



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de São José dos Campos  
Instituto de Ciência e Tecnologia

**PEDRO HENRIQUE CORAZZA**

**DETERMINAÇÃO DO TEMPO DE VIDA DE  
RESTAURAÇÕES TOTALMENTE CERÂMICAS (Y-  
TZP/PORCELANA) COM INCIDÊNCIA DA CARGA EM  
DIFERENTES REGIÕES DE CONTATO**

2014

**PEDRO HENRIQUE CORAZZA**

**DETERMINAÇÃO DO TEMPO DE VIDA DE RESTAURAÇÕES  
TOTALMENTE CERÂMICAS (Y-TZP/PORCELANA) COM INCIDÊNCIA  
DA CARGA EM DIFERENTES REGIÕES DE CONTATO**

Tese apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Álvaro Della Bona

Co-orientador: Prof. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara

Co-orientador estrangeiro: Prof. Jason A. Griggs

São José dos Campos

2014

Apresentação gráfica e normatização de acordo com:  
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para  
Normalização de Trabalhos Acadêmicos do ICT. Rev. São José dos  
Campos: ICT/UNESP; 2014.

Corazza, Pedro Henrique

Determinação do tempo de vida de restaurações totalmente  
cerâmicas ( $\gamma$ -t-zp/porcelana) com incidência da carga em  
diferentes regiões de contato / Pedro Henrique Corazza. - São  
José dos Campos : [s.n.], 2014.

105 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação  
em Odontologia Restauradora - Instituto de Ciência e  
Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual  
Paulista, 2014.

Orientador: Álvaro Della Bona

Co-orientador: Estevão Tomomitsu Kimpara.

1. Cerâmica. 2. Oclusão Dentária. 3. Estresse Mecânico. 4.  
Análise de Falha. I. Della Bona, Álvaro, orient. II.  
Tomomitsu Kimpara, Estevão, co-orient. III. Instituto de  
Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ  
Estadual Paulista. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio  
de Mesquita Filho'. V. UNESP - Univ Estadual Paulista. VI.  
Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Achille Bassi e Seção Técnica de Informática,  
ICMC/USP com adaptações - STATi e STI do ICT/UNESP. Dados fornecidos pelo autor.

## AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer  
meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 06 de agosto de 2014

E-mail: pedrocorazza@yahoo.com.br

Assinatura: \_\_\_\_\_

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Adj. Álvaro Della Bona** (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia  
UNESP – Univ Estadual Paulista  
Campus de São José dos Campos

**Prof. Dr. Humberto Lago de Castro**

Faculdade de Odontologia  
Universidade Braz Cubas  
Mogi das Cruzes

**Profa. Dra. Márcia Borba**

Faculdade de Odontologia  
Universidade de Passo Fundo (UPF)  
Passo Fundo

**Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges**

Instituto de Ciência e Tecnologia  
UNESP – Univ Estadual Paulista  
Campus de São José dos Campos

**Prof. Dr. Rubens Nisie Tango**

Instituto de Ciência e Tecnologia  
UNESP – Univ Estadual Paulista  
Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 06 de agosto de 2014.

## DEDICATÓRIA

*À DEUS, por tudo o que Ele me proporcionou: por todas as pessoas boas que cruzaram minha vida, por me ajudar a alcançar meus objetivos.*

*Aos meus pais, José Airton Corazza e Veranice Corazza, que sempre me deram apoio e carinho em todos os momentos de minha vida e nunca deixaram me faltar nada. Sei da dificuldade que é em deixar um filho estudar longe, da saudade, da vontade de estar junto. Mas sabendo que isso seria o melhor para mim, nunca hesitaram. Amo vocês.*

*Ao meu irmão João Pedro Corazza, pelo carinho e pela grande amizade que tenho com você. Tenho muita sorte de ter você como irmão.*

*Aos meus avós Benvindo Corazza, Ilói Corazza, Aurélio Batistella e Therezinho Batistella, fundamentais em minha vida, dos quais tenho imenso orgulho. Tenho certeza que vocês estão sempre rezando e torcendo por mim. Vocês são um exemplo de vida e de conduta, meus ídolos.*

*À minha querida namorada Karen Kawashima, sempre ao meu lado, ajudando em tudo. Essa conquista também é sua.*

