

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

JOSÉ LUIZ GÓES DE OLIVEIRA

**Resistência à fratura de coroas metalocerâmicas
implanto-suportadas cimentadas e parafusadas**

BAURU

2009

JOSÉ LUIZ GÓES DE OLIVEIRA

**Resistência à fratura de coroas metalocerâmicas implanto-
suportadas cimentadas e parafusadas**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral
Orientador: Prof. Dr. Accácio Lins do Valle

BAURU

2009

Oliveira, José Luiz Góes de
OI4r Resistência à fratura de coroas metalocerâmicas
implanto-suportadas cimentadas e parafusadas/ José Luiz Góes
de Oliveira. -- Bauru, 2009

81 p. : il. ; 31 cm.

Dissertação. (Mestrado) -- Faculdade de Odontologia
de Bauru. Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Accácio Lins do Valle

Autorizo, exclusivamente pra fins acadêmicos e científicos, a
reprodução total ou parcial desta tese, por processo
fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura do autor:

Data:

DEDICATÓRIA

À **Deus**,

Pois só quem acredita em sua existência consegue traçar um belo caminho na vida.

Dedico este trabalho aos **meus pais**,

José Geraldo Soares de Oliveira e Margarida Maria Malta Góes de Oliveira

(In Memoriam)

Apesar de não estarem mais aqui, vocês nunca me deixaram o sentimento da ausência.

Pelo contrário, a herança humana que vocês me deixaram é o maior conforto que qualquer pai e mãe poderiam dar a um Filho.

Como olhar para meu irmão e meus tios e não ver meu pai?

Como olhar para minhas irmãs e tias e não ver minha mãe?

Como olhar para meus primos e sobrinhos e não ver meus irmãos?

Vou ser eternamente grato a vocês por ter me deixado uma família tão bonita e por terem sido aquela estrela que sempre esteve ali para me guiar nos momentos mais difíceis.

Dedico também este trabalho ao **meu tio Tonho**,

(In Memoriam)

É uma pena que eu não possa receber seu abraço nesse momento tão importante da minha vida. O que me consola é saber que, como sempre, você está presente e que contribuiu com mais esta vitória. Nunca vou me esquecer de suas lições de vida e sempre vou levá-las comigo.

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS E AOS PROFESSORES

Ao meu **orientador Prof. Dr. Accácio Lins do Valle**, por todas as oportunidades que me foram dadas durante minha passagem por Bauru. Sua maneira “paternal” de tratar não só a mim, mas a todos os seus orientados faz a gente se sentir um pouco mais próximo do carinho de nossa família. Espero que a nossa relação se mantenha viva mesmo à distância e que possamos manter vivos os nossos projetos, e que tantos outros possam surgir. Serei eternamente grato por tudo.

Ao **Prof. Dr. Pedro Cesar Garcia de Oliveira**, por todo o carinho e todo apoio que sempre me deu. Sempre vou tentar me espelhar na sua maneira educada e carinhosa de tratar todos que estão ao seu redor. Espero sempre poder contar com sua colaboração para que possamos continuar realizando trabalhos como este, que também é seu.

Ao **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, obrigado por todos os “puxões de orelha” e por todos os conhecimentos transmitidos durante esses anos de clínicas e seminários.

Ao **Prof. Dr. José Henrique Rubo**, por todas as críticas e palavras de apoio que me foi dada desde a especialização.

Ao **Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira**, por todos os ensinamentos não só profissionais, mas também morais e éticos. Obrigado pelo prazer de, muitas vezes, poder frequentar sua casa e saber que posso contar com você não só como professor mas também como amigo.

Ao **Prof. Dr. Paulo Cesar Rodrigues Conti**, por todo empenho que sempre teve em me ajudar. Vou ser eternamente grato por isto e espero, de alguma forma, sempre poder contribuir.

Ao **Prof. Dr. Renato de Freitas**, por tudo que você me proporcionou desde que iniciei a minha especialização. Digo, com muito orgulho, que tive a sorte de te ter como meu orientador na especialização e de, a partir daí, abrir uma enorme janela na minha vida. O que era desconfiança no início se transformou em empolgação após ler nosso trabalho de conclusão da especialização. A partir daí todo nosso entrosamento se transformou em muitos trabalhos. Pode contar comigo para todos os planos que tiver, pois sei que posso contar com você para tudo que precisar.

Ao **Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela**, por todas as oportunidades que me deu. Fico feliz de saber que posso contar com seu apoio e seus conselhos independente de onde eu estiver. Pode continuar contando comigo sempre que precisar.

Ao **Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araujo**, por todo apoio que me deu para que eu pudesse estar hoje concluindo este tão importante passo na minha vida profissional. Nada do que eu escreva aqui vai estar à altura da minha gratidão por você, por isso me resumo a dizer que nunca vou esquecer de tudo que você fez por mim.

À **Profª. Drª. Lucimar Falavinha**, por todo carinho que sempre demonstrou por mim. Nunca vou esquecer dos deliciosos almoços que tive o prazer de estar presente na sua casa.

Ao **Prof. Dr. Gerson Bonfante**, por todos os conhecimentos transmitidos durante o nosso curso. Cada minuto ao seu lado era uma aula que levarei para o resto de minha vida. Sempre estarei à disposição para ajudá-lo no que for preciso. Muito obrigado por tudo!

Ao **Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto**, por todo período de estágio que tive o prazer de acompanhar a graduação, especialmente as clínicas de Prótese Total.

Agradeço também a todos os **professores** do curso de Odontologia da Universidade Federal de Sergipe (**UFS**), na pessoa da chefe de departamento **Prof^a. Dr^a. Rosa Maria Viana de Bragança Garcez**, por toda base acadêmica que me proporcionou subir mais este degrau da minha formação profissional.

À **Faculdade de Odontologia de Bauru**, da Universidade de São Paulo, e ao seu **Departamento de Prótese** pela oportunidade de ter feito parte de um curso de pós-graduação de alto nível.

Ao Programa de Aperfeiçoamento em Ensino (**PAE**), pelo apoio financeiro e pela oportunidade de praticar atividades didáticas junto à graduação.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (**CNPq**), pelo apoio financeiro à minha pesquisa.

AGRADECIMENTOS À FAMÍLIA E AOS AMIGOS

Ao meu **irmão Geraldo**, muito obrigado por tudo que você já fez e continua fazendo por mim. Se não fosse pelo seu apoio eu não estaria comemorando mais esta vitória.

Às minhas **irmãs Lily, Alana, Sylvana e Yvana**, por todo o amor de mãe que vocês sempre me deram. Agradeço todos os dias por tudo que vocês sempre fizeram por mim e pelas famílias que vocês estão construindo.

Por isto, também agradeço aos meus **cunhados Andinho, Rodrigo e Eduardo**, e à minha **cunhada Aline** por fazerem parte da nossa família e serem ótima companhias para minhas irmãs e irmão.

Aos meus **sobrinhos, Dudu, Dany, Fernanda, Caio e Cecília**. Amo todos vocês!

Um agradecimento especial ao meu **sobrinho e afilhado Caio (Titico)**, por quem senti muita saudade durante todos esses anos que estava longe de casa. Te amo muito e espero ser para você um ótimo padrinho, igual ao que eu sempre tive.

Aos meus **tios e tias**, que sempre estiveram de braços abertos quando precisei de ajuda. Nunca conseguirei demonstrar o quanto sou grato por tudo que vocês fizeram e continuam fazendo por mim. Agradeço também por todos os **primos** maravilhosos que vocês me deram.

Um agradecimento especial a **Nem** que manteve vivo os sonhos e as ações sociais que meu tio Tonho sempre realizou com muito amor e discrição.

Aos meus sogros **Antônio e Edênia** e à minha cunhada **Ana Cláudia**, por todo carinho que vocês sempre tiveram por mim. Obrigado por todos estes anos de convivência e por fazer eu me sentir em casa quando estou com vocês.

A todos os **acadêmicos** da Faculdade de Odontologia de Bauru, representados pela turma **XLIII** que me proporcionou a chance de aprender todos os dias em que tive a oportunidade de acompanhar clínicas e laboratórios. Obrigado também pelo prêmio de pós-graduando homenageado do ano de 2007 que, sem dúvida, é o maior título que levarei de Bauru.

Aos **estagiários** do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru, **Luiz, Hugo, Lívia Aguiar, Lívia Lopes, Luana, Lívia Maria, Carol, Ana e Eloisa** pelo apoio nos seminários e pelos trabalhos apresentados juntos em jornadas acadêmicas.

A todos os **funcionários** da Faculdade de Odontologia de Bauru: **Claudia, Deborah, Marcelo Giatti, Val, Ana Silvia, Reivanildo, Cleusa e Hebe** que sempre estiveram dispostos a me ajudar durante todo este tempo de especialização, estágio e mestrado.

Aos meus grandes **amigos de turma de mestrado da Reabilitação Oral**, **Aline, Bruna, Carol, Fábio Kenji, Fábio Lorenzoni, Marcus, Roberta, Priscilla, Emílio, Paulo Maurício, Marcelo, Daniel, Cintia, Oswaldo, Rosalyn, Felipe, David, Gustavo, João**, por tudo que passamos juntos. Espero que esta amizade dure por toda nossa vida e que cada um trace um belo caminho profissional.

Aos **amigos do doutorado**, **Jefferson, Patrícia, Estevinho, Thiago, Romão, Leandro, Luciana, Rafael, Daniel, Murilo, Márcio, Eduardo Meira, Eduardo**

(Noel), Flora, Pedro, Renata por todo o apoio em trabalhos e seminários. Desejo a todos um belo futuro profissional.

Aos meus **amigos de turma de mestrado da Dentística, Karin, Luciana Mendonça, Luciana Francisconi, Polliana, Paula, Flávia, Eugênio** e às amigas **Adriana (Drica) e Karla Rolim** por todas as reuniões gastronômicas e por toda a ajuda sempre que precisei.

Um agradecimento especial à **equipe Alfa (Daniel, Gustavo, Luiz e Leandro)** por todo companheirismo. Estaremos sempre unidos por nossa amizade, independente de onde estivermos.

Aos amigos **André Lucas, Alaíde Hermínia, Carlos Neanes e Mirabeau** pelos incentivos que sempre me deram para meu crescimento e amadurecimento profissional. Muito obrigado por todo o apoio!

Ao **amigo Antonio**, por todos os trabalhos realizados juntos nesses últimos anos. Espero que possamos continuar trabalhando da forma tranqüila que sempre foi.

Agradeço também, de uma forma geral, a todos os meus **amigos**. Tudo que sou hoje também é um reflexo da amizade de todos vocês.

Por fim, agradeço à minha **namorada Adalúcia**, por todo companheirismo e paciência durante todos estes anos distante. Nunca vou conseguir demonstrar o quanto você é importante para mim. Espero que agora você consiga me agüentar por perto!

Muito obrigado a todos!

RESUMO

Nas próteses sobre implante, a escolha do sistema de retenção (cimentada ou parafusada) muitas vezes está relacionada com a preferência pessoal de cada profissional. Porém alguns aspectos que diferem esses tipos de prótese devem ser levados em consideração no momento desta seleção. A passividade de assentamento, a reversibilidade, a estética, a oclusão e a presença do orifício de acesso ao parafuso. A ausência de orifícios de acesso ao parafuso é uma grande vantagem quando se utilizam próteses cimentadas principalmente quando se trata de casos onde a estética é uma prioridade. Além disto, a descontinuidade da cerâmica nas próteses parafusadas pode se apresentar como um fator de fragilização para a cerâmica. Isto se torna ainda mais grave quando o orifício de acesso ao parafuso constituído apenas por cerâmica com o objetivo de minimizar sua deficiência estética. É neste sentido que o presente trabalho se propõe a avaliar a resistência à fratura da cerâmica em próteses metalo-cerâmicas implanto-suportadas cimentadas e parafusadas com dois diferentes desenhos de infra-estruturas. Além disto, observar se a simulação de envelhecimento da cerâmica através da ciclagem mecânica influencia na sua resistência à fratura sob carga compressiva. Para isto, 10 coroas metalo-cerâmicas cimento-retidas (Grupo controle), 10 coroas metalo-cerâmicas parafusadas diretamente sobre o implante e orifício de acesso ao parafuso em metal medindo 2mm de altura (Próteses parafusadas com “chaminé”) e 10 coroas metalo-cerâmicas parafusadas diretamente sobre o implante com orifício de acesso ao parafuso em porcelana medindo 2mm de altura (Próteses parafusadas sem “chaminé”) foram confeccionadas de forma padronizadas. Metade dos corpos-de-prova de cada grupo (n=5) foram submetidas ao teste de ciclagem mecânica com auxílio de uma máquina eletro-mecânica de fadiga que continha um dispositivo de aço inoxidável com a ponta da forma esférica (6mm de diâmetro) que promovia uma carga simultânea em 4 vertentes triturantes (2 vestibulares e 2 linguais), simulando um contato com o dente antagonista por 1.200.000 ciclos, com uma frequência de contato de 2Hz e carregamento de 100N, em água a uma temperatura de 37°C. Todos os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de compressão axial realizado em uma máquina de testes a uma velocidade de 0,5mm/min para que um dispositivo de extremidade arredondada

(6mm de diâmetro) entrasse em contato com a coroa. Os valores médios da força requerida para a fratura dos corpos-de-prova foram calculados e comparados pela análise de variância a 2 critérios (1= tipo de infra-estrutura; 2= ciclagem prévia) e teste de Tukey. Pode-se concluir que a ciclagem mecânica não influenciou na resistência final dos corpos-de-prova quando submetidos à carga compressiva. Além disto, verificou-se que as próteses cimentadas apresentaram maior resistência à fratura da cerâmica que as duas variações de infra-estrutura para próteses parafusadas com níveis de significância estatística ($p \leq 0,5$). Entre as próteses parafusadas não foram observadas diferenças estatisticamente significantes ($p \geq 0,5$).

Palavras-chave: Prótese Dentária fixada por implante, Resistência de Materiais, Cerâmica.

