão condensadas com um condensador de amálgama, tomando-se o cuidado para que não houvesse interferência na inserção da restauração sobre o pilar. A cimentação foi feita com cimento resinoso dual autoadesivo (Rely X U200, 3M ESPE, St Paul, Minn, EUA) manipulado de acordo com as recomendações do fabricante. As restaurações foram assentadas sobre os pilares e os excessos de cimento removidos com um pincel, sendo mantidas em posição através de pressão digital por cerca de 5 minutos até que o cimento polimerizasse quimicamente, seguindo as recomendações do fabricante (Figura 17).

Figura 17 – Sequência de cimentação das coroas sobre implante.



4.3 Ensaio mecânico de resistência máxima à fratura das coroas metalocerâmicas

O ensaio mecânico estático de resistência à fratura foi realizado em uma máquina de ensaios mecânicos (EMIC DL2000, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com célula de carga de 10 kN e velocidade do atuador de 0,5 mm/min⁴², sendo a força aplicada até a fratura da porcelana e os valores máximos registrados em Newton (N). A coroa foi fixada por meio de um dispositivo que possuía parafusos laterais permitindo ajustes no posicionamento horizontal. Um dispositivo de aço com uma ponta esférica de 6,0 mm de diâmetro^{2,37,42} foi usado para aplicar força vertical compressiva simultaneamente sobre as vertentes triturantes das cúspides vestibulares e linguais da restauração, simulando contatos oclusais⁴² (Figura 18)

Figura 18 – Posicionamento da ponta do dispositivo sobre a coroa para realização do teste estático.



4.4 Ciclagem mecânica

Para avaliar o efeito do envelhecimento, 4 grupos (n=20) foram utilizados, sendo 50% testados estaticamente e 50% submetidos a ciclagem mecânica. As amostras foram confeccionadas como descrito anteriormente para àquelas utilizadas apenas para ensaio estático de resistência máxima fratura.

Grupo 1 - Prótese metalocerâmica parafusada com cúspides de inclinação padrão e orifício de acesso ao parafuso sem restauração.

Grupo 2 - Prótese metalocerâmica parafusada com cúspides de inclinação reduzida e orifício de acesso ao parafuso sem restauração.

Grupo 3 - Prótese metalocerâmica cimentada com cúspides de inclinação padrão.

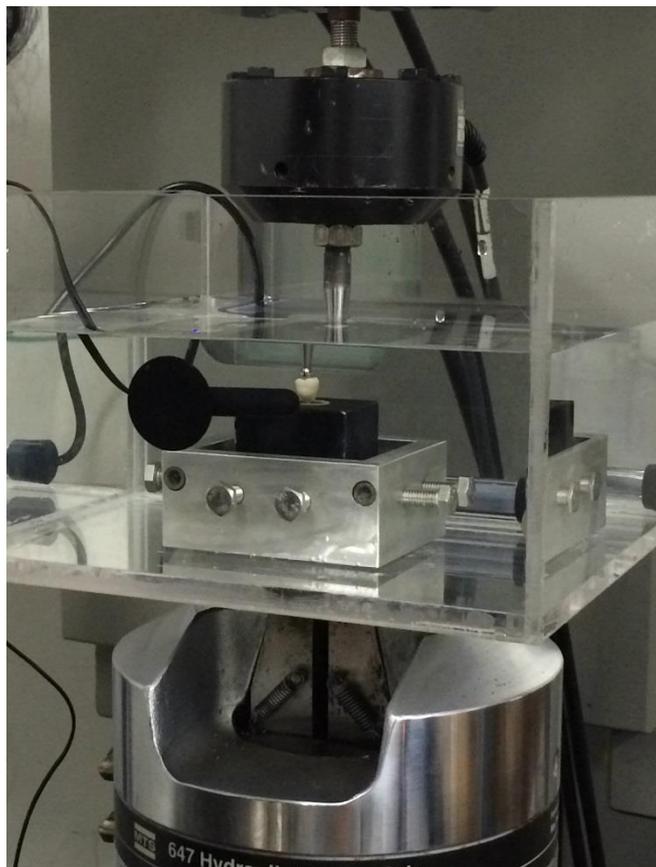
Grupo 4 - Prótese metalocerâmica cimentada com cúspides de inclinação reduzida.