## AGRADECIMENTOS

*À CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pela concessão de Bolsa de Doutorado Sanduíche no Exterior (PDSE), sob o número de processo 18.921/12-4. Essa bolsa permitiu a realização da parte experimental do presente estudo na University of Mississippi Medical Center (UMMC - EUA), o que me proporcionou um grande crescimento científico e pessoal, que vou levar pela vida toda.*

*Ao meu orientador, professor **Álvaro Della Bona**, por tudo. Você é um grande orientador e amigo. A você devo boa parte de minha evolução científica até aqui. Obrigado pelas oportunidades e pelas portas que me abriu. Tenho muito orgulho de ser seu orientado, conte comigo sempre.*

*Ao meu co-orientador **Estevão Tomomitsu Kimpura**, que se tornou, além de um orientador local sempre disposto a ajudar, um grande amigo. Admiro muito o senhor por suas atitudes dentro e fora da Universidade, que nossa amizade dure para sempre.*

*Ao meu orientador estrangeiro **Jason Griggs**, uma pessoa fantástica que o doutorado sanduíche me*

*permitiu conhecer. Extremamente inteligente e gente boa, de fácil acesso, com quem eu sempre pude contar.*

*Ao professor **Marco Antonio Bottino**, responsável pelo programa de prótese, que sempre confiou em mim e me deu todo o suporte. Professor, o senhor sempre terá meu respeito, amizade e admiração.*

*Aos professores **Tarcísio José de Arruda Paes Júnior, Alexandre Borges e Rubens Tango**, com quem convivi durante todo o período de mestrado e doutorado. Vocês são excelentes profissionais e pessoas. Seu apoio incondicional facilitou muito meu período de pós-graduação.*

*Aos professores **Luiz Felipe Valandro, Renata Melo, Rodrigo O. A. Souza**, pela oportunidade de sempre estar participando dos trabalhos da pós-graduação, e por sempre conduzi-los muito bem.*

*Ao meu amigo e “irmão” **Humberto Lago de Castro**, um cara que não mede esforços para ajudar aos outros, que me acolheu veementemente em São José dos Campos. Você é um dos grandes responsáveis por essa grande oportunidade que tive de fazer pós-graduação.*

*Ao meu amigo e “irmão” **César Bergoli**, pessoa sensacional com quem eu tive a sorte de conviver nesse período de pós-graduação. Espero sempre contar com sua amizade e ajuda.*

*Às minhas grandes amigas **Marina Amara, Sâmia Mota Sacorague, Lílian Anami, Sabrina Feitosa e***

*Priscila Cristoforides, que estão comigo desde minha vinda para São José dos Campos. Obrigado pela sua amizade.*

*Ao meu amigo **Alecsandro Moura**, pelo companheirismo. Sua amizade sempre foi muito importante.*

*Aos meus amigos **Ronaldo Carvalho, Rodrigo Carvalho, Vinicius Rodrigues e Júlio Luz**, com quem tenho a satisfação de um convívio semanal. Também ao meu amigo **Lucas Hian**, que apesar de estar longe, sempre está pronto para ajudar.*

*Aos meus colegas e amigos **Fernanda Campos, Carol Cotes, Carol Martinelli, Anna Karina Costa e Ana Carolina Souza**, pelo convívio e por terem dividido comigo bons e maus momentos.*

*À minha querida amiga **Gabriela Basso**, com quem convivo desde a graduação. Companheira para todas as horas, obrigado por tudo.*

*Devo um especial agradecimento aos meus amigos **Gaurav Joshi e Yuanyuan Duan**, que me receberam muito bem em Jackson e foram meus parceiros para todas as horas.*

*À professora **Márcia Borba**, que me deu todo o suporte durante minha estadia em solo estrangeiro.*

*Outras três pessoas muito importantes com quem convivi nos Estados Unidos foram a **Karen Fukushima, o Carlos Rezende e a Marina Martins**. Obrigado pela amizade.*

*Aos meus amigos da pós Fe Papaiz, Sarina, Lígia, Evelyn, Tabata, Mayra, Nathalia, Gabi, Aline, Leandro, Viviane, Pollyanna, Ana Flávia, Regina, Carol e Nayara, pela parceria na pós-graduação.*

*Ao excelente ser humano que é meu amigo Marcos Vestali, sempre disposto a ajudar nos trabalhos de laboratório, e à Thais Paradella, pelo convívio e amizade.*

*Ao pessoal da secretaria da pós-graduação Rose, Bruno e Ivan, sempre prontos a ajudar.*