ABSTRACT

Fracture resistance of metal-ceramic cement- and screw-retained implant-supported single crowns

In implant prosthodontics, the choice of retention system (cemented or screwed) is often related to personal preferences of each professional. However, some aspects that differentiate these 2 types of prosthesis must be considered at the time of selection: the passivity of the fit, the reversibility, the aesthetics, the occlusion and the presence of the occlusal opening of the screw-access hole. The absence of access hole is a great advantage when using cemented prosthesis especially when it comes to cases where aesthetic is a priority. In addition, the discontinuing of the ceramic in the screwed prosthesis may be a factor of weakening. This becomes even more serious when the screw-access hole is totally ceramic in order to minimize its aesthetic deficiency. The aim of this study was to evaluate the resistance to fracture of cemented and screw-retained implant-supported metaloceramic crowns with two different frameworks designs. Moreover, the influence of the aging of ceramics by mechanical cycling on the resistance to fracture under compressive load was also observed. Ten cement-retained, ten screw-retained with the screw-access hole in metal measuring 2mm height ("chimney") and ten screw-retained with screw-access hole in ceramic measuring 2mm height (without "chimney") single crowns were manufactured. All screw-retained crowns were screwed directly over the implant. Half of the specimens from each group (n=5) were subjected to Mechanical cycling. The load (100N, 1.200.000 cycles, 2 Hz) was applied by a spherical stainless steel tip (6mm in diameter) simultaneously on 4 cusps (2 buccal and 2 lingual), simulating the contact with the antagonist tooth, under water at 37°C. All specimens were subjected to axial compression with a spherical tip (6mm in diameter) in a universal testing machine at 0.5mm/min. Mean values of maximum force required to fracture were analyzed using 2-way ANOVA (1=framework, 2=mechanical cycling) and Tukey's test for multiple comparisons ($p \leq 0,05$). Mechanical cycling did not affect the strength of the specimens when subjected to compressive load. Cemented prosthesis had greater resistance to fracture than the two variations of screwed frameworks with statistically significant

differences. Between the 2 types of screwed prosthesis no statistically significant differences were observed.

Keywords: Dental Prosthesis, Implant-Supported , Material Resistance , Ceramics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 4.1 – Prótese Cimentada (Grupo controle).....	49
Figura 4.2 – Prótese parafusada com “Chaminé”	49
Figura 4.3 – Prótese Parafusada sem “Chaminé”	49
Figura 4.4 – Implante incluído na base de poliuretano com auxílio do delineador.....	50
Figura 4.5 – Dente de estoque perfurado (a); adaptação de um cilindro UCLA calcinável ao dente de estoque (b); complementação da anatomia com cera (c) e corte do cilindro a nível oclusal (d).....	51
Figura 4.6 – Matriz do dente de estoque (a); Matriz bipartida (b, c); posicionamento do cilindro plástico no análogo (d); duplicação do dente em cera (e)	51
Figura 4.7 – Dente padrão duplicado em cera (a); escavamento controlado (desgaste adequado para aplicação da cerâmica - 1,5 mm) (b); infra-estrutura em cera (c) e matriz da infra-estrutura (d).....	51
Figura 4.8 - Adaptação de um munhão preparável (5mm de altura) à matriz (a); confecção do coping de duralay sobre o munhão (b); preenchimento dos espaços vazios com cera (c); infra-estrutura em cera finalizada (d).....	52
Figura 4.9 – Cilindro UCLA calcinável adaptado à matriz (a); preenchimento dos espaço com cera (b); infra-estrutura em cera finalizada (c).....	52
Figura 4.10 – matriz do dente adaptada ao verticulador (a); espaço para aplicação da cerâmica (b); primeira aplicação da cerâmica (c, d); segunda aplicação da cerâmica (e, f)	55
Figura 4.11 – Esquematização dos testes mecânicos.....	56
Figura 4.12 – Máquina utilizada para o teste (a); quatro pontos de contato com a ponta esférica (b).....	58

Figura 4.13 - Dispositivo de aço inoxidável adaptado à máquina utilizada para o teste (a); quatro pontos de contato com a ponta esférica (b)..... 58

Figura 5.1 - Coroas implanto-suportadas fraturadas: coroas cimentadas sobre implante com (a1) e sem ciclagem (a2), coroas parafusadas sobre implante com chaminé com (b1) e sem ciclagem (b2) e coroas parafusadas sobre implante sem chaminé com (c1) e sem ciclagem (c2)..... 64

- GRÁFICOS

Gráfico 5.1 - Médias de resistência à fratura (N) para as coroas cimentadas sobre implante (Grupo controle), coroas parafusadas sobre implante com (Grupo 2) e sem chaminé (Grupo 3)..... 62

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Médias de resistência à fratura (N) e desvios padrão para as coroas cimentadas sobre implante (Grupo controle), coroas parafusadas sobre implante com chaminé (Grupo 2) e coroas parafusadas sobre implante sem chaminé (Grupo 3).....	61
Tabela 5.2 – Análise de variância (ANOVA) a dois critérios (1= tipo de infraestrutura; 2= ciclagem prévia) para os valores de resistência (N) à fratura dos corpos-de-prova.....	63
Tabela 5.3 – Teste de TUKEY para comparações múltiplas entre as médias dos valores de resistência à fratura (N) entre todos os grupos: coroas cimentadas sobre implante (Grupo controle), coroas parafusadas sobre implante com chaminé (Grupo 2) e coroas parafusadas sobre implante sem chaminé (Grupo 3).....	64

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	21
2 REVISÃO DE LITERATURA	27
2.1 COROAS METALOCERÂMICAS CONVENCIONAIS	27
2.2 COROAS METALOCERÂMICAS SOBRE IMPLANTE	30
2.3 ENSAIOS MECÂNICOS	36
2.4 FORÇA MASTIGATÓRIA	38
3 PROPOSIÇÃO	43
4 MATERIAL E MÉTODOS	47
4.1 MATERIAIS UTILIZADOS	47
4.2 METODOLOGIA.....	48
4.2.1 Divisão dos grupos experimentais	48
4.2.2 Confecção dos corpos-de-prova e desenvolvimento da metodologia	50
4.3 ENSAIOS.....	56
4.3.1 Teste de ciclagem mecânica	57
4.3.2 Teste de resistência à fratura por compressão axial	57
4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	58
5 RESULTADOS	61
6 DISCUSSÃO	67
7 CONCLUSÕES	73
REFERÊNCIAS	77

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes osseointegrados para suporte de próteses, proposto por Branemark, foi originalmente desenvolvido para pacientes desdentados totais e, a princípio, para a região anterior de mandíbula, visto que esta região reunia as melhores características ósseas requeridas para um implante. Pesquisas sobre implantes em região anterior de mandíbula estão bem documentadas e seu prognóstico a longo prazo tem se mostrado seguro (GUICHET et al., 2000; PIETRABISSA et al., 2000; TORRADO et al., 2004). Isto levou os cirurgiões dentistas a se encorajarem no sentido de utilizar este meio de suporte no edentulismo parcial e até mesmo unitário em outras as regiões da cavidade bucal (SINGER; SERFATY, 1996; KEITH et al., 1999; GUICHET et al., 2000; PIETRABISSA et al., 2000; TORRADO et al., 2004).

O desafio da utilização de implante no suporte de restaurações no edentulismo parcial e unitário criou várias dúvidas com relação aos materiais e às técnicas utilizadas para esta nova modalidade de reabilitação (MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003; BARBOSA; FEDUMENTI, 2005). Um destes questionamentos está relacionado ao mecanismo utilizado para reter a restauração sobre o pilar: cimentar ou parafusar?

A aplicação de próteses retidas por parafuso tem uma história muito bem documentada de sucesso em edentulismo total (KEITH et al., 1999; GUICHET et al., 2000; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003). Porém, o crescimento da utilização dos implantes em pequenos espaços protéticos exigiu uma evolução dos conceitos restaurativos neste campo, inclusive no que dizia respeito a este sistema de retenção das restaurações (PIETRABISSA et al., 2000; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003).

Ao mesmo tempo em que as próteses cimentadas possuem simplificação do procedimento reabilitador (BEZERRA; ROCHA, 1999; FRASCISCHONE; ISHIKIRIAMA; VASCONCELOS, 1999; ARAUJO; ARAUJO, 2001; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003), uma maior passividade de assentamento (HEBEL; GAJJAR, 1997; PASTOR et al., 1999; PIETRABISSA et al., 2000; TAYLOR; AGAR; VOGIATZI, 2000; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003; VIGOLO et al., 2004; BARBOSA; FEDUMENTI, 2005) e um menor comprometimento estético e oclusal

(MISCH, 1993; SINGER; SERFATY, 1996; MADDALENA; MADDALENA, 1998; FRASCISCHONE; ISHIKIRIAMA; VASCONCELOS, 1999; MISCH, 2000; WILLIAMSON, 2000; DRAGO, 2003; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003; BARBOSA; FEDUMENTI, 2005; MCCRACKEN; SIMMONS; SIMMONS, 2005), elas não proporcionam ao tratamento reabilitador a possibilidade de recuperação da restauração em casos de futuras falhas, além de dificultar a sua manutenção no consultório visto que, por exemplo, não pode ser removida para a realização de uma profilaxia mais apurada ou uma sondagem dos tecidos peri-implantares.(MISCH, 1993; HEBEL; GAJJAR, 1997; MADDALENA; MADDALENA, 1998; BEZERRA; ROCHA, 1999; CHEE et al., 1999; FRASCISCHONE; ISHIKIRIAMA; VASCONCELOS, 1999; TAYLOR; AGAR; VOGIATZI, 2000; ARAUJO; ARAUJO, 2001; VALBAO; PEREZ; BREDÁ, 2001; FERNANDES NETO; NEVES; PRADO, 2002; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003; NEVES et al., 2003; NADIN et al., 2004; VIGOLO et al., 2004; BARBOSA; FEDUMENTI, 2005).

Outro ponto de grande discussão quando se compara estes dois tipos de retenção de próteses sobre implante é com relação à resistência à fratura da cerâmica. O fato destas próteses não possuírem o alívio do ligamento periodontal durante o impacto das cargas mastigatórias faz com que a fratura da cerâmica fosse mais comum nas próteses sobre implante. Existem vários trabalhos na literatura que demonstram a preocupação com a resistência da cerâmica em próteses convencionais metalocerâmicas, principalmente no que diz respeito à variação no desenho da infra-estrutura (KARL et al., 2007; ZARONE et al., 2007; KARL et al., 2008).

Quando se compara as próteses implanto-suportadas com relação aos seus sistemas de retenção (cimentada ou parafusada) observa-se que a presença do orifício de acesso ao parafuso possibilita uma maior incidência de fraturas da porcelana (TORRADO et al., 2004; KARL et al., 2007; ZARONE et al., 2007; KARL et al., 2008).

Desta forma, a ausência de orifício de acesso ao parafuso nas próteses cimentadas garante maior resistência ao material restaurador, resultando em menor possibilidade de fratura. Já nas próteses parafusadas, o orifício de acesso ao parafuso reduz a resistência da cerâmica visto que seu diâmetro mínimo mede 3 mm e corresponde a aproximadamente 50% da mesa oclusal de um molar e mais de 50% da mesa oclusal de um pré-molar inferior (HEBEL; GAJJAR, 1997).

Outro fator que pode exercer um importante papel na resistência da cerâmica é a presença de metal cobrindo todo o orifício de acesso ao parafuso (presença da “chaminé”). Porém, a presença de metal chegando até a superfície oclusal ao mesmo tempo que parece possibilitar um maior reforço para o material cerâmico, causa sérios problemas estéticos (MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003).

Deste forma, é clara a necessidade de trabalhos que mostrem a influência do desenho das infra-estrutura de próteses metalocerâmicas sobre implante na resistência da cerâmica, principalmente quando se trata da variação da infra-estrutura das próteses parafusadas.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 COROAS METALOCERÂMICAS CONVENCIONAIS

O desenho da infra-estrutura metálica já é, há muitos anos, estudada nas próteses metalocerâmicas convencionais. Shelby (1962), por meio de uma revisão de literatura, fez algumas considerações a respeito do desenho das restaurações metalocerâmicas e listou alguns requisitos considerados básicos para se alcançar o sucesso com restaurações metalocerâmicas como a dureza do metal, o tipo de material e seu módulo de elasticidade, rigidez do suporte, integridade marginal, preparo, material de cimentação, espessura de película do cimento e, por fim, o desenho da infra-estrutura que, para o autor, deve ser fabricado de modo a oferecer máxima resistência à porcelana de revestimento e ter qualidades que evitem as forças de torque e cisalhamento.

Em outro trabalho, Mumford (1965) descreveu o desenho da infra-estrutura como sendo um dos fatores determinantes para o sucesso das restaurações metalocerâmicas. Além disto, outros aspectos como a espessura da infra-estrutura metálica de 0,3 mm a 0,5 mm nas áreas de aplicação de porcelana, as propriedades físicas das ligas metálicas, a cor do material restaurador e a técnica de queima da cerâmica também são importantes para o seu sucesso. Tudo isto representa a união das propriedades de rigidez, resistência à fratura e estética que são pré-requisitos fundamentais para as restaurações metalocerâmicas.

Para Hobo e Shillingburg (1973) a união metal-porcelana, as diferenças entre o ponto de fusão do metal e a temperatura de fusão da porcelana, as diferenças dos coeficientes de expansão térmica e a resistência do metal são os principais fatores determinantes do sucesso das restaurações metalocerâmicas. Além disto, os autores citam o desenho da infra-estrutura como um fator de extrema importância dentro das características da resistência do metal que deve apresentar uma espessura adequada. Para estes mesmos autores, este desenho pode ter um papel determinante no sucesso ou fracasso das restaurações. A redução da espessura adequada do metal nunca deve ser usada para compensar uma possível

falta de espaço para a porcelana. Por fim, os autores listam três características de importância no desenho da infra-estrutura de uma restauração metalocerâmica: a extensão da área a ser coberta pela porcelana; a espessura da cinta metálica marginal e a localização dos pontos de contato. A infra-estrutura metálica deve possibilitar um suporte adequado para a porcelana que precisa ter uma espessura uniforme, suficiente para se alcançar uma boa estética.

Através de uma revisão de literatura, Kornfeld (1974) revelou alguns fatores essenciais que uma restauração deve ter para atingir uma adequada resistência à fratura. Dentre eles destacam-se a presença da cinta marginal e poste proximal, a uniformidade da espessura de cerâmica (1,0 mm a 1,5 mm), e a espessura da infra-estrutura metálica (0,5 mm).