A ciclagem mecânica foi realizada em máquina de ensaios MTS 810 (Material Test System, Eden Prairie, MN, USA). Um dispositivo metálico contendo um encaixe para o cilindro de PVC e um parafuso para aperto horizontal foi utilizado, de modo que o corpo-de-prova se mantivesse fixo durante todo o ensaio. Uma caixa de acrílico transparente contendo uma base metálica para posicionamento do dispositivo metálico foi acoplada ao ramo inferior da máquina de ensaios. Essa base continha 8 parafusos que possibilitavam o adequado posicionamento do dispositivo no sentido ântero-posterior e látero-lateral. No ramo superior da máquina, foi acoplada uma célula de carga de 1000 kgf (kilogramaforça), que continha em sua extremidade um pistão metálico com esfera de 6 mm de diâmetro^{2,37,42} para aplicação de força compressiva (Figura 19). Após a inserção e fixação dos dispositivos na máquina, o ramo inferior iniciava sua trajetória, controlada pelo operador, até que um contato entre o pistão e a coroa fosse obtido. Durante essa trajetória, os parafusos da base foram estrategicamente apertados de modo que o pistão mantivesse um toque em todas as cúspides da coroa.

O ensaio foi realizado em água destilada a 37 °C, com o auxílio de um termostato (Aquecedor Hot, Sarlobetter, São Caetano do Sul, SP, Brasil). Foram realizados 1×10^6 ciclos, a uma frequência de 10 Hz⁹ e carga de 125 N.

Em seguida, o ensaio de resistência à fratura das coroas envelhecidas foi realizado em máquina de ensaios universal EMIC DL2000, da mesma forma descrita anteriormente para o ensaio estático. Os dados foram coletados em Newtons e submetidos a análise estatística.

Figura 19 – Espécime posicionada na máquina de ensaios MTS 810 para realização da ciclagem mecânica.



4.5 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Para avaliar o modo de falha, utilizou-se um microscópio eletrônico de varredura (JSM – 6610LV, JEOL USA Inc., Peabody, MA, EUA), e as falhas foram classificadas como adesivas (falha na interface porcelana/infraestrutura metálica ou na interface porcelana/resina composta), coesivas (falhas dentro da massa de porcelana) ou mistas (adesiva e coesiva).

4.6 Análise estatística

Para avaliação da resistência à fratura através o ensaio estático:

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 máxima à fratura (N) foram submetidos aos testes de aderência à curva de normalidade (Shapiro-Wilk) e homogeneidade de variância (Levene). Em seguida, empregou-se a análise de variância a dois critérios (2-way ANOVA), com nível de significância de 5,0 %, para detectar se havia efeito significativo dos fatores de variação Forma de Retenção (coroa parafusada com orifício selado e coroa cimentada) e Inclinação de cúspide (CIP e CIR) sobre a resistência máxima à fratura dos diferentes grupos experimentais. Foi utilizado o pós teste de Tukey.

Para avaliação da resistência a fratura após envelhecimento mecânico

Os resultados de resistência máxima à fratura (N) foram tabulados e submetidos aos testes de normalidade (Shapiro-Wilk) e homogeneidade de variância (Levene) para verificar a distribuição dos dados amostrais. Com base nos resultados observados, determinou-se o método estatístico mais adequado, em nível de significância de 5,0%, para a avaliação dos dados. Considerando os resultados dos testes de normalidade ($P > 0,05$) referentes à resistência máxima à fratura (N), os dados foram submetidos às análises de variância a três fatores. Para os resultados de resistência à fratura, o teste de Dunnett's C foi aplicado para comparar aos pares as médias dos fatores de variação que apresentaram efeito significativo. Todas as análises foram realizadas com auxílio do programa IBM SPSS Statistics 20.0 (SPSS Inc, Chicago, Illinois, USA).

5 RESULTADO

Para avaliação da resistência à fratura através o ensaio estático:

O resumo da análise de variância relativa aos valores de resistência à fratura para os fatores de variação *Forma de Retenção e Inclinação de Cúspide*, incluindo os resultados dos testes de normalidade e homogeneidade de variância estão na Tabela 1, onde pode-se observar o efeito significativo na *Forma de Retenção* ($P < .01$) e *Inclinação de Cúspide* ($P < .01$) sobre a resistência máxima à fratura. Não houve significância para a interação *Forma de Retenção X Inclinação de Cúspide* ($P > .05$).

Tabela 1- Resumo da análise de variância relativa aos valores de resistência à fratura na força máxima de ruptura para os fatores de variação *Forma de Retenção e Inclinação de Cúspide*.

Efeito	GL	Média quadrática	F	P
<i>Forma de Retenção (FR)</i>	2	6003428,291	13,515	<.01
<i>Inclinação de cúspide (IC)</i>	1	24283970,319	54,670	<.01
<i>FR X IC</i>	2	52986,471	0,416	>.05
Erro	54	444190,691		
Total	60			

A partir da Tabela 2 pode-se verificar que as coroas cimentadas produziram resultados de resistência máxima à fratura estatisticamente superiores ($P < 0,05$) aqueles produzidos pelas coroas parafusadas com orifício restaurado e não restaurado. Essas últimas, no entanto, não apresentaram valores estatisticamente diferentes.