*Aos meus amigos Marco Alfredo, Fernandinho, Lílian, e Eliane, a amizade e o relacionamento com vocês tornaram muito mais fáceis os momentos que passei na faculdade.*

*Ao Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos (UNESP), através do seu diretor professor Carlos Augusto Pavanelli.*

*Ao programa de pós-graduação em Odontologia Restauradora, coordenado pela professora Marcia Carneiro Valera Garakis, pela oportunidade.*

*À University of Mississippi Medical Center (UMMC), onde desenvolvi grande parte desse trabalho.*

*“Seja quem você for, seja qualquer posição que você tenha na vida – nível altíssimo ou mais baixo – tenha sempre como meta muita força, muita determinação e, sempre, faça tudo com muito amor e com muita fé em Deus que um dia você chega lá. De alguma maneira você chega lá.”*  
*(Ayrton Senna)*

## SUMÁRIO

|  |    |
|--|----|
| <b>LISTA DE FIGURAS</b> .....                                      | 11 |
| <b>LISTA DE QUADROS E TABELAS</b> .....                            | 16 |
| <b>RESUMO</b> .....  | 17 |
| <b>ABSTRACT</b> .....  | 19 |
| <b>1 INTRODUÇÃO</b> .....  | 20 |
| <b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....                               | 24 |
| <b>2.1 Estágio atual das restaurações zircônia/porcelana</b> ..... | 24 |
| 2.1.1 Comportamento mecânico em testes laboratoriais .....         | 25 |
| 2.1.2 Estudos clínicos do sistema zircônia/porcelana .....         | 30 |
| <b>2.2 Contatos oclusais em molares</b> .....                      | 34 |
| <b>2.3 Ensaio de vida acelerados</b> .....                         | 39 |
| <b>2.4 Análise de fratura de materiais cerâmicos</b> .....         | 43 |
| <b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....  | 50 |
| <b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....                                  | 51 |
| <b>4.1 Material</b> .....  | 51 |
| <b>4.2 Métodos</b> .....   | 52 |
| 4.2.1 Preparo dos corpos de prova (CP) .....                       | 52 |
| 4.2.1.1 Obtenção dos preparos em material análogo à dentina .....  | 52 |
| 4.2.1.2 Confecção das infra-estruturas (IE) em YZ .....            | 56 |
| 4.2.1.3 Aplicação da porcelana de cobertura .....                  | 59 |
| 4.2.1.4 Cimentação .....   | 62 |
| 4.2.2 Divisão dos grupos .....                                     | 64 |
| 4.2.3 Pistão aplicador de carga .....                              | 65 |
| 4.2.4 Teste de vida acelerado <i>step stress</i> .....             | 66 |
| 4.2.4.1 Execução dos testes nos grupos CF e CC .....               | 66 |
| 4.2.4.2 Execução do teste no grupo CD .....                        | 67 |

|   |           |
|---|-----------|
| 4.2.4.3 Perfis de estresse .....  | 69        |
| 4.2.4.4 Dispositivo acústico para detecção de falha .....                                 | 70        |
| 4.2.5 Análise estatística dos dados.....  | 72        |
| 4.2.6 Análise Fractográfica .....   | 73        |
| 4.2.6.1 Obtenção da tenacidade de fratura ( $K_{IC}$ ) da porcelana.....                  | 75        |
| <b>5 RESULTADOS .....</b>   | <b>77</b> |
| <b>5.1 Análise dos dados de tempo de vida .....</b>                                       | <b>77</b> |
| <b>5.2 Análise fractográfica.....</b>   | <b>81</b> |
| <b>6 DISCUSSÃO.....</b>   | <b>88</b> |
| <b>6.1 Probabilidade de falha das restaurações Y-TZP/porcelana .....</b>                  | <b>88</b> |
| <b>6.2 Validade dos testes em laboratório comparados com a realidade<br/>clínica.....</b> | <b>92</b> |
| <b>6.3 Tipo de contato .....</b>  | <b>94</b> |
| <b>6.4 Local de aplicação da carga .....</b>  | <b>96</b> |
| <b>7 CONCLUSÃO .....</b>  | <b>98</b> |
| <b>8 REFERÊNCIAS .....</b>  | <b>99</b> |