Warpeha e Goodkind (1976) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo de avaliar a resistência à fratura de restaurações metalocerâmicas variando os desenhos das infra-estruturas metálica e a manipulação da porcelana. Para isto, foram confeccionadas 44 coroas com três diferentes desenhos de infra-estrutura para que a resistência à fratura dos corpos-de-prova fosse avaliada a partir da simulação do contato de um pré-molar superior contra um pré-molar inferior, utilizando uma máquina de ensaio mecânico Instron a uma velocidade de 1,27 mm/min. Sendo assim, os autores concluíram que o desenho da infra-estrutura metálica, juntamente com a manipulação dos materiais durante a fabricação da restauração, tem relação significativa com a resistência à fratura.

Para Miller (1977) o desenho da infra-estrutura metálica se caracteriza como um fator fundamental para que as restaurações metalocerâmicas obtivessem sucesso clínico. Segundo o autor, a infra-estrutura deveria possuir cinta metálica, poste proximal e espessura na infra-estrutura de 0,3 mm na região vestibular e de 0,5 mm na região lingual e oclusal. Além disto, determinou alguns princípios mecânicos que servem como orientação para o desenho da maioria das restaurações como, por exemplo, rigidez de suporte, resistência à compressão, coeficiente térmico de expansão similar à porcelana de revestimento, biocompatibilidade como o tecido periodontal, estética e função e, por fim, facilidade para higienização.

Naylor (1992) descreveu algumas características consideradas fundamentais nas infra-estruturas das restaurações metalocerâmicas. A espessura

da infra-estrutura deve ser de, no mínimo, 0,3 mm a 0,5 mm, para que possa resistir à flexão ou deformação quando colocada em função. Além disto, a infra-estrutura deverá ser desenhada para restaurar o contorno original do dente, podendo também repor a estrutura dental perdida para que uma espessura uniforme da porcelana fosse conseguida. Para o autor, clinicamente, a porcelana sofre uma variação na sua espessura de acordo com as diferentes áreas da restauração, podendo ter de 1,0 mm (terço gengival) e até 1,5 a 2,0 mm (incisal ou oclusal). Deve-se evitar que esta espessura seja maior que 2,0 mm, isto porque as chances de fracasso seriam maiores.

No ano seguinte, Muia (1993) descreveu como pré-requisito para o sucesso das restaurações metalocerâmicas o desenho da infra-estrutura. Para ele, o desenho da infra-estrutura metálica deveria oferecer um suporte adequado à porcelana de cobertura, possibilitando assim que as forças oclusais fossem absorvidas pela infra-estrutura metálica da restauração conferindo à cerâmica uma resistência adequada. Para o autor, o desenho da infra-estrutura deve oferecer suporte conveniente à porcelana para que suas características de espessura, resistência e demais propriedades físicas auxiliem no desempenho clínico das restaurações.

O'Boyle et al. (1997) avaliaram a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas utilizando um novo desenho de infra-estrutura. Para isto, foram confeccionadas vinte coroas metalocerâmicas variando os graus de redução do metal na área vestibular marginal (0, 1, 2 e 3 mm). A cimentação das coroas foi realizada com um cimento resinoso dual sobre o troquel metálico com características de um preparo de um incisivo central. Em seguida, as coroas foram submetidas à compressão aplicada nas bordas incisais, no longo eixo da coroa, por meio de uma ponta plana de aço de 3,6 cm com o auxílio de uma máquina de ensaio mecânico Instron a uma velocidade de 1,0 mm/min. Os resultados mostraram que o grupo controle (0 mm de redução) e o grupo com 1 mm de redução não apresentam diferença estatisticamente significativa. Já para os grupos com redução de 2 e 3 mm a manutenção da resistência já não pôde ser garantida com tanta certeza. Sendo assim, observou-se que a diminuição da infra-estrutura reduziu proporcionalmente resistência à fratura das infra-estruturas.

Para Rosenstiel, Land e Fujimoto (2002) as infra-estruturas devem ser projetadas de forma que qualquer esforço de tensão na porcelana fosse minimizado, isto porque as porcelanas odontológicas (que são, do ponto de vista químico, similares aos vidros) resistem à carga compressiva, mas tendem a sucumbir ao esforço de tração. Sendo assim, a espessura da porcelana não deve exceder 2 mm para evitar a fratura e não deve ser menor que 1 mm que para uma restauração fosse esteticamente satisfatória.

2.2 COROAS METALOCERÂMICAS SOBRE IMPLANTE

Longevidade das próteses sobre implante

Nas próteses sobre implante o grande problema está no fato de não existir ligamento periodontal, estrutura fundamental durante o impacto das cargas mastigatórias. Além disto, quando se compara as próteses implanto-suportadas com relação aos seus sistemas de retenção (cimentada ou parafusada) observa-se que a presença do orifício de acesso ao parafuso aumenta a incidência de fraturas da porcelana.

Singer e Serfaty (1996) realizaram um trabalho de controle de 6 meses a 3 anos em 92 próteses parciais fixas implanto-suportadas retidas por cimento provisório (Temp-Bond e IRM). Para isso, os autores observaram as seguintes falhas: solapamento do cimento, fratura da porcelana, mobilidade da restauração causada pelo afrouxamento do parafuso central e falha no implante. Como resultado, os autores identificaram que o solapamento do cimento foi a complicação mais comumente encontrada (9,8%) e que isto ocorreu somente no primeiro ano após a cimentação. A fratura da porcelana ocorreu em 2 pacientes (2,2%), em outros 2 (2,2%) houve uma mobilidade da restauração causada pelo afrouxamento do parafuso central e, por fim, apenas 1 implante foi perdido. Para esses mesmos autores, a incidência de fratura de porcelana ou do acrílico é reduzida nas próteses cimentadas quando comparadas com as próteses retidas por parafuso. Isto se deve

às altas concentrações de tensão que são provocadas no material restaurador pela presença do orifício de acesso ao parafuso.

Romeo et al. (2004) publicaram um trabalho com o objetivo de avaliar a longevidade das próteses sobre implante verificando que, assim como a descimentação e o afrouxamento do parafuso, a fratura da cerâmica representa um fator de insucesso considerável. Neste trabalho foi observada a fratura da cerâmica em 2 das 106 coroas unitárias que foram acompanhadas e em 6 das 137 próteses parciais fixas observadas neste estudo de sete anos de acompanhamento.

No trabalho de Pjetursson et al. (2007), o acompanhamento de próteses unitárias e parciais fixas convencionais e sobre implante durante um período de 5 anos mostrou taxas de fraturas da cerâmica para as próteses sobre implante de 4,5% (unitárias) e de 11,9% (parciais fixas). Além disto, os autores verificaram que enquanto o risco de fratura da cerâmica nas próteses convencionais sobre dente é de 2,9%, nas próteses sobre implante este risco sobe para 8,8%.

Jung et al. (2008) publicaram um trabalho de revisão sistemática em que o objetivo principal era avaliar a sobrevivência de próteses sobre implante após 5 anos de acompanhamento clínico e descrever as falhas e complicações mais comumente encontradas. Dentre os vários fatores observados, a falha do material de cobertura (cerâmica ou acrílico) acumulado nesses 5 anos foi de 4,5%.

Fratura do material cerâmico

Para Misch (1993) a presença dos orifícios de acesso ao parafuso debilita o material restaurador naquela região, seja porcelana ou acrílico. Assim, a ausência de orifícios oclusais e o assentamento mais passivo da infra-estrutura tornam as restaurações cimentadas menos propícias às fraturas.

A ausência de orifício de acesso ao parafuso nas próteses cimentadas garante maior resistência ao material restaurador, resultando em menor possibilidade de fratura. Diferentemente, nas próteses parafusadas o diâmetro mínimo do conduto de acesso ao parafuso de retenção é de 3 mm que corresponde a aproximadamente 50% da mesa oclusal de um molar e mais de 50% da mesa

oclusal de um pré-molar inferior, prejudicando assim a resistência da cerâmica (HEBEL; GAJJAR, 1997).

Nas próteses parafuso-retidas o material restaurador fica fragilizado na margem do orifício de acesso ao parafuso, podendo ocorrer fraturas nesta área. Para minimizar este problema, é confeccionado um túnel com infra-estrutura metálica até oclusal. Contudo, isto causa sérios problemas estéticos devido à translucidez da cerâmica que permite o aparecimento da infra-estrutura metálica (MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003).

Torrado et al. (2004) realizaram um trabalho com o propósito de comparar a resistência da porcelana à fratura nas próteses implanto-suportadas retidas por cimento e por parafuso, além de analisar se o posicionamento do parafuso e o estreitamento da mesa oclusal também interferiam nesta resistência. Para isso, quarenta copings foram fabricados e divididos em 4 grupos (10 por grupo). Os copings foram fabricados da seguinte forma: Dois padrões de cera reproduzindo a anatomia e dimensões de um pré-molar maxilar foram feitos com mesas oclusais de 5 mm e 4 mm diretamente sobre um abutment de titânio (Nobel Biocare, Yorba Linda, Calif) conectado a um implante de 3.75 x 10mm (Nobel Biocare). A dimensão de 4 mm foi escolhida para reproduzir o estreitamento da mesa de oclusal que está indicado quando se deseja diminuir as forças verticais e laterais em implantes dentais. Foi então realizada uma impressão de cada padrão de cera com material a base de borracha e estas impressões foram posteriormente seccionadas pela metade ao longo o eixo longo do implante. Os 2 padrões de cera foram então escavados para permitir uma espessura de 1,2 mm da porcelana. Um segundo conjunto de impressões foi realizado após a escavação do enceramento. O abutment foi lubrificado e a cera derretida e injetada no espaço entre o abutment e a matriz de silicona. Depois da cera esfriada, as metades de matriz eram separadas, e o padrão de cera era removido. Todos os padrões foram fundidos em liga de Pd-Ga (Protocol; Ivoclar Vivadent, Inc, Amherst, NY; Pd 75.2%, Au 6%, Ag 6.5%, In 6%, GA 6%, Ru 1%, Li 1%). Depois de fundido, as infra-estruturas eram inspecionadas com um microscópio óptico ampliação original de 310 (BM MODELO; Meiji Tecno a América, San Jose, Calif) e completamente acomodadas no abutment com o uso de uma silicona.

Para o Grupo 1 (Parafuso-retido; mesa oclusal com 5 mm de largura), o conjunto implante-abutment foi incluído perpendicularmente em um bloco de aço inoxidável feito sob encomenda. Uma perfuração de 2,5 mm foi feita no centro da superfície de oclusal do coping metálico com uma broca de aço inoxidável, simulando uma abertura de acesso ao parafuso.

Para Grupo 2 (Parafuso-retido; mesa oclusal com 5 mm de largura e com a abertura de acesso ao parafuso desviado 1 mm em direção a cúspide bucal), foi seguido o mesmo procedimento usado para o Grupo 1, com a exceção da perfuração simulando a abertura de acesso ao parafuso que foi localizada a 1 mm do centro da superfície oclusal em direção à cúspide bucal.

Para os Grupos 3 (Cimento-retido; mesa oclusal com 5 mm) e 4 (Cimento-retido; mesa oclusal com 4 mm), os copings eram acabados com pedras montadas de óxido de alumínio (75-mm fricciona; Shofu Corp Dental, San Marcos, Calif) e jateamento com óxido de alumínio (Zahn Dental, Melville, NY). Todos os padrões foram limpos a vapor de acordo com instruções do fabricante. Duas camadas de opaco e 2 camadas de porcelana de dentina foram aplicadas, respectivamente, a todos os espécimes para uma espessura de porcelana padronizada de 1,2 mm.

Os espécimes eram então submetidos a uma carga vertical compressiva com uma máquina universal (RT/50, 5,000 Kg de capacidade e célula de carga de 500 Kg; SISTEMAS de MTS Corp, Eden Prarie, Minn) em uma velocidade de 0.5 mm/ min. Um dispositivo de aço inoxidável com 15 mm de diâmetro foi conectado à máquina a fim de promover a carga. Este dispositivo, com extremidades arredondadas, contactava a porcelana durante o teste simultaneamente nas vertentes triturantes das cúspides bucal e lingual da coroa, simulando um contato com o dente antagonista. Os valores máximos de carga até o fracasso da porcelana eram registrados por cada espécime. O software do computador da máquina de prova automaticamente identificava esta mudança em carga e os valores médios para todos os grupos eram então calculados e comparados usando uma análise de ANOVA a 1 critério e teste de Tukey.

Apesar de apresentar algumas limitações, o estudo mostrou que forças suficientes para promover a fratura da porcelana nas próteses retidas por parafuso (101,81 Kgf- média dos grupos 1 e 2) eram baixas para que ocorressem o mesmo com as cimentadas (385,49 Kgf – média dos grupos 3 e 4). Além disto, nem

posicionamento do parafuso e nem tamanho da mesa oclusal interferiu na resistência da porcelana.

Karl et al. (2007), através de um estudo *in vitro*, testaram a hipótese de que o aparecimento de lascas na cerâmica são mais prováveis de ocorrer nas próteses implanto-suportadas parafusadas devido à presença do orifício de acesso ao parafuso quando comparadas com as próteses cimentadas que apresentar a superfície oclusal hígida. Para isso, os autores confeccionaram um modelo padrão de resina epóxica com três implantes de 4.1 mm de diâmetros e 12 mm de comprimento posicionados de forma linear. A partir deste padrão, foi confeccionado um modelo de trabalho, através de procedimentos convencionais de transferências dos implantes, sobre os quais foram confeccionadas vinte próteses metalocerâmicas de cinco elementos (2 pânticos e 3 pilares) sendo 10 próteses cimentadas e 10 parafusadas. Estas próteses foram confeccionadas seguindo matrizes de silicone para que toda as infra-estruturas, assim como a espessura da cerâmica e o tamanho dos orifícios de acesso ao parafuso pudessem ser padronizados. As próteses parafusadas eram então fixadas ao modelo com um torque de 15Ncm e permaneciam com o orifício de acesso ao parafuso sem restaurar, já as próteses cimentadas eram fixadas com cimento provisório (ImProv; Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden).

A ciclagem mecânica foi realizada a uma temperatura controlada de 37° C tendo como antagonista três blocos cerâmicos que faziam múltiplos contatos com a prótese fixa nas regiões de pilar (região anterior, média e posterior), não havendo carga nos pânticos. Foram realizados 20.000 ciclos com uma carga de 100N por segundo.