Tabela 2 - Valores de média e desvios-padrão (\pm) de resistência máxima à fratura para o fator de variação *Forma de Retenção*.

Resistência máxima à fratura (N)		
	Parafusada (não	
Parafusada (restaurada)	restaurada)	Cimentada
1695,9 (890,9) B	1378.7 (701.9) B	2445.6 (1122,4) A

Letras diferentes indicam valores de médias estatisticamente distintas entre si ($P < 0,05$).

Na Tabela 3 observa-se que as coroas com inclinação de cúspide reduzida produziram resultados de resistência máxima à fratura estatisticamente superiores ($P<0,05$) aqueles produzidos pelas coroas com inclinação padrão.

Tabela 3 - Valores de média e desvios-padrão (\pm) de resistência máxima à fratura para o fator de variação *Inclinação de Cúspide*.

Resistência máxima à fratura (N)	
Cúspide Reduzida	Cúspide Padrão
2476.3 (823.7) A	1203.9 (752.5) B

Letras diferentes indicam valores de médias estatisticamente distintas entre si ($P<0,05$).

Para avaliação da resistência a fratura após envelhecimento mecânico

O resumo da análise de variância dos valores de resistência máxima à fratura (N) e o resultado do teste de homogeneidade de variância (Levene) são exibidos na Tabela 4. O efeito significativo somente é observado para os fatores isolados *Forma de Retenção* e *Inclinação de Cúspide* ($P<0,0001$). O fator *Envelhecimento Mecânico* ($P=0,659$), bem como todas as interações múltiplas entre os fatores de variação não apresentaram efeito significativo. As médias dos valores de resistência máxima à fratura para os fatores *Forma de Retenção*, *Inclinação de Cúspide*, bem como os resultados do teste Dunnett's C são apresentados, respectivamente, nas Tabelas 5 e 6

Tabela 4 - Análise de variância dos três fatores (*Forma de Retenção e Inclinação de Cúspide e Envelhecimento Mecânico*) e resultado do teste de homogeneidade de variância (Levene), referentes aos resultados de resistência máxima à fratura.

Efeito	Graus de liberdade	Média quadrática	F	P
Forma de Retenção (FR)	1	24147426,6	60,480	<0,0001
Inclinação de cúspide (IC)	1	33164687,8	83,064	<0,0001
Envelhecimento Mecânico (EM)	1	78593,2	0,197	0,659
FR*IC	1	752355,3	1,884	0,174
FR*EM	1	20306,9	0,051	0,822
IC*EM	1	47011,1	0,118	0,732
FR*AC*EM	1	235388,6	0,590	0,445
Erro	72	399265,5		

Teste de Levene ($P=0,004$)

Na Tabela 5, observa-se que a resistência à fratura das coroas cimentadas foi estatisticamente ($P < 0,001$) maior que as coroas parafusadas.

Tabela 5 – Resistência máxima à fratura (N), desvios-padrão (\pm) e resultados do teste complementar de Dunnett's C para o fator de variação *Forma de Retenção*.

<i>Forma de Retenção</i>	
Parafusada	Cimentada
1331,40 (711,44) B	2430,21 (1053,75) A

Letras diferentes representam valores de médias estatisticamente significantes entre si ($P < 0,001$).

Na Tabela 6 observa-se que as coroas com inclinação de cúspide reduzida apresentaram resistência à fratura superior ($P < 0,001$) às coroas com inclinação de cúspide padrão.

Tabela 6 – Resistência máxima à fratura (N), desvios-padrão (\pm) e resultados do teste complementar de Dunnett's C para o fator de variação *Inclinação de Cúspide*.

<i>Anatomia Cuspídea</i>	
Cúspide Reduzida	Cúspide Padrão
2524,67 (938,22) A	1236,94 (710,69) B

Letras diferentes representam valores de médias estatisticamente significantes entre si ($P < 0,001$).

As médias de resistência à fratura (N) referentes aos grupos utilizados para testar a influência do envelhecimento mecânico encontram-se na Tabela 7.

Tabela 7 - Resistência máxima à fratura (N) e desvios-padrão (\pm) para o fator de variação *Envelhecimento mecânico*.