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 – Ilustração em um modelo 3D dos pontos de contato oclusais (esferas em vermelho) em um primeiro molar inferior. As flechas em preto indicam a direção de deslizamento durante os movimentos excursivos da mandíbula (trabalho, balanceio, protrusão). As linhas vermelhas indicam os contatos potenciais durante os movimentos laterais no lado de trabalho, em uma função em grupo..... 35
- Figura 2 – Ilustração esquemática das marcas de fratura típicas que ocorrem na região de origem da falha em materiais friáveis (Fonte: Della Bona et al., 2004)..... 47
- Figura 3 - Desenho 3D do preparo coronário utilizado para a usinagem em resina epóxica reforçada por fibras de vidro (G10)..... 54
- Figura 4 - Processo de usinagem e obtenção dos padrões de G10. Esse processo foi realizado no CDM (CECOMPI, São José dos Campos, Brasil). Em destaque à direita, um dos preparos finalizado... 54
- Figura 5 - Ilustração da inclusão dos preparos em resina poliuretano.. 55
- Figura 6 – A) Modelo duplicado em gesso tipo IV; B) Vista vestibular dos modelos após a adaptação do preparo fabricado em G10; C) Vista oclusal; D) Vista lingual..... 56
- Figura 7 – Processo de obtenção das IE em YZ: A) Aplicação do pó de contraste no modelo; B) Escaneamento; C) Usinagem das IE a

|   |    |
|---|----|
| partir do modelo gerado pelo software do sistema Cerec InLab MC XL. ....  | 57 |
| Figura 8 - Processo de obtenção das IE em YZ: A) Aspecto da IE após a usinagem e previamente à separação do bloco cerâmico; B) Aplicação do Coloring Liquid indicado pelo fabricante. ....  | 58 |
| Figura 9 – Prova da IE no modelo utilizado para o escaneamento: A) Vista oclusal; B) Vista vestibular. ....   | 59 |
| Figura 10 – Modelo utilizado para a aplicação da porcelana de cobertura, destacando o padrão de resina epóxica que simulou um troquel. ....   | 61 |
| Figura 11 – Processo de aplicação da porcelana: A) Aplicação da primeira camada demonstrando sua fina espessura; B) Primeira camada antes do processo de sinterização; C) Aplicação da porção vestibular da segunda camada; D) Aplicação da porção lingual da segunda camada; E) Início do contorno oclusal da coroa; F) Coroa pronta para ser levada ao forno para o processo de sinterização da porcelana. .... | 61 |
| Figura 12 – Aspecto de um dos CP seccionado para demonstrar o relacionamento entre suas camadas. ....   | 63 |
| Figura 13 – Regiões de contato avaliadas nos grupos experimentais: CF - Contato na fossa; CC - Contato na cúspide; CD - Contato deslizante. ....  | 64 |
| Figura 14 – Pistão de cerâmica utilizado para o teste dos grupos experimentais. Sua ponta possui 1,5 mm de diâmetro e raio de curvatura de 50 cm. ....  | 65 |

|  |    |
|--|----|
| Figura 15 – Regiões de aplicação da carga nos testes com carga axial: A) Contato na fossa; B) Contato na cúspide.....  | 67 |
| Figura 16 – Máquina MTS 858 Bionix adaptada para o experimento com carga deslizante (grupo CD). ....   | 68 |
| Figura 17 – Esquema ilustrando o movimento do pistão aplicador de carga para o grupo CD, desde a fossa central até parte da vertente triturante da cúspide disto-palatina. ....  | 69 |
| Figura 18 – Imagem do software (Audacity Sound Editor) utilizado para a análise sonora, destacando o momento da trinca inicial (círculo vermelho) e a denominação automática do arquivo.....   | 71 |
| Figura 19 – Mensuração em MEV da profundidade final do entalhe (1,17 mm) em um dos corpos de prova previamente ao teste SEVNB. Uma vista aproximada da região final do entalhe permite a mensuração do raio da ponta ( $\rho = 10,4 \mu\text{m}$ ). .... | 76 |
| Figura 20 - Estimativa do tempo de vida ( $P_f \times$ número de ciclos) de cada grupo experimental para uma carga constante de 200 N.....   | 79 |
| Figura 21 - Estimativa do tempo de vida ( $P_f \times$ número de ciclos) de cada grupo experimental para uma carga constante de 300 N.....   | 79 |
| Figura 22 – Comparação entre os tipos de carga (axial e deslizante), representados pelos grupos CF (axial) e CD (deslizante), no gráfico “Tempo de Vida $\times$ Carga de Fratura”: grupo