A observação das fraturas em lasca foi realizada através de um método táctil (sonda exploradora) e de um método visual (microscópio com aumento de 6.6 vezes) por 3 dentistas com, no mínimo, cinco anos de experiência e devidamente calibrados. Cada examinador realizou 2 observações em cada corpo-de-prova, sempre de forma mascarada para que fosse assegurada a independência dos resultados. A comparação dos dois grupos baseada no número de lascas na cerâmica foi alcançada a partir de um modelo linear generalizado de Poisson.

Os autores observaram que nenhum corpo-de-prova falhou durante a aplicação da carga cíclica e que houve diferença estatisticamente significativa

quando se comparou o número de lascas da cerâmica entre as próteses cimentadas e as parafusadas, concluindo que a ausência do orifício de acesso ao parafuso permite uma maior estabilização da cerâmica.

Zarone et al. (2007) realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar a influência do desenho da infra-estrutura metálica das próteses unitárias sobre-implantes cimentadas e parafusadas na resistência à fratura da porcelana. Para isto, os autores utilizaram 40 coroas metalocerâmicas da forma do pré-molar divididas em 2 grupos: o grupo 1 (n=20) estava representado pelas coroas cimentadas e o grupo 2 (n=20) por coroas parafusadas. Estas coroas foram submetidas ao teste de compressão com auxílio de uma máquina de testes universal (Lloyd30K, Lloyd Instruments Ltd.) para avaliar a carga máxima necessária para fratura da cerâmica nesta condição de carga estática. A carga foi aplicada paralelamente ao longo eixo do corpo-de-prova através de uma ponta esférica de 7 mm de diâmetro a uma velocidade de 1 mm/min. Além disto, todos os corpos-de-prova fraturados foram metalizados e levados ao microscópio eletrônico de varredura. Os autores observaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os dois tipos de restauração, apesar das próteses cimentadas terem apresentado melhores resultados que as parafusadas, 1657 N contra 1281 N respectivamente. Quanto à microscopia eletrônica de varredura, observou-se que todos os espécimes tinham sido afetados por fraturas coesivas da cerâmica, o que demonstra que a relação entre a cerâmica e o metal era sempre mais forte e mais previsível que a própria cerâmica por si só. Foi possível observar que nas próteses parafusadas haviam sido geradas micro-fissuras ao nível do orifício de acesso ao parafuso que depois se propagava para o corpo da cerâmica. Já nas próteses cimentadas essas micro-fissuras estavam mais concentradas na região marginal. Apesar disto, os padrões de fratura se apresentaram de forma semelhante para os dois tipos de retenção. Mesmo com as limitações do estudo, os autores concluíram que, apesar dos valores de resistência alcançados pelas próteses parafusadas terem sido menores, os resultados obtidos nos dois sistemas de retenção eram suficientes para resistir às cargas produzidas na boca durante a função.

No ano seguinte, Karl et al. (2008) publicaram um trabalho *in vitro* com o objetivo de comparar o número de fraturas em lascas ocorridas em próteses implanto-suportadas parafusadas quando o orifício de acesso ao parafuso era ou

não restaurado com resina composta, após aplicação de carga cíclica. Os autores consideraram como hipótese nula que não existiria diferença entre estes dois grupos. Para a realização do trabalho, os autores confeccionaram um modelo padrão de resina epóxica com três implantes de 4.1 mm de diâmetros e 12 mm de comprimento posicionados de forma linear. A partir deste padrão, foi confeccionado um modelo de trabalho, através de procedimentos convencionais de transferências dos implantes, sobre os quais foram confeccionadas vinte próteses metalocerâmicas de cinco elementos, sendo dois pânticos. Estas próteses foram confeccionadas seguindo matrizes de silicona para que toda as infra-estruturas, assim como a espessura da cerâmica e o tamanho do orifício de acesso ao parafuso pudessem ser padronizados. Feitas as próteses, estas eram então parafusadas com um torque de 15Ncm e divididas aleatoriamente em 2 grupos (n=10): um grupo que permaneceria com o orifício de acesso ao parafuso sem restauração e outro que seria restaurado com resina composta. Para a restauração do orifício, primeiramente foi colocada uma bolinha de algodão sobre a cabeça do parafuso, posteriormente uma fina camada de silicona e, por fim, era realizado um tratamento superficial da cerâmica com ácido fluorídrico, aplicação de adesivo e restauração com resina composta.

A ciclagem mecânica foi realizada a uma temperatura controlada de 37° C tendo como antagonista três blocos cerâmicos que faziam múltiplos contatos com a prótese fixa nas regiões de pilar (região anterior, média e posterior), não havendo carga nos pânticos. Foram realizados 20.000 ciclos com uma carga de 100N por segundo.

A observação das fraturas em lasca foi realizada através de um método táctil (sonda exploradora) e de um método visual (microscópio com aumento de 6.6 vezes) por 3 dentistas com, no mínimo, cinco anos de experiência e devidamente calibrados. Cada examinador realizou 2 observações em cada corpo-de-prova, sempre de forma mascarada para que fosse assegurada a independência dos resultados.

A comparação dos dois grupos baseada no número de lascas na cerâmica foi alcançada a partir de um modelo linear generalizado de Poisson. A variável dependente foi o número de lascas de cerâmica, enquanto que os observadores, o tipo de prótese, os momentos da análise de cada examinador e os

locais examinados da prótese (anterior, médio e posterior) eram as variáveis independentes.

Os autores observaram que nenhum corpo-de-prova falhou durante a aplicação da carga cíclica e que houve diferença estatisticamente significativa quando se comparou o número de lascas da cerâmica entre o grupo que recebeu e o que não recebeu restauração, concluindo que a restauração do orifício de acesso ao parafuso com resina composta associada ao sistema adesivo permite uma maior estabilização da cerâmica como um todo.

2.3 ENSAIOS MECÂNICOS

Existem várias maneiras de testar um material cerâmico no intuito de estudar suas propriedades mecânicas. Anusavice, Kakar e Ferree, (2007), através de uma revisão sistemática da literatura odontológica, realizaram um trabalho com o intuito de determinar o quanto que as propriedades físicas e mecânicas das ligas e das cerâmicas dentais podem prever o desempenho clínico de próteses fixas convencionais metalocerâmicas e cerâmo-cerâmicas em 5 anos, além de verificar a qualidade dos resultados encontrados em estudos clínicos. Para isto, foram pesquisados trabalhos clínicos de acompanhamento de 5 anos ou mais publicados em periódicos ingleses entre 1980 e 2006. Os autores consideram os estudos clínicos controlados e randomizados a melhor ferramenta para avaliar a performance dos materiais e dos aspectos relacionados aos desenhos das próteses fixas, apesar de ser extremamente caros e apresentar dificuldades no que diz respeito ao controle da variáveis, que não inúmeras nestes tipos de trabalho, isto por que são vários os motivos que podem levar a uma fratura da cerâmica como, por exemplo: estresse térmico, estresse originada de uma mordida vigorosa localizada ou por um contato prematuro. Porém, em todos os casos, isto só ocorre quando a tensão no interior da cerâmica excede a resistência à tração nas zonas onde estas tensões se acumulam.

Porém, os autores acreditam que testes e análises biomecânicas podem, plenamente, reduzir o número de estudos clínicos que visam caracterizar a performance dos sistemas protéticos. Um teste é considerado estruturalmente representativo quando as condições de geometria e de aplicação de cargas podem ser simulados se aproximando ao máximo da situação real. Ao final do trabalho, os autores chegaram à conclusão de que não existe um único teste *in vitro* que tenha a capacidade de prever o desempenho clínico destas próteses. Desta forma, existe uma necessidade urgente de se elaborar um sistema abrangente para classificação e identificação de fracassos clínicos em prótese, além das complicações técnicas e biológicas. Além disto, técnicas que possibilitem a recuperação de próteses fraturadas e outras que permitam impressões que copiem detalhes da fratura superficial também devem ser desenvolvidas.

Itinoche et al. (2006) realizaram um trabalho *in vitro* com o objetivo de avaliar a influência da ciclagem mecânica sobre a resistência flexural de cerâmicas densamente sinterizadas. Para isto, os autores utilizaram 20 corpos-de-prova com 15 mm de diâmetro e 1,4 mm de espessura e os dividiu aleatoriamente em dois grupos de 10 espécimes em que um grupo foi submetido diretamente ao teste de flexão biaxial e o outro foi levado previamente à ciclagem mecânica (20.000 ciclos com 50N de carga e 37° C). Os autores observaram que, apesar de não ser a níveis estatisticamente significantes, a ciclagem mecânica prévia reduziu a resistência flexural dos corpos-de-prova.

Attia e Kern (2004), através de um estudo *in vitro*, avaliaram a influência do agente cimentante e da carga cíclica em condições controladas de umidade e temperatura na resistência à fratura da cerâmica sob carga estática em 3 diferentes sistemas de próteses totalmente cerâmicas. Para isto os autores utilizaram 96 pré-molares humanos extraídos livres de cárie que foram preparados de forma padronizada para receber as coroas de cerâmica. A divisão dos grupos experimentais foi baseada no tipo de material cimentante e no tipo de sistema cerâmico utilizado sendo que metade dos espécimes de cada grupo foram levados diretamente para o teste de carga compressiva na máquina de ensaio universal com auxílio de uma ponta esférica de 4mm de diâmetro a uma velocidade de 1mm/ min até que houvesse a fratura da cerâmica. A outra metade dos espécimes foram submetidos previamente a uma carga cíclica termo-mecânica (600.000 ciclos com

carga máxima de 49N e um ciclo térmico variando entre 4° C e 58° C) com o intuito de simular a a fadiga do material cerâmico em condições semelhantes às encontradas intra-oralmente. Os autores observaram que a carga cíclica reduziu significativamente a resistência da cerâmica à carga compressiva nos grupos das coroas de cerâmicas de vidro reforçadas por leucita cimentadas com Superbond C&B and ProTec CEM e no grupo do Empress 2 cimentado com ProTec CEM.

2.4 FORÇA MASTIGATÓRIA

Um dado importante de conhecer para que se tenha parâmetros clínicos de comparação destes método mecânicos é a carga máxima aplicada aos dentes em situações *in vivo*. Neste sentido, Kumagai et al. (1999) realizaram um trabalho em que o objetivo era avaliar a distribuição da intensidade das cargas oclusais distribuídas sobre a arcada dentária durante vários níveis de aperto. Os autores utilizaram para isto o Sistema Dental Prescale que identificou que a força de contração voluntária máxima em 13 homens e 3 mulheres foi, em média na região de molar, de $365,2 \pm 159,0$ N para o lado direito e de $353,4 \pm 171,9$ N para o lado esquerdo.

Em outro trabalho, Gibbs et al. (2002) estudaram o efeito da perda dental posterior na força máxima de mordida na região de molares. Os autores observaram que os indivíduos que apresentavam perda de um ou mais dentes posteriores possuíam, em média, uma força máxima de mordida de 462 N com variações entre 98 e 1031 N, enquanto que aqueles que possuíam a dentição completa tiveram uma média de 720 N de força máxima registrada sendo a mínima de 244 N e a máxima de 1243 N. Esses resultados mostram que a força máxima de mordida é significativamente menor quando há ausência de dentes posteriores.

Já Cosme et al. (2005) realizaram um trabalho com o objetivo de avaliar a relação entre a força de mordida voluntária máxima e a presença de bruxismo. Apesar do bruxismo aumentar a atividade muscular não está totalmente claro o seu efeito sobre a força de mordida. Sendo assim, os autores verificaram a relação entre estas variáveis com a colaboração de 80 adultos jovens sendo 40 homens e 40

mulheres com idade entre 20 a 38 anos, levando-se em consideração para sua análise o gênero, o índice de massa corporal e a presença de dor orofacial durante a mordida voluntária máxima. Os autores observaram que os indivíduos com hábito de bruxismo apresentavam, em média, uma força de mordida voluntária máxima de 806 ± 282 N (homens 991 ± 284 N, mulheres 653 ± 168 N) enquanto que os que não apresentavam este hábito parafuncional possuíam, em média, uma força de mordida voluntária máxima de 859 ± 304 N (homens 1019 ± 298 N, mulheres 678 ± 189 N).

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem por objetivo:

- Avaliar a resistência à fratura da cerâmica em próteses metalocerâmicas implanto-suportadas cimentadas e parafusadas com dois diferentes desenhos de infra-estruturas.
- Observar se a simulação de envelhecimento da cerâmica através da ciclagem mecânica influencia na sua resistência à fratura sob carga compressiva.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS UTILIZADOS:

- 10 implantes Master Screw hexágono externo 3,75 x 13mm – Conexão Sistema de Prótese – Arujá, SP.
- 20 Cilindros UCLA acrílico com hexágono 3,75mm – Conexão Sistema de Prótese, Arujá, SP.
- 10 Munhões metálicos com hexágono 3,75mm – Conexão Sistema de Prótese, Arujá, SP.
- 30 coroas metalocerâmicas
 - 10 com superfícies oclusais híbridas (próteses cimentadas)
 - 10 com orifício de acesso ao parafuso em metal (próteses parafusadas com chaminé)
 - 10 com orifício de acesso ao parafuso totalmente em porcelana (próteses parafusadas sem chaminé)
- Accufilm IV – Parkell Biomaterials Division – Farmingdale, NY, USA.
- Poliuretano F 16 (espuma rígida) para vazamento de cura rápida (Axson – Cergy, França)
- Agente redutor Excelsior – S.S. White Artigos Odontológicos – Rio de Janeiro, RJ.
- Cera para fundição Rainbow azul – Ceras Rainbow Ltda – Porto Ferreira, SP.
- Cimento de ionômero de vidro modificado por resina Rely-XTM Luting 2 – 3M ESPE – St. Paul, MN, USA.
- Delineador – DFL – São Paulo, SP.
- Discos de carborundum – Dentorium nº 221 – Nova York, NY, USA.
- Forno elétrico – EDG – São Carlos, SP.
- Jato de óxido de alumínio Trijato – Labor Dental – São Paulo, SP.
- Jogo de instrumentos PKT Labordent – Labordental Ltda. – São Paulo, SP.
- Lâmina de bisturi nº 15 – Feather – Japão.
- Liga de níquel-cromo (Ni-Cr) VeraBond II – AlbaDent – Cordelia, CA, USA.