Grupos	Sem envelhecimento	Com envelhecimento
Parafusada não restaurada com CIP	801,79 \pm 353,78	767,24 \pm 306,98
Parafusada não restaurada com CIR	1955,57 \pm 418,71	1801,01 \pm 674,89
Cimentada com CIP	1783,27 \pm 895,61	1595,47 \pm 487,05
Cimentada com CIR	3107,97 \pm 939,37	3234,12 \pm 649,80

Modo de falha

A grande maioria das coroas fraturou na superfície oclusal, envolvendo uma das

faces circundantes (Figuras 20, 21 e 22). Todas as coroas fraturaram de forma similar, independente do material, havendo falhas adesivas e coesivas na cerâmica (Figuras 23 e 24).

Figura 20 - Padrão de fratura encontrado nas coroas testadas apenas estaticamente, mostrando envolvimento da face oclusal e de uma ou mais faces circundantes



Figura 21 - Padrão de fratura encontrado nas coroas fraturadas após envelhecimento mecânico, mostrando envolvimento da face oclusal e de uma ou mais faces circundantes



Figura 22 - Imagem do estereomicroscópio (a) e microscópio eletrônico de varredura (b) mostrando área de grande compressão da superfície oclusal.



Figura 23 - Imagem do microscópio eletrônico de varredura ilustrando falha mista (adesiva e coesiva) em coroas testadas apenas estaticamente.

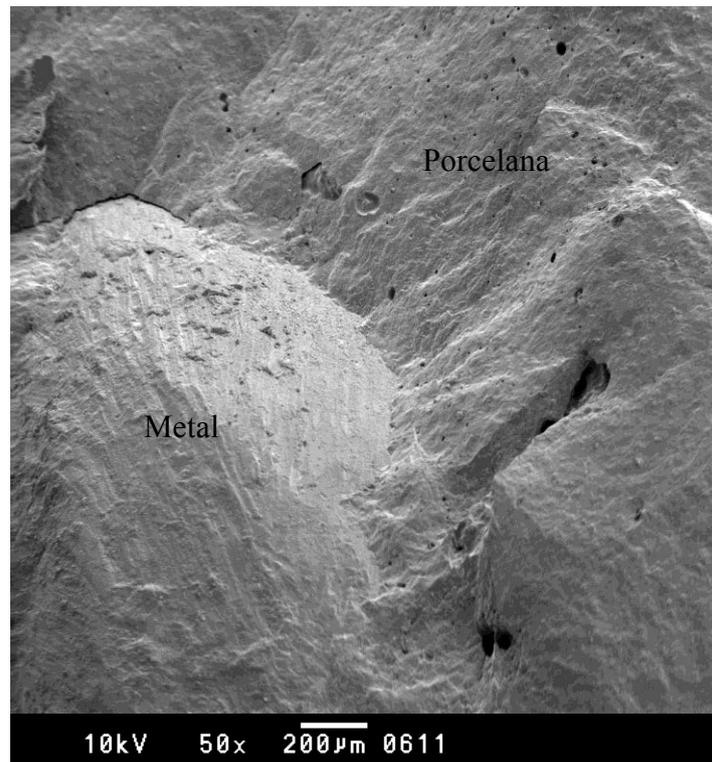
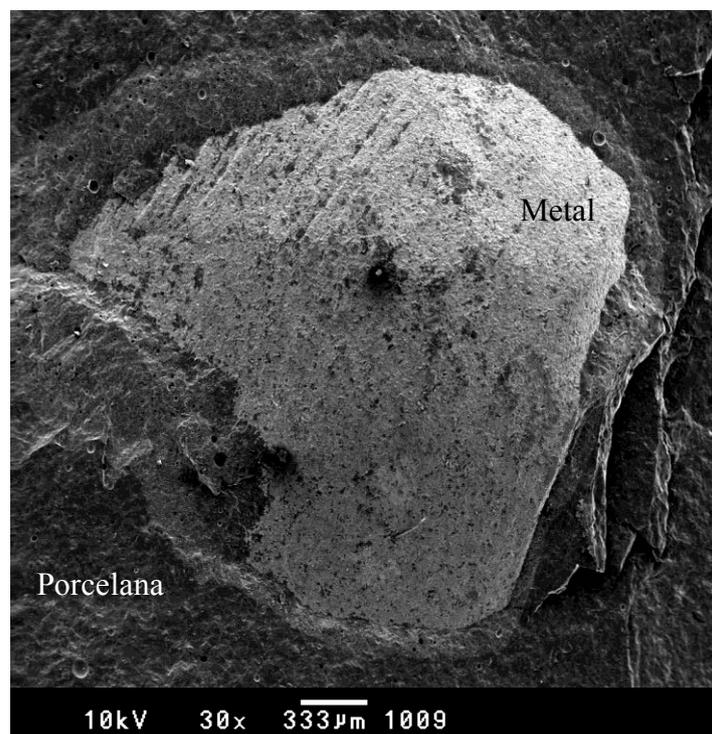


Figura 24 - Imagem do microscópio eletrônico de varredura ilustrando falha mista (adesiva e coesiva) em coroas envelhecidas mecanicamente.