- Lupa com aumento de 4 x – Lactona Corporation – USA.
- Máquina universal de testes Kratos, modelo K-2000MP – Dinamômetros Kratos Ltda., – São Paulo, SP.
- Máquina eletro-mecânica de fadiga (modelo MSFM – São Carlos-SP)
- Matriz metálica para inclusão dos implantes
- Pedras de óxido de alumínio – SHOFU Dental – Alemanha.
- Porcelana Noritake Super Porcelain EX-3 – Noritake Co. Limited – Nagoya, Japão.
- Verticulador (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda)
- Resina acrílica Duralay – Reliance Dental Mfg Co. Worth – IL, USA.
- Resina composta Filltek Z100 - 3M/ESPE, St. Paul, Mn, USA.
- Revestimento Micro Fine 1700 –Talladium, I.N.C. –Valencia,CA, USA.
- Inclusor a vácuo – Whip-Mix, C.i, Model B.– Louisville, IL, USA.
- Silicona de condensação de massa densa –Zetalabor, Zhermack SpA – Itália.
- Sonda Exploradora nº 5 EXD5 – Hu-Friedy – Chicago, IL, USA.
- Torquímetro manual –Conexão Sistema de Prótese– Arujá,SP. Brasil.
- Turbina de alta rotação Kavo Roll Air – Kavo do Brasil – Joinville, SC.
- Vaselina sólida – Ind. Farmacêutica Rioquímica Ltda – São José do Rio Preto, SP.

4.2 METODOLOGIA

4.2.1 Divisão dos grupos experimentais

A divisão dos grupos experimentais foi baseada na variação de desenhos das infra-estruturas em próteses sobre implante, sendo um desenho para prótese cimentada e duas variações para próteses parafusadas:

- Grupo 1 (Grupo controle): 10 coroas metalocerâmicas cimento-retidas (Próteses cimentadas) (Figuras 4.1)

- Grupo 2: 10 coroas metalocerâmicas parafusadas diretamente sobre o implante e orifício de acesso ao parafuso em metal medindo 2 mm de altura (Próteses parafusadas com “chaminé”) (Figura 4.2).
- Grupo 3: 10 coroas metalocerâmicas parafusadas diretamente sobre o implante com orifício de acesso ao parafuso em porcelana medindo 2 mm de altura (Próteses parafusadas sem “chaminé”) (Figura 4.3).



Figura 4.1 – Prótese Cimentada (Grupo controle)



Figura 4.2 – Prótese parafusada com “Chaminé”

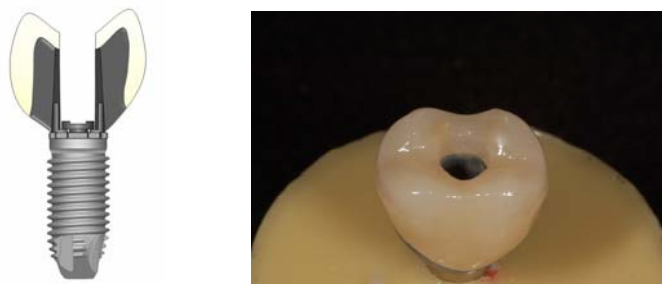


Figura 4.3 – Prótese Parafusada sem “Chaminé”

4.2.2 Confeção dos corpos-de-prova e desenvolvimento da metodologia

Inclusão dos implantes na base de poliuretano

Dez implantes Master Screw hexágono externo 3,75 x 13mm foram incluídos numa base de poliuretano com auxílio de um delineador para que o seu longo eixo ficasse posicionado perpendicular ao plano horizontal (Figura 4.4). O poliuretano F 16 (espuma rígida) para vazamento de cura rápida (Axson – Cergy, França) é composto por dois líquidos: Polioli (parte A) e Isocianato (parte B) e segundo o fabricante apresenta densidade de 1.05 g/cm³ após sua polimerização. Este material apresenta um módulo de elasticidade de 571,11 MPa que é similar com o do osso trabecular mandibular.



Figura 4.4 – Implante incluído na base de poliuretano com auxílio do delineador.

Confeção das infra-estruturas metálicas

Para a confeção das infra-estruturas, foi necessária a obtenção de um dente padrão representando o primeiro molar inferior. Este dente padrão foi confeccionado a partir da adaptação de um dente de estoque a um cilindro UCLA de acrílico com hexágono 3,75mm conectado a um análogo de implante Master Screw hexágono externo 3,75 x 13mm (Figura 4.5). Foi então realizada a impressão deste padrão com silicona de condensação de massa densa (Zetalabor) e estas

impressões foram posteriormente seccionadas ao meio no sentido de seu longo eixo após sua presa. A partir desta matriz bi-partida, este dente foi reproduzido em cera Rainbow azul e, a partir do seu escavamento controlando a quantidade de cera removida (1,5 mm), chegou-se à forma das infra-estruturas metálicas. Após este escavamento, foi obtida outra matriz bi-partida (Figuras 4.6 e 4.7).

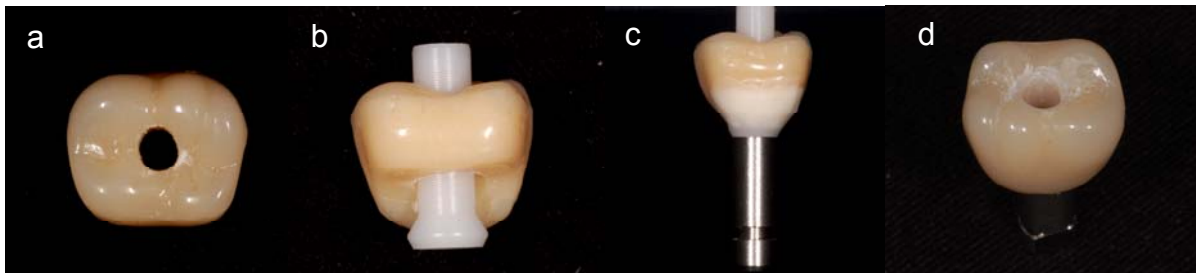


Figura 4.5 – Dente de estoque perfurado (a); adaptação de um cilindro UCLA calcinável ao dente de estoque (b); complementação da anatomia com cera (c) e corte do cilindro a nível oclusal (d).

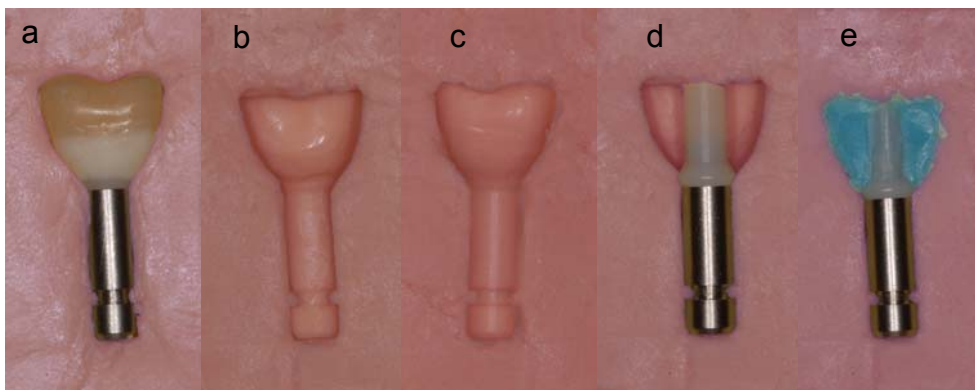


Figura 4.6 – Matriz do dente de estoque (a); Matriz bipartida (b, c); posicionamento do cilindro plástico no análogo (d); duplicação do dente em cera (e).

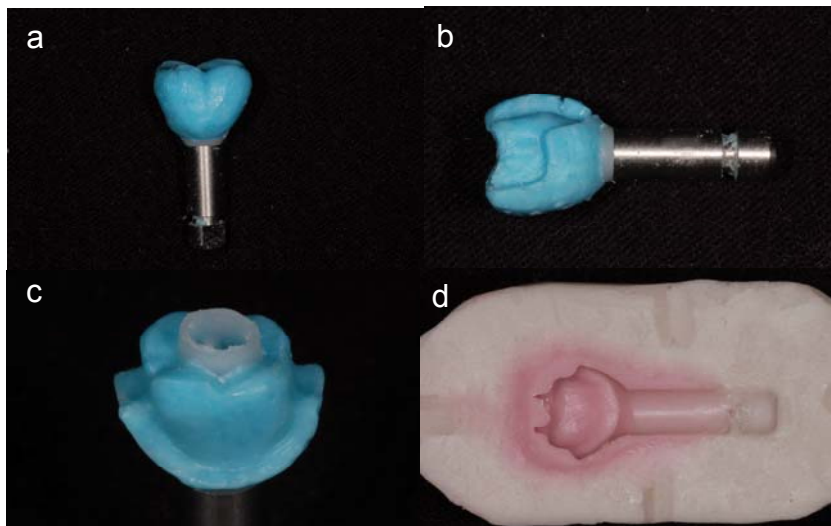


Figura 4.7 – Dente padrão duplicado em cera (a); escavamento controlado (desgaste adequado para aplicação da cerâmica - 1,5 mm) (b); infra-estrutura em cera (c) e matriz da infra-estrutura (d)

Para a confecção das infra-estruturas propriamente ditas, os procedimentos diferiram entre as próteses parafusadas e cimentadas. Para as próteses cimentadas (grupo 1), foram confeccionados copings de resina duralay vermelha sobre os munhões metálicos (recortados com 5mm de altura) e este conjunto foi parafusado sobre o análogo e levado à matriz para que a cera fosse derretida e injetada no espaço obtido com a matriz de silicona, unindo-se esta cera ao coping de resina duralay (Figura 4.8). Depois da cera resfriada, as metades da matriz foram separadas, e o padrão de cera juntamente com a resina duralay foram removidos (Figura 4.8) . Para as próteses parafusadas (grupos 2 e 3), os cilindros plásticos foram parafusados sobre o análogo e a cera foi derretida e injetada no espaço obtido com a matriz de silicona, unindo-se ao cilindro plástico. Depois da cera resfriada, as metades da matriz foram separadas, e o padrão de cera removido (Figura 4.9). Neste momento, as 20 infra-estruturas para próteses parafusadas se apresentavam com o orifício de acesso ao parafuso em metal medindo 2 mm e somente após a fundição é que este orifício no metal foi recortado para que se obtivesse a infra-estrutura com as características do grupo 3 (sem chaminé).

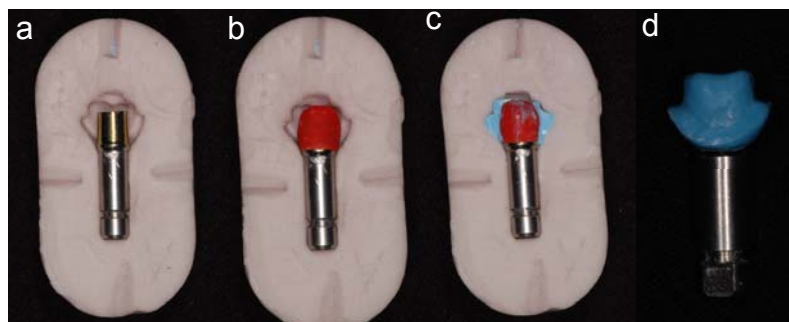


Figura 4.8 - Adaptação de um munhão preparável (5mm de altura) à matriz (a); confecção do coping de duralay sobre o munhão (b); preenchimento dos espaços vazios com cera (c); infra-estrutura em cera finalizada (d).

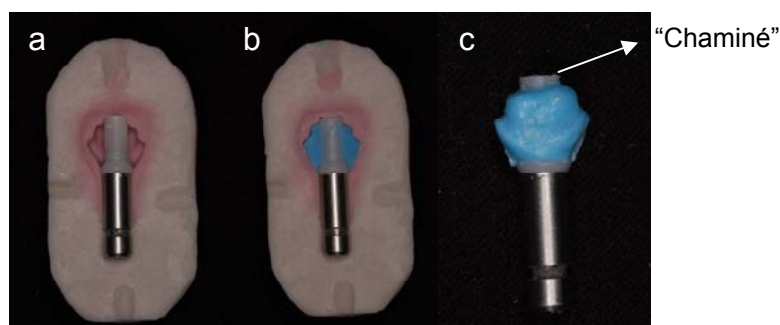


Figura 4.9 – Cilindro UCLA calcinável adaptado à matriz (a); preenchimento dos espaço com cera (b); infra-estrutura em cera finalizada (c)

Após a confecção dos padrões de cera, estes foram fixados a um fio de cera formador de conduto de alimentação para fundição, em 45° em relação à face oclusal, na região línguo-oclusal do padrão. Em seguida, o padrão foi fixado com cera liquefeita à base formadora de cadinho e aplicado um agente redutor de tensão superficial em todo o padrão. Feito isto, um anel de borracha foi fixado à base para que o revestimento fosse incluído.

Foi utilizado o revestimento Termocast proporcionado de acordo com o fabricante (18 ml de água para 100 g de pó) com manipulação e inclusão a vácuo (Whip-Mix), a uma pressão de 15 libras e 60 segundos de tempo de espatulação. Após 20 minutos da presa inicial do revestimento, o anel de borracha e a base foram removidos, permitindo a expansão livre do revestimento.

Decorridos 45 minutos da inclusão, o bloco de revestimento foi colocado em forno elétrico a temperatura ambiente com a entrada do cadinho voltada para baixo. Procedeu-se ao ciclo de aquecimento com elevação lenta da temperatura até 350°C, mantendo-a por 1 hora. Inverteu-se o bloco e elevou-se a temperatura do forno até 850°C, mantendo-a por 60 minutos. O cadinho para fundição também recebeu o mesmo ciclo de aquecimento do anel e, após armar-se a centrífuga, foi posicionado em seu braço. Foi utilizada a liga Vera Bond II, em quantidade suficiente para ocorrer à fundição, a qual foi realizada com maçarico gás-oxigênio, a 50 psi. Após a fusão da liga, o anel foi retirado do forno e adaptado ao braço da centrífuga, que foi imediatamente acionada. Em seguida, o anel foi removido e aguardou-se o resfriamento completo em temperatura ambiente para se proceder a desinclusão. O revestimento foi removido por meio de lavagem com água corrente e escova e, posteriormente, com jato de partículas de óxido de alumínio de 50 µm de diâmetro para complementar a limpeza do padrão. Os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum e a base da infra-estrutura foi submetida a um exame minucioso com lupa, sob aumento de quatro vezes, a fim de possibilitar a detecção de possíveis irregularidades que foram removidas com brocas carbide esféricas n° 2 em baixa rotação para permitir uma adequada adaptação à réplica do implante.

Aplicação e cocção da porcelana

Para a aplicação do opaco e do revestimento cerâmico nas infra-estruturas metálicas foi utilizada a porcelana Noritake Super Porcelain EX-3, seguindo as especificações do fabricante. A aplicação da porcelana opaca foi realizada em duas etapas: inicialmente aplica-se uma fina camada sobre o metal, por meio de um pincel e vibração, seguida de um pré-aquecimento por 8 minutos a 400°C com o forno aberto para secagem. A temperatura foi elevada 65°C por minuto até atingir 980°C, que foi mantida por 1 minuto. A seguir, foi aplicada a segunda camada de porcelana opaca, e as infra-estruturas metálicas foram pré-aquecidas por 8 minutos e levadas a um forno a 400°C, cuja temperatura aumenta 65°C por minuto, até atingir a temperatura máxima de 980°C a vácuo, sendo aí mantida por 1 minuto. Quando completado o ciclo, o resfriamento dos corpos-de-prova foi realizado a temperatura ambiente.

A aplicação de porcelana de dentina e esmalte foi realizada com auxílio de uma matriz de silicón de condensação de massa densa adaptada a um verticulador (Bioart) para que pudesse ser conseguida uma padronização da espessura de cerâmica, dando a anatomia do primeiro molar inferior (Figuras 4.10). Cuidados foram tomados na sua condensação e na eliminação do excesso de líquido com papel absorvente. A cocção foi realizada sob vácuo precedida de um preaquecimento por 8 minutos a 600°C com o forno aberto para secagem da porcelana. A temperatura foi elevada em 45°C por minuto, até atingir a temperatura máxima de 920°C a vácuo, sendo mantida por 1 minuto. Após a queima da cerâmica, as coroas foram retiradas do forno, aguardando-se o resfriamento delas à temperatura ambiente, quando então o acabamento foi realizado. Foi então realizada a aplicação da 2ª camada seguindo os mesmos passos da 1ª aplicação (Figuras 4.10). Posteriormente, foi realizada a aplicação da camada de glaze, finalizando o procedimento com a terceira queima. Para a aplicação do glaze, os corpos-de-prova foram colocados no forno aberto por 5 minutos, para secagem. Após esse tempo, foram aquecidos a 650°C, com elevação 130°C por minuto, até

atingir a temperatura máxima de 930°C, sendo mantida por 1 minuto. Após a queima do glaze, as coroas foram retiradas do forno e resfriadas a temperatura ambiente (Figuras 4.10).

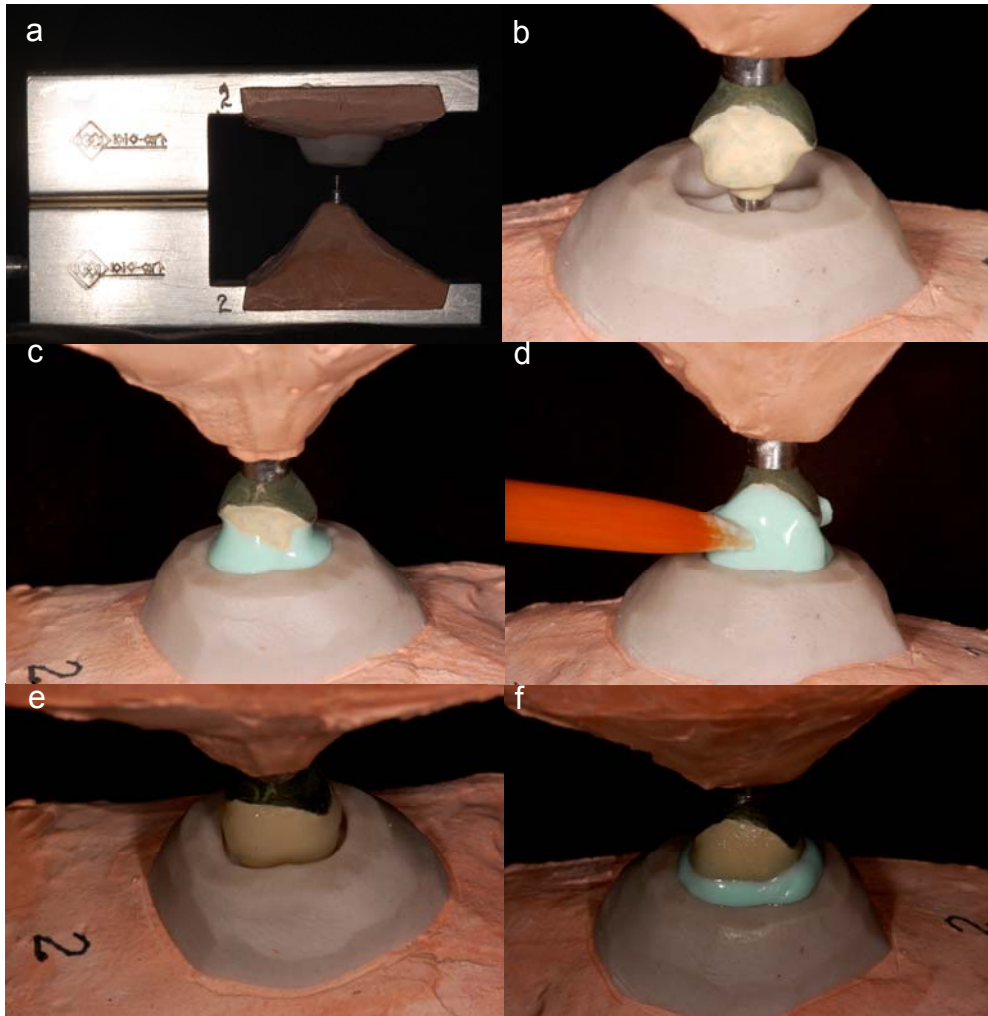


Figura 4.10 – matriz do dente adaptada ao verticulador (a); espaço para aplicação da cerâmica (b); primeira aplicação da cerâmica (c, d); segunda aplicação da cerâmica (e, f)

Instalação e cimentação das coroas metalocerâmicas

Antes da instalação e da cimentação dos corpos-de-prova, foi realizada uma inspeção visual para se certificar da ausência de falhas (trincas) oriundas da aplicação da cerâmica. As coroas metalocerâmicas confeccionadas para o grupo 1 foram cimentadas sob uma pressão constante de 5 Kg por 10 minutos, seguindo as recomendações do fabricante, com cimento de ionômero de vidro modificado por

resina (Rely X luting – 3M, Brasil) sobre os munhões já parafusados sobre o implante (torque de 32N/cm) e com a abertura para acesso ao parafuso selada com a resina composta Z100 fotopolimerizada.

Os espécimes dos grupos 2 e 3 foram fixados nos implantes incluídos nos padrões de poliuretano com um torque de 32 N/cm com auxílio de um torquímetro manual da Conexão Sistema de Prótese, após 10 minutos foi aplicado outro torque do mesmo valor. Os orifícios de acesso ao parafuso do implante nas próteses parafusadas foram mantidos abertos com o objetivo de manter uma padronização entre os grupos 2 e 3, seguindo a metodologia dos trabalhos de (KARL et al., 2007; KARL et al., 2008).

4.3 ENSAIOS

Para a realização dos ensaios mecânicos cada grupo (n=10) foi subdividido em dois (n=5). Sendo assim, os corpos-de-prova foram submetidos aos testes obedecendo a seguinte esquematização: 5 corpos-de-prova de cada grupo foram submetidos a uma carga cíclica antes de ser submetido à compressão enquanto que o restante foi levado diretamente para o teste compressivo.(Figura 4.11)

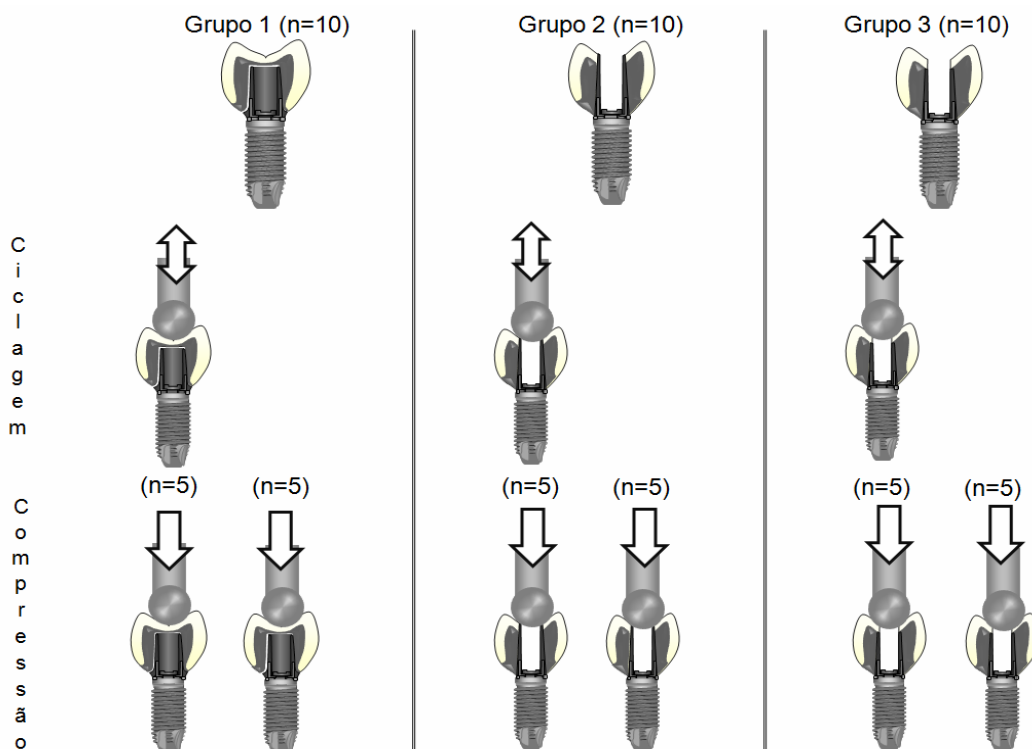


Figura 4.11 – esquematização dos testes mecânicos

4.3.1 Teste de ciclagem mecânica

Metade dos espécimes de cada grupo (n=5) foram instalados (cimentação das próteses cimentadas e torque dos parafusos das próteses parafusadas), e armazenados em água destilada durante 24 horas a temperatura de 37°C (Máquina de Banho Maria, modelo 100 – FANEN – São Paulo) antes da primeira ciclagem mecânica que foi realizada com auxílio de uma máquina eletro-mecânica de fadiga (modelo MSFM – São Carlos-SP). Para este teste, o ponto de carregamento se localizou entre as vertentes internas das cúspides vestibular e palatina das coroas com auxílio de uma ponta esférica de 6 mm de diâmetro, permitindo que a direção e distribuição da carga fosse semelhante para todas coroas. As coroas foram submetidas à ciclagem mecânica com 1.200.000 ciclos, com uma frequência de contato de 2 Hz e carregamento de 100 N, em água a uma temperatura de 37°C para simular a função mastigatória fisiológica durante 1 ano (ONGTHIEMSAK et al., 2005).(Figura 4.12)

4.3.2 Teste de resistência à fratura por compressão axial

Todos os espécimes foram levados à máquina de testes Kratos (modelo K-2000MP – Dinamômetros Kratos Ltda. – São Paulo, SP) a qual foi acoplada uma célula de carga de 500 Kgf, e regulada a uma velocidade de 0,5mm/min. Um dispositivo de aço inoxidável com a ponta da forma esférica com 6 mm de diâmetro foi conectado à máquina a fim de promover a carga. Este dispositivo, com extremidades arredondadas, entrou em contato com a porcelana durante o teste simultaneamente em 4 vertentes triturantes (2 vestibulares e 2 linguais), simulando um contato com o dente antagonista. Os valores máximos de carga até a fratura da

porcelana foram registrados por cada espécime. O software do computador da máquina de prova automaticamente identificava esta mudança em carga e os valores médios para todos os grupos. Para que os corpos-de-provas fossem colocados em uma inclinação de 90° com relação ao plano oclusal, foi adaptado a esta máquina um dispositivo especial metálico em sua porção inferior. A máquina de teste Kratos foi programada para que a carga fosse interrompida quando ocorresse a falha do sistema. Quando ocorresse a falha dos espécimes, a força máxima requerida para a fratura dos corpos-de-prova foi registrada. (Figura 4.13)

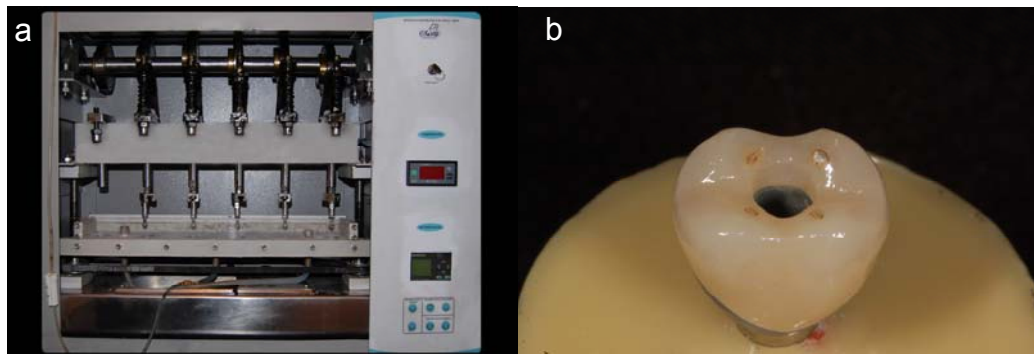


Figura 4.12 – Máquina utilizada para o teste (a); quatro pontos de contato com a ponta esférica (b).