6 DISCUSSÃO

Restaurações metalocerâmicas são amplamente utilizadas em odontologia com um elevado grau de sucesso³⁰, e quando suportadas por implantes, elas podem ser retidas a estes através de cimento ou parafuso^{13,15,25,42}. A literatura mostra que coroas implanto-suportadas retidas por parafuso apresentam maiores taxas de fratura quando comparadas a coroas retidas por cimento^{7,15,28,29,36,42}, o que está de acordo com o presente estudo, em que ao avaliar a forma de retenção das coroas implanto-suportadas, independentemente da anatomia cuspídea, pôde-se observar melhores resultados de resistência máxima à fratura para coroas cimentadas. Desta maneira, há um consenso geral de que esta é uma das suas principais vantagens.

Nissan et al.²⁸ em 2011 confirmam estes resultados através de 15 anos de acompanhamento clínico de pacientes tratados com próteses implanto-suportadas cimentadas ou parafusadas, onde puderam observar que, a longo prazo, as maiores complicações das próteses parafusadas foram as fraturas da porcelana. Os autores acreditam que restaurações implanto-suportadas cimentadas são superiores clinicamente e biologicamente; diferentemente do estudo de Sailer et al.³⁶, em que complicações biológicas, como perda do implante e perda óssea maior que 2 mm, são maiores para próteses cimentadas, apesar de apresentarem uma taxa de sobrevivência em 5 anos de 96,5%, enquanto que as parafusadas demonstram uma taxa de 89,3%. No entanto, segundo os autores, ambos os tipos de retenção (cimento ou parafuso) influenciam os resultados clínicos de diferentes maneiras, não sendo nenhum método mais vantajoso que o outro. A diferença está no fato de que complicações técnicas e biológicas podem ser tratadas mais facilmente em próteses parafusadas devido a reversibilidade.

Avaliando a razão pela qual as coroas parafusadas apresentam menor valor de resistência à fratura que as cimentadas, muitos autores^{5,12,13,15,42,43} acreditam que o orifício de acesso do parafuso em restaurações aparafusadas pode enfraquecer a porcelana, pois representam uma descontinuidade estrutural da mesma. Também acredita-se que presença do orifício de acesso ao parafuso possa interferir com a oclusão das próteses sobre implante^{2,5,6,12,13,25,34,43,49}, produzir contatos oclusais instáveis^{43,51} e comprometer a geração de cargas verticais ou axiais¹³; diferentemente das coroas cimentadas, em que a uniformidade da superfície oclusal faz com que ocorra uma melhor e mais homogênea distribuição de cargas⁷. O presente estudo confirma a hipótese de que a presença do OAP

na superfície oclusal das coroas diminui significativamente a resistência à fratura da porcelana, independentemente de estarem restaurados ou não.

Trabalhos na literatura mostram um maior número de lascamentos na porcelana de cobertura de coroas parafusadas metalocerâmicas com o OAP não-restaurado quando comparado com restaurado^{15,16}. Desta forma, pode-se pressupor que a restauração adesiva do OAP pode estabilizar a camada de porcelana^{15,16}, mas não há prova baseada em evidência que confirme tal afirmação¹⁵. No presente estudo, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes nos valores de resistência à fratura da porcelana de cobertura com OAP restaurado ou não-restaurado. Em outras palavras, o selamento testado neste estudo não foi capaz de estabilizar a camada de porcelana a ponto de haver um aumento da resistência à fratura das coroas.

As divergências nos resultados encontrados comparados ao estudo de Karl et al.¹⁶ podem estar associadas a diferenças metodológicas. No mencionado estudo foi utilizada uma ciclagem mecânica com um número de ciclos limitados para evitar a fadiga completa das amostras experimentais, o que segundo os autores poderia prevenir a detecção de diferenças. O número de falhas foi calculado com base em inspeções visuais de três diferentes examinadores. Assim, uma comparação de resultados entre os dois estudos não seria apropriada, pois em nosso trabalho foi utilizada uma força axial compressiva única até que houvesse a fratura das coroas, não detectando diferenças entre os grupos com selamento e sem selamento do OAP. Na prática clínica, orifícios de acesso ao parafuso não são deixados sem um selamento, porém a maioria dos trabalhos existentes utiliza restaurações com o OAP não selado devido à ausência de protocolo de selamento^{2,15,16,37}. Assim, estudos que possam desenvolver um protocolo de selamento capaz de estabilizar a camada de porcelana devem ser realizados.

Em estudos de biomecânica, uns dos fatores considerados como predisponentes para a incidência de fratura em dentição natural posterior são as inclinações íngremes de cúspides e sulcos profundos³³. De acordo com a literatura, acredita-se que a influência do desenho da superfície oclusal no sucesso de tratamentos com implantes seja significativa e tem-se sugerido que a limitação de forças laterais pela redução da inclinação das cúspides é benéfica na manutenção e preservação da osseointegração¹⁷. Segundo Weinberg⁴⁷, por exemplo, uma inclinação de 10° nas cúspides pode levar a um aumento de 30% no torque. No presente trabalho, os valores de resistência máxima à fratura das coroas com cúspide mais planas produziram resultados estatisticamente superiores ($P < 0,05$) aqueles produzidos pelas coroas com cúspides inclinadas, independentemente

da forma de retenção, concordando com os estudos de Preis et al³³. em 2014 em que inclinações íngremes, especialmente em combinação com curvaturas pontudas, mostram aumento das taxas de lascamento e diminuição da força de fratura em coroas de zircônia³³.

De uma forma geral, os estudos presentes na literatura levam em consideração a anatomia cuspídea apenas na avaliação da influência da inclinação das cúspides na sobrecarga dos implantes^{11,17,35,46,47} havendo uma necessidade da realização de mais estudos para avaliar efeitos da inclinação das cúspides na resistência à fratura de coroas implanto-suportadas, a fim de que se possa estabelecer parâmetros para o desenho das restaurações na tentativa de reduzir falhas possivelmente geradas por determinadas anatomias oclusais, muitas vezes confeccionadas com base apenas na dentição antagonista e adjacente e nas preferências e habilidades do ceramista.

Levando-se em consideração que as restaurações dentárias são expostas a cargas cíclicas em ambiente aquoso, a avaliação do comportamento de cerâmicas odontológicas sob tais condições seria apropriada para a aplicação de ensaios laboratoriais, porém, estudos que utilizam esta metodologia ainda são escassos⁴⁰. Assim, o presente trabalho realizou uma análise da resistência a fratura entre coroas com diferentes inclinações de cúspides (padrão e reduzida) e tipos de retenção da prótese (Parafusada com OAP não restaurado e cimentada) sob essas condições, utilizando 1×10^6 ciclos, com frequência de 10 Hz e carga 125 N. Nos resultados obtidos os fatores Forma de retenção e Inclinação das cúspides apresentaram valores estatisticamente significantes quando analisados independentemente, assim como ocorreu na análise das amostras submetidas apenas ao teste estático. Porém, pôde-se encontrar que o fator envelhecimento mecânico não apresentou efeito significativo ($P=0,659$). Uma possível explicação para este resultado seria de que o envelhecimento proposto simula uma condição em que fatores que influenciam nas forças desenvolvidas durante a mastigação, como como a presença de dor e disfunção temporomandibular, sexo, idade, morfologia crânio-facial, e fatores oclusais não são levados em consideração²¹.

Outro fator importante de ser observado, é a carga aplicada. Não existe um consenso sobre qual a força exercida durante a mastigação, e conseqüentemente, há uma divergência grande em valores de cargas cíclicas utilizadas para ensaios simulando a mastigação. Segundo Wang et al.⁴⁵, um molar suporta cargas cíclicas que variam de 60 N a 200 N, em condições normais de mastigação. Várias cargas já foram aplicadas em diferentes estudos. No presente estudo, o envelhecimento foi realizado utilizando uma

carga média de 125 N.

Embora muitos trabalhos tenham em suas metodologias o envelhecimento das amostras, o seu real efeito só é possível de ser observado quando comparado a um grupo não envelhecido, como no presente estudo. Alguns trabalhos na literatura não encontraram menores valores de resistência mecânica após ciclagem, como nos estudos de Itinoche et al.¹⁴, em que a ciclagem mecânica não apresentou efeito significativo na resistência à flexão tanto para alumina quanto para zircônia. No estudo de Wang et al.⁴⁵, a ciclagem mecânica não interferiu sobre propriedades mecânicas, como módulo de Young, dureza e resistência à fratura de infraestruturas em zircônia. Apenas a resistência à fratura de infraestruturas em IPS e.max Press foi significativamente reduzida.

No entanto, a grande variedade metodológica torna difícil a comparação entre tais resultados, pois os trabalhos encontrados apresentam importantes divergências, tanto quando ao tipo de espécime (material, forma geométrica), quanto ao protocolo utilizado para a realização da ciclagem mecânica (quantidade de ciclos, carga cíclica e frequência). Ainda, a literatura é escassa de trabalhos utilizando coroas e avaliando o efeito do envelhecimento na resistência à fratura, sendo necessário que se preconize um protocolo adequado de envelhecimento mecânico para os diferentes tipos de materiais.