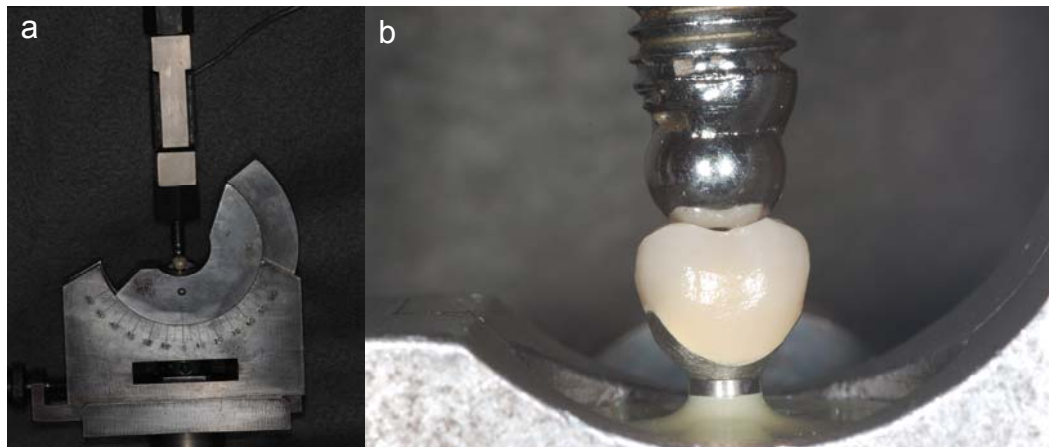


Figura 4.13 - Dispositivo de aço inoxidável adaptado à máquina utilizada para o teste (a); quatro pontos de contato com a ponta esférica (b).

4.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O software do computador da máquina de prova automaticamente identificava esta mudança em carga e os valores médios para todos os grupos foram então calculados e comparados usando uma análise de variância a 2 critérios (1= tipo de infra-estrutura; 2= ciclagem prévia) e teste de Tukey.

5 Resultados

5 RESULTADOS

Nenhum corpo-de-prova sofreu fratura durante o teste de carga cíclica, sendo todos eles submetidos posteriormente ao ensaio na máquina de testes universal Kratos. A tabela 5.1 e a figura 5.1 mostram o valor de resistência à fratura (N) obtido para cada corpo-de-prova (tanto os submetidos à carga cíclica como os não submetidos), as médias e os respectivos desvios padrão para todos os grupos, após o teste de compressão.

Tabela 5.1 - Médias de resistência à fratura (N) e desvios padrão para as coroas cimentadas sobre implante (Grupo controle), coroas parafusadas sobre implante com chaminé (Grupo 2) e coroas parafusadas sobre implante sem chaminé (Grupo 3).

Corpos de Prova	Cimentada		Parafusada Com Chaminé		Parafusada Sem Chaminé	
	Com ciclagem	Sem ciclagem	Com ciclagem	Sem ciclagem	Com ciclagem	Sem ciclagem
1	2408.68	2208.98	1077.50	1160.00	1229.90	1147.50
2	1857.59	2602.05	1501.67	1695.35	1912.36	1691.97
3	2204.08	2030.94	1056.68	1185.40	1628.45	1958.91
4	2296.62	2034.61	1962.81	1992.01	1284.51	1189.08
5	2183.55	2198.65	1543.73	1191.00	1005.43	1180.49
Média	2190.10	2215.05	1428.48	1444.75	1412.13	1433.59
Desvio Padrão	206.11	232.66	376.02	379.15	357.74	370.27
Média Geral	2202.58		1436.62		1422.86	
	Cimentada		Parafusada Com Chaminé		Parafusada Sem Chaminé	

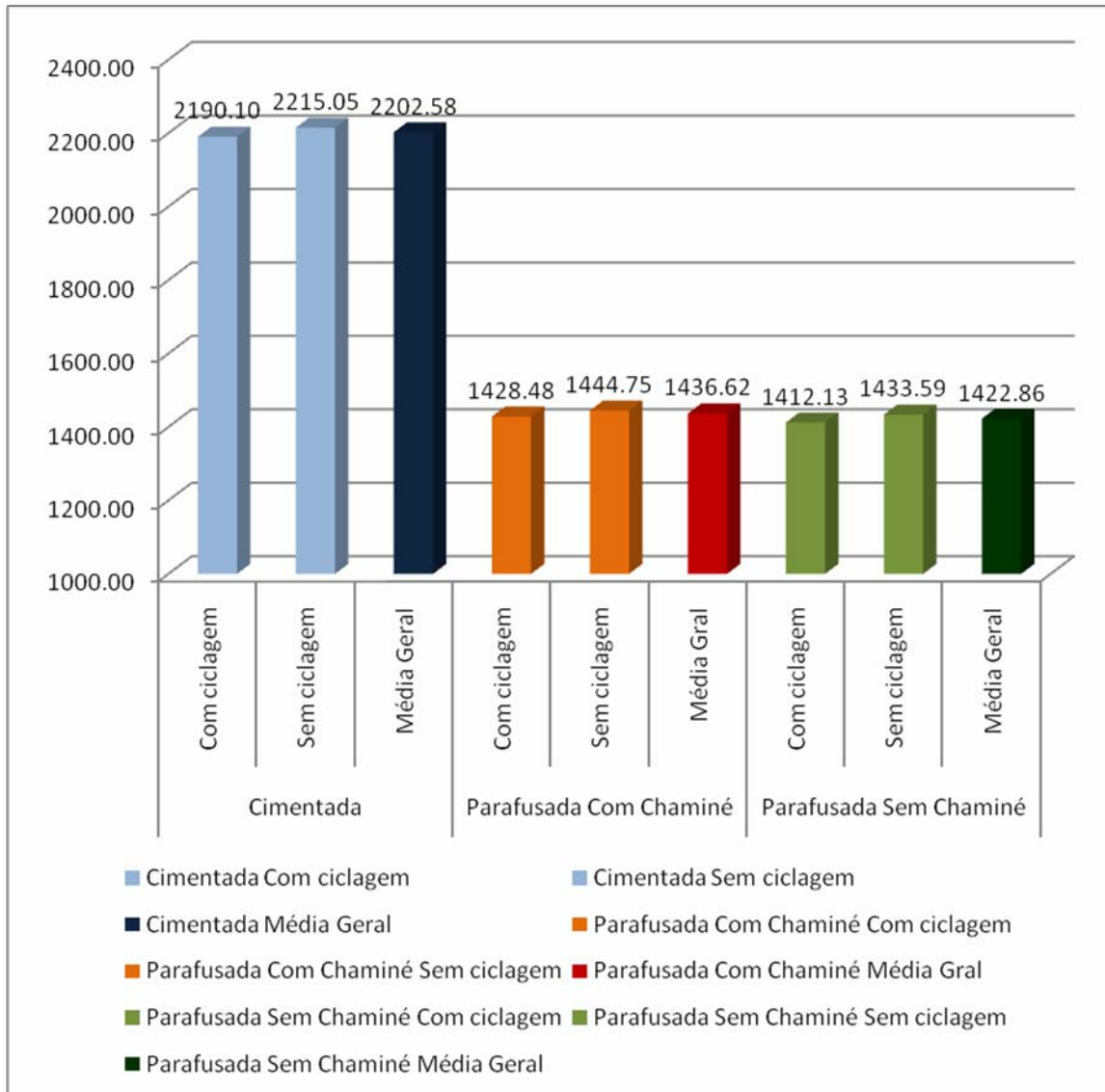


Gráfico 5.1 - Médias de resistência à fratura (N) para as coroas cimentadas sobre implante (Grupo controle), coroas parafusadas sobre implante com (Grupo 2) e sem chaminé (Grupo 3).

Quando aplicado o teste de análise de variância (ANOVA) a dois critérios (1= tipo de infra-estrutura; 2= ciclagem prévia), observou-se que a realização de carga cíclica não alterou a níveis estatisticamente significantes ($p \leq 0,05$) os valores de resistência à fratura da cerâmica (N). Porém, quando se comparou os tipos de infra-estrutura (cimentada e parafusadas com e sem chaminé) verificou-se

diferenças estatisticamente significantes ($p \leq 0,05$) para esses valores de resistência à fratura (N) (TABELA 5.2).

Tabela 5.2 - Análise de variância (ANOVA) a dois critérios (1= tipo de infra-estrutura; 2= ciclagem prévia) para os valores de resistência (N) à fratura dos corpos-de-prova.

	Graus de Liberdade	Quadrado Médio	F	Probabilidade (p)
Tipo de infra-estrutura	2	1991399.0047500	18.47173	0.000013*
Ciclagem prévia	1	3273.56748000	0.030364	0.863126
Interação	2	47.56381001	0.000441	0.99955

* Diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$)

Visto que foi observada uma diferença estatisticamente significativa para os tipos de infra-estrutura com a aplicação do teste de ANOVA, o teste de Tukey foi utilizado com o intuito de fazer comparações múltiplas e localizar as diferenças entre as médias dos valores de resistência à fratura (N) entre as coroas cimentadas (grupo controle) e as coroas parafusadas sobre implante com (Grupo 2) e sem chaminé (Grupo 3) (Tabela 5.3). O teste de Tukey mostrou a existência de diferenças estatisticamente significantes ($p \leq 0,05$) quando se comparou as coroas cimentadas com as duas variações de coroas parafusadas, enquanto que não houve diferença entre estas últimas.

Tabela 5.3 - Teste de TUKEY para comparações múltiplas entre as médias dos valores de resistência à fratura (N) entre todos os grupos: coroas cimentadas sobre implante (Grupo controle), coroas parafusadas sobre implante com chaminé (Grupo 2) e coroas parafusadas sobre implante sem chaminé (Grupo 3)

	Cimentada	Parafusada Com Chaminé	Parafusada Sem chaminé
Média	2202.58	1436.62	1422.86
Cimentada	-	0.000013*	0.000013*
Parafusada Com Chaminé	0.000013*	-	0.863126
Parafusada Sem Chaminé	0.000013*	0.863126	-

* Diferença estatisticamente significante ($p \leq 0,05$)

O padrão de fratura da cerâmica foi semelhante para os grupos ocorrendo em uma das cúspides a partir do ponto de contato da esfera metálica (Figura 5.1).

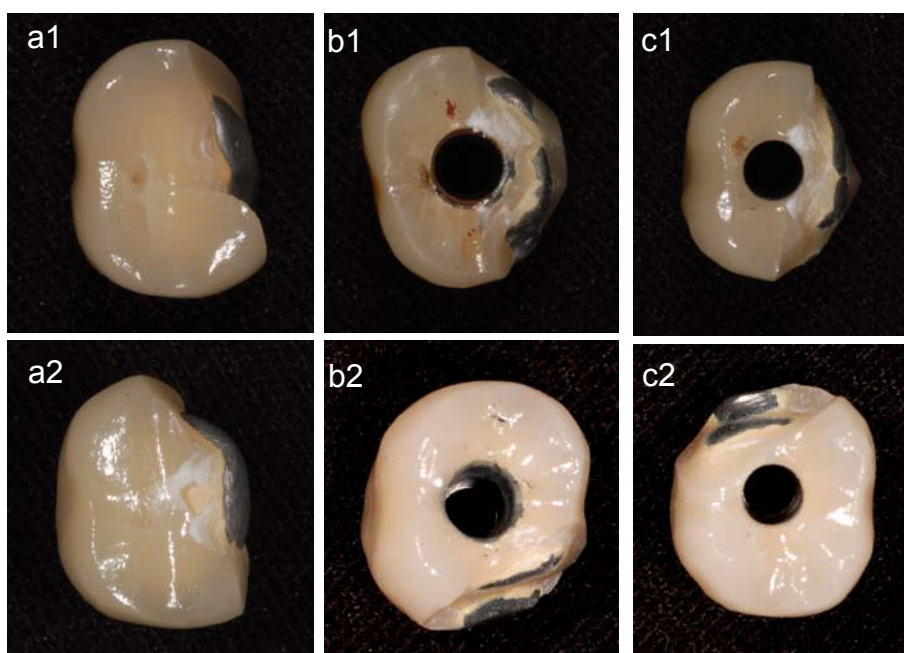


Figura 5.1 - Coroas implanto-suportadas fraturadas: coroas cimentadas sobre implante com (a1) e sem ciclagem (a2), coroas parafusadas sobre implante com chaminé com (b1) e sem ciclagem (b2) e coroas parafusadas sobre implante sem chaminé com (c1) e sem ciclagem (c2).

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

A ausência de orifícios de acesso ao parafuso é uma grande vantagem quando se utiliza próteses cimentadas sobre implante (MISCH, 1993; SINGER; SERFATY, 1996), principalmente quando se trata de casos onde a estética é uma prioridade. Sendo assim, por melhor que seja realizada a restauração para o vedamento do orifício de acesso ao parafuso, dificilmente ela consiga superar esteticamente uma prótese com suas superfícies híginas como ocorre nas próteses cimentadas.

Com o intuito de tentar compensar esta deficiência estética das próteses parafusadas, é prática nos laboratórios de prótese a confecção de próteses com o orifício de acesso ao parafuso constituído apenas por cerâmica. Desta forma aumentam-se as chances da restauração conseguir mascarar a presença de metal. Porém, esta prática levanta algumas dúvidas quanto à influência deste método na resistência final desta cerâmica (MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003).

Para alguns autores (MISCH, 1993; SINGER; SERFATY, 1996; HEBEL; GAJJAR, 1997; MISCH, 2000; MICHALAKIS; HIRAYAMA; GAREFIS, 2003; TORRADO et al., 2004) a simples presença do orifício de acesso ao parafuso já é um fator agravante para a resistência à fratura do material restaurador. Desta forma, as cerâmicas das próteses cimentadas teriam sua resistência aumentada devido à integridade das suas superfícies.

Trabalhos de acompanhamento clínico a longo prazo (SINGER; SERFATY, 1996; ROMEO et al., 2004; PJETURSSON et al., 2007; JUNG et al., 2008) têm mostrado que a fratura da cerâmica em próteses metalocerâmicas sobre implantes é um fator relevante quando se fala de insucessos do tratamento. Outras falhas também citadas comumente são o solapamento do cimento e o afrouxamento do parafuso (SINGER; SERFATY, 1996; FRASCISCHONE; ISHIKIRIAMA; VASCONCELOS, 1999; PASTOR et al., 1999; DRAGO, 2003).