Associado aos valores de resistência à fratura, também é importante analisar os tipos de fratura em cada grupo experimental. Isto porque não somente o resultado do teste de resistência à fratura garante a um material ou técnica ser ideal para restaurar uma estrutura dentária, mas sim que tipo de falha ele irá causar quando uma fratura vier a ocorrer, ou seja, se o prognóstico será favorável ou não. A análise realizada no microscópio eletrônico de varredura demonstrou que as coroas fraturaram de forma similar, independente do envelhecimento mecânico, havendo falhas adesivas e coesivas na cerâmica, tanto para as coroas submetidas diretamente ao ensaio estático (Figura 23), como para àquelas que sofreram envelhecimento prévio (Figura 24). Como pôde ser observado nas imagens das coroas representadas pelas Figuras 20, 21 e 22, a grande maioria delas fraturou na superfície oclusal, envolvendo uma das faces circundantes. Provavelmente este tipo de falha foi favorecida pela esfera de aço de 6 mm de diâmetro utilizada no estudo, a qual se adaptou às vertentes internas das cúspides vestibulares e linguais das restaurações. Nestas condições, a força de compressão foi aplicada com a esfera de aço sobre a restauração, favorecendo ao deslocamento externo das cúspides.

Por fim, é necessário salientar que independentemente dos resultados de resistência máxima à fratura se apresentarem maiores para um tipo de amostra em relação

ao outro, todos os grupos analisados apresentaram valores médios de resistência à fratura que superam a força máxima de mordida para região de molar, podendo variar entre 300 e 800 N². Em outras palavras, todos os grupos apresentaram níveis aceitáveis de resistência à fratura, podendo assim, dar uma maior segurança ao profissional sobre qual tipo de reabilitação utilizar diante das diferentes necessidades que possam ser encontradas na prática clínica.

7 CONCLUSÃO

Dentre as limitações do estudo mecânico, pode-se concluir que:

1. O tipo de retenção (parafusada ou cimentada) apresentou influência significativa na resistência à fratura de coroas metalocerâmicas implanto-suportadas, sendo os maiores valores encontrados para coroas cimentadas.
2. O fator Inclinação das cúspides de 20° ou 33° apresentou efeito significativo, com maiores valores de resistência à fratura encontrados para as coroas com cúspides reduzidas.
3. Para as coroas parafusadas testadas estaticamente, o selamento do orifício do parafuso não apresentou efeito significativo na máxima resistência à fratura dos espécimes testados.
4. O envelhecimento mecânico não apresentou efeito significativo na máxima resistência à fratura das coroas.

REFERÊNCIAS*

1. Adabo GL, Cruz CAS, Fonseca RG, Vaz LG. The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior teeth. *J Dent.* 2003; 31(5): 353-9.
2. Al-Omari WM, Shadid R, Abu-Naba'a L, Masoud BE. Porcelain fracture resistance of screw-retained, cement-retained, and screw-cement-retained implant-supported metal ceramic posterior crowns. *J Prosthodont.* 2010; 19(4): 263-73.
3. Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Gomes ÉA, Garcia IR Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res.* 2011; 55(1): 12-8.
4. Cavazos-Jr E, Bell FA. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(5): 566-9.
5. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J.* 2006; 201(8): 501-7.
6. Chiche GJ, Pinault A. Considerations for fabrication of implant-supported posterior restorations. *Int J Prosthodont.* 1991; 4(1): 37-44.
7. Cicciu M, Bramanti E, Maticena G, Guglielmino E, Risitano G. FEM evaluation of cemented-retained versus screw-retained dental implant single-tooth crown prosthesis. *Int J Clin Exp Med.* 2014; 7(4): 817-25.
8. Cutrim ES, Peruzzo DC, Benatti B. Evaluation of soft tissues around single tooth implants in the anterior maxilla restored with cemented and screw-retained crowns. *J Oral Implantol.* 2012; 38(6): 700-5.
9. Dhingra A, Weiner S, Luke AC, Ricci JL. Analysis of dimensional changes in the screw and the surface topography at the interface of a titanium screw and a zirconia abutment under cyclic loading: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013; 28(3):661-9.
10. 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.

* De acordo com o manual da FOAr/UNESP, adaptadas das normas Vancouver.

11. Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont.* 2010; 19(5): 381-6.
12. 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.
13. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(1): 28-35.
14. Itinoche KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. *Dent Mater.* 2006; 22(11):1029-34.
15. Karl M, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro effect of load cycling on metal-ceramic cement- and screw-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2007; 97(3): 137-40.
16. Karl M, Graef F, Wichmann MG, Heckmann SM. The effect of load cycling on metal ceramic screw-retained implant restorations with unrestored and restored screw access holes. *J Prosthet Dent.* 2008; 99(1): 19-24.
17. Kaukinen JA, Edge MJ, Lang BR. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J Prosthet Dent.* 1996; 76(1): 50-5.
18. Khera SC, Carpenter CW, Vetter JD, Staley RN. Anatomy of cusps of posterior teeth and their fracture potential. *J Prosthet Dent.* 1990; 64(2):139-47.
19. Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: patient-specific and a implant-specific predictors of ceramic failure. *J Prosthet Dent.* 2009; 101(6): 388-94.
20. Klineberg IJ, Trulsson M, Murray GM. Occlusion on implants - is there a problem? *J Oral Rehabil.* 2012; 39(7): 522-37.
21. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent.* 2010 Apr;4(2):223-32.

22. Kurt M, Ural Ç, Kulunk T, Sanal AF, Erkoçak A. The effect of screw color and technique to fill access hole on the final color of screw-retained implant crowns. *J Oral Implantol.* 2011; 36(6): 673-9.
23. Lambodaran G, Chander NG, Vasantakumar M. Finite element stress analysis on the influence of cuspal angle and superstructure materials in an implant-supported prosthesis. *Indian J Dent Res.* 2013;24(4):423-7.
24. Magne P, Magne M, Jovanovic SA. An esthetic solution for single-implant restorations – type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008; 99(1): 2-7.
25. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18(5): 719-28.
26. Moráquez OD, Belser UC. The use of polytetrafluoroethylene tape for the management of screw access channels in implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 2010; 103(3): 189-91.
27. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Belser UC, Samson J. Prosthetic complications with dental implants: from an up-to-8-year experience in private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21(6): 919-28.
28. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26(5): 1102-7.
29. Oliveira JLG, Martins LM, Sanada J, Oliveira PCG, Valle AL. The effect of framework design on fracture resistance of metal-ceramic implant-supported single crowns. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(4): 350-2.
30. Ozcan M: Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil.* 2003; 30(3): 265-9.
31. Park S-D, Leey Y, Kim Y-L, Yu S-H, Bae J-M, Cho H-W. Microleakage of different sealing materials in access holes of internal connection implant systems. *J Prosthet Dent.* 2012; 108(3): 173-80.
32. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014; 29 Suppl: 308-24.

33. Preis V, Dowerk T, Behr M, Kolbeck C, Rosentritt M. Influence of cusp inclination and curvature on the in vitro failure and fracture resistance of veneered zirconia crowns. *Clin Oral Investig*. 2014; 18(3): 891-900.
34. 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.
35. Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q, Li W, Swain M. Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(3): 527-37.
36. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res*. 2012; 23 Suppl 6: 163-201.
37. Shadid RM, Abu-Naba'a L, Al-Omari WM, Asfar KR, Masoud BME. Effect of an occlusal screw-access hole on the fracture resistance of permanently cemented implant crowns: a laboratory study. *Int J Prosthodont*. 2011; 24(3): 267-9.
38. Sherif S, Susarla HK, Kapos T, Munoz D, Chang BM, Wright RF. A systematic review of screw-versus cement-retained implant-supported fixed restorations. *J Prosthodont*. 2014; 23(1):1-9.
39. Sornsuan T¹, Swain MV. Influence of occlusal geometry on ceramic crown fracture; role of cusp angle and fissure radius. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011;4(7):1057-66
40. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater*. 2007; 23(1): 106-14.
41. 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.
42. Torrado E, Ercoli C, Mardini MA, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2004; 91(6): 532-7.
43. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(2): 260-5.

44. Vigolo P, Mutinelli S, Givani A, Stellini E. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012; 5(4): 355-64.
45. Wang RR¹, Lu CL², Wang G³, Zhang DS⁴. Influence of cyclic loading on the fracture toughness and load bearing capacities of all-ceramic crowns. *Int J Oral Sci.* 2014; 6(2): 99-104
46. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8(1): 19-31.
47. Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. *J Oral Implantol.* 2001;27(6):293-301.
48. Weininger B, McGlumphy E, Beck M. Esthetic evaluation of materials used to fill access holes of screw-retained implant crowns. *J Oral Implantol.* 2008; 34(3): 145-9.
49. Williamson R. Restoring screw-retained implant prostheses. *J Am Dent Assoc.* 2000; 131(1): 73-4.
50. Wittneben JG, Millen C, Brägger U. clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions – a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014; 29 Suppl: 84-98.
51. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater.* 2007; 23(3): 296-301.

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

Araraquara, 31 de julho de 2015

Cibele Oliveira de Melo Rocha