Existe uma grande discussão na literatura sobre quais são os melhores métodos utilizados para avaliar a resistência da cerâmica. Para Anusavice; Kakar; Ferree, (2007), os estudos clínicos controlados e randomizados são os mais

indicados para isto, ficando limitado pelos altos custos e pelas dificuldades de controle das diversas variáveis. Para um teste *in vitro* ser considerado representativo é necessário que as condições reais sejam simuladas da forma mais precisa possível, o que ainda não é possível com o que está disponível até o momento. É neste sentido que o presente trabalho se propôs a realizar um teste de compressão seguindo trabalhos previamente realizados (WARPEHA; GOODKIND, 1976; O'BOYLE et al., 1997; TORRADO et al., 2004; ZARONE et al., 2007) sendo que parte das amostras foram submetidos previamente à ciclagem mecânica para verificar se isto interferia na resistência final da cerâmica. Diferentemente dos trabalhos de Itinoche et al. (2006) e de Attia; Kern, (2004), a ciclagem não reduziu a resistência da cerâmica em níveis estatisticamente significantes.

No presente estudo, observou-se que as próteses cimentadas apresentaram-se com uma maior resistência do material cerâmico (2202,58 N para próteses cimentadas, 1436,62 N para próteses parafusadas com chaminé e 1422,86 N para próteses parafusadas sem chaminé), o que está de acordo com diversos autores (TORRADO et al., 2004; KARL et al., 2007; ZARONE et al., 2007; KARL et al., 2008). Isto se deve, provavelmente, à integridade do material cerâmico na superfície oclusal das próteses cimentadas, diferente das parafusadas em que a presença do orifício é um ponto de fragilização do material. É importante observar que no trabalho de Torrado et al. (2004) (385,49 Kgf para próteses cimentadas e 101,81 Kgf- para próteses parafusadas) as próteses parafusadas não representavam um grupo fiel pelo fato do orifício de acesso ao parafuso ter sido confeccionado posteriormente à aplicação da cerâmica com auxílio de uma ponta diamantada o que pode ter trazido algum prejuízo à resistência do material cerâmico.

Uma das particularidades do presente estudo é que os corpos-de-prova simulam a anatomia de um primeiro molar inferior, visto que se caracteriza como a região de maior função mastigatória, sendo assim um local onde o risco de fratura da cerâmica estaria aumentado. Neste ponto o trabalho difere do realizado por Zarone et al. (2007) que utilizou como padrão a anatomia de um pré-molar. Além disto, no trabalho deste autor não foi verificada diferença estatisticamente significativa entre as próteses cimentadas e as parafusadas, apesar da maior resistência ter sido observada nas primeiras (1657 N para as próteses cimentadas contra 1281 N para as próteses parafusadas) .

Os trabalhos de Karl et al. (2007); Karl et al. (2008) apresentaram uma metodologia diferenciada em que a resistência da cerâmica foi avaliada a partir da quantidade de lascas de cerâmica perdidas após a aplicação de cargas cíclicas. Apesar de metodologias diferentes, o primeiro trabalho (KARL et al., 2007) apresentou resultados que estão de acordo com o presente trabalho no que diz respeito à maior resistência da cerâmica nas próteses cimentadas devido à integridade deste material. Posteriormente, os autores perceberam que a simples restauração do orifício seguindo o correto protocolo adesivo já foi capaz de diminuir o número de lascas de cerâmica após a aplicação de cargas cíclicas (KARL et al., 2008).

É importante que se pense nisto no momento da instalação final das próteses, visto que é comum o descaso tanto com o material quanto com a técnica utilizada para o vedamento do orifício de acesso ao parafuso. Várias são as técnicas citadas na literatura objetivando vedar o orifício de acesso ao parafuso (HOWELL; CALDWELL, 1997; BEZERRA; ROCHA, 1999; FRASCISCHONE; ISHIKIRIAMA; VASCONCELOS, 1999; WILLIAMSON, 2000; TAYLOR; GHONEIM; MCGLUMPHY, 2004). Porém, o mais importante é que este procedimento seja realizado da forma mais cuidadosa possível.

Seguindo os trabalhos realizados por Torrado et al. (2004), Karl et al. (2007) e Zarone et al. (2007), os orifícios de acesso ao parafuso do implante nas próteses parafusadas foram mantidos abertos visto que seu vedamento poderia mascarar a real influência do desenho da infra-estrutura e da presença do orifício na resistência final da cerâmica. Além disto, o vedamento do orifício representaria a inclusão de mais uma variável, isto porque no grupo 2 (com chaminé) o material restaurador estaria em contato com metal e no grupo 3 (sem chaminé) o material restaurador estaria em contato direto com a porcelana.

Outra particularidade do presente trabalho está no material utilizado para inclusão da réplica do implante. O material utilizado foi o poliuretano que, devido ao seu módulo de elasticidade (571,11 MPa) semelhante ao do osso trabecular mandibular, permitiu uma distribuição das cargas de uma forma mais fiel às condições clínicas.

Nesta pesquisa, o correto ajuste do contato oclusal foi assegurado com auxílio do papel carbono tomando-se o cuidado do ponto de contato da ponta

esférica com a superfície cerâmica estar ocorrendo nas quatro vertentes triturantes. Para as próteses parafusadas foi tomado o cuidado extra de respeitar uma distância mínima de 1,5 mm do orifício de acesso, mantendo desta forma uma distância adequada entre da interface metal-cerâmica nas próteses parafusadas com chaminé.

A análise visual das coroas fraturadas mostraram um padrão de fratura semelhante para todos os grupos ocorrendo em uma das cúspides a partir do ponto de contato da esfera metálica. Além disto, pôde-se observar visualmente que a linha de fratura existente no grupo das coroas parafusadas sem chaminé (grupo 3) não passava pelo orifício, o que parece ser mais um sinal de que a ausência de metal nesta região não seria um motivo de fragilização desta área.

Levando-se em consideração os parâmetros clínicos para a força de mordida máxima voluntária mostrados na literatura por Kumagai et al. (1999) ($365,2 \pm 159,0$ N para o lado direito e de $353,4 \pm 171,9$ N para o lado esquerdo), por Gibbs et al. (2002) (720 N variando entre 244 e 1243 N) e Cosme et al. (2005) (806 ± 282 N com bruxismo e 859 ± 304 N sem bruxismo) os resultados do presente trabalho (2202,58 N para próteses cimentadas, 1436,62 N para próteses parafusadas com chaminé e 1422,86 para próteses parafusadas sem chaminé) demonstram que, por mais que as próteses cimentadas tenham apresentado valores superiores às parafusadas, estas apresentaram valores de resistência à compressão em níveis aceitáveis para um bom desempenho clínico.

Apesar da diferença numérica encontrada entre os grupos 2 e 3 (1436,62 N para próteses parafusadas com chaminé e 1422,86 N para próteses parafusadas sem chaminé), é importante observar que a ausência de chaminé pode ser preferida na clínica diária por questões estéticas sem causar prejuízo à resistência final da prótese, mesmo em pacientes bruxomanos, nos quais a força mastigatória está em torno de 806 ± 282 N (COSME et al., 2005). Esta resistência pode ser ainda melhorada com o adequado vedamento do orifício de acesso ao parafuso com materiais e técnicas apropriadas. Isto sugere que novos trabalhos sejam realizados no intuito de verificar a importância do vedamento do orifício na resistência final da prótese.

—

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

Após os resultados dos testes mecânicos realizados pode-se concluir que:

- As coroas metalocerâmicas que foram submetidas diretamente à carga compressiva apresentaram resistência numericamente maior do que as que foram levadas previamente à ciclagem mecânica, apesar dos resultados não mostrarem diferenças estatisticamente significantes.
- As próteses cimentadas apresentaram maior resistência à fratura da cerâmica que as duas variações de infra-estrutura para próteses parafusadas com níveis de significância estatística ($p \leq 0,5$ mm).
- Entre as próteses parafusadas não foram observadas diferenças estatisticamente significantes, apesar das infra-estruturas com chaminé terem apresentado valores de resistência numericamente maiores do que as infra-estruturas sem chaminé.

Referências

REFERÊNCIAS

Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? Clin Oral Implants Res. 2007 Jun;18 Suppl 3:218-31.

Araujo CRP, Araujo MAR. Reabilitação parcial sobre implantes In: Dinato JC, Polido WD, editors. Implantes osseointegrados: Cirurgia e prótese. 1 ed. São Paulo: Artes Médicas; 2001. p. 167-88.

Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent. 2004 Dec;92(6):551-6.

Barbosa GF, Fedumenti RA. Prótese Parcial Fixa sobre implante: cimentada ou parafusada? Jan/2005; On line:
<http://www.odontologia.com.br/artigos.asp?id=499&idesp=6&ler=s> em
29/09/2005.

Bezerra FJB, Rocha PVB. Próteses parafusadas x próteses cimentadas: uso de Incrustação em cerâmica para obturação do canal de acesso do parafuso de retenção oclusal. 3i Innovations Journal. 1999;3(1):06-10.

Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? Int J Oral Maxillofac Implants. 1999 Jan-Feb;14(1):137-41.

Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro Sde A, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. Int J Prosthodont. 2005 Jul-Aug;18(4):328-32.

Drago CJ. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003 Mar-Apr;18(2):273-8.

Fernandes Neto AJ, Neves FD, Prado CJ. Prótese Implantada Cimentada versus parafusada: a importância da seleção do intermediário. . ROBRAC. 2002 Jun;11(31):22-6.

Fraschione CE, Ishikiriama SK, Vasconcelos L. Próteses parafusadas x próteses cimentadas sobre implantes osseointegrados: vantagens e desvantagens. . In: Vanzillotta PS, Salgado, L.P.S. , editors. Odontologia Integrada: Atualização multidisciplinas para o clínico e o especialista. . Rio de Janeiro: Pedro primeiro; 1999. p. 199-215.

Gibbs CH, Anusavice KJ, Young HM, Jones JS, Esquivel-Upshaw JF. Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. J Prosthet Dent. 2002 Nov;88(5):498-502.

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 Mar-Apr;15(2):239-46.

Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. J Prosthet Dent. 1997 Jan;77(1):28-35.

Hobo S, Shillingburg H. Porcelain fused to metal: Tooth preparation and coping design. J Prosthet Dent. 1973;30(1):28-36.

Howell JC, Jr., Caldwell WD. Custom-made cover screws to fit fixed detachable implant prosthesis access openings. J Prosthet Dent. 1997 Aug;78(2):209-11.

Itinoche KM, Ozcan M, Bottino MA, Oyafuso D. Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics. Dent Mater. 2006 Nov;22(11):1029-34.

Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res. 2008 Feb;19(2):119-30.

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 Mar;97(3):137-40.

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 Jan;99(1):19-24.

Referências

- Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 May-Jun;14(3):369-78.
- Kornfeld M. Essential and fundamental factors in crown and bridge prosthodontics. Mouth rehabilitation clinical and laboratory procedures. St. Louis: Mosby; 1974. p. 248-345.
- Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil*. 1999 Dec;26(12):932-5.
- Maddalena A, Maddalena L. Restaurações Protéticas sobre Implantes. In: Bodereau Jr EF, Bodereau EF, editors. *Prótese Fixa e Implantes: Prática Clínica*. São Paulo: Santos; 1998. p. 321-47.
- McCracken M, Simmons B, Simmons W. Cement-retained superstructure for a metal-resin fixed complete denture. *J Prosthet Dent*. 2005 Mar;93(3):298-300.
- Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Sep-Oct;18(5):719-28.
- Miller LL. Framework design in ceramo-metal restorations. *Dent Clin North Am*. 1977 Oct;21(4):699-716.
- Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby; 1993.
- Misch CE. *Implantes Dentários Contemporâneos*. São Paulo Santos; 2000.
- Muia P. Porcelain fracture: Causes, repair and prevention. In: MUIA P, editor. *Esthetic Restorations* Chicago: Quintessence books; 1993. p. 187-208.
- Mumford G. The porcelain fused to metal restoration. *Dent Clin North Am*. 1965:241-9.
- Nadin MA, Moro AL, Gali JP, Nadin PS. Prótese parafusada lateralmente: A evolução no mecanismo de retenção da prótese fixa sobre implante. *Revista Odontológica de Araçatuba*. 2004 Jan/Jun;25(1):49-52.

Naylor W. Essentials of metal ceramic substructure design. In: Naylor W, editor. Introduction to metal ceramic technology. Chicago: Quintessence 1992. p. 43-64.

Neves FD, Fernandes Neto AJ, Barbosa GAS, Simamoto Júnior PC. Sugestão de seqüência de avaliação para seleção do pilar em próteses fixas sobre implantes/ cimentadas e parafusadas Revista Brasileira de Prótese Clínica & Laboratorial. 2003;5(27):535-48.

O'Boyle KH, Norling BK, Cagna DR, Phoenix RD. An investigation of new metal framework design for metal ceramic restorations. J Prosthet Dent. 1997 Sep;78(3):295-301.

Ongthiemsak C, Mekayarajjananonth T, Winkler S, Boberick KG. The effect of compressive cyclic loading on retention of a temporary cement used with implants. J Oral Implantol. 2005;31(3):115-20.

Pastor FP, Bellini DH, Motta MC, Mazini Neto P, Velasco AF. Assentamento passivo em próteses retidas por cimento: relato de caso clínico. 3i Innovations Journal. 1999;3(1):39-42.

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. Clin Oral Implants Res. 2000 Oct;11(5):448-57.

Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). Clin Oral Implants Res. 2007 Jun;18 Suppl 3:97-113.

Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: a 7-year prospective study with the ITI dental implant system. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 Mar-Apr;19(2):247-59.

Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J. Design da estrutura e seleção do metal para as restaurações metalocerâmicas. In: Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J, editors. Próteses fixa contemporânea. São Paulo: Santos; 2002. p. 488-512.

Referências

Shelby D. Practical considerations and design of the porcelain fused to metal. *J Prosthet Dent.* 1962;12(3):542-8.

Singer A, Serfaty V. Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Sep-Oct;11(5):645-9.

Taylor RC, Ghoneim AS, McGlumphy EA. An esthetic technique to fill screw-retained fixed prostheses. *J Oral Implantol.* 2004;30(6):384-5.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Jan-Feb;15(1):66-75.

Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, 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 Jun;91(6):532-7.

Valbao FP, Jr., Perez EG, Breda M. Alternative method for retention and removal of cement-retained implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2001 Aug;86(2):181-3.

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 Mar-Apr;19(2):260-5.

Warpeha WS, Jr., Goodkind RJ. Design and technique variables affecting fracture resistance of metal-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1976 Mar;35(3):291-8.

Williamson R. Restoring screw-retained implant prostheses. *J Am Dent Assoc.* 2000 Jan;131(1):73-4.

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 Mar;23(3):296-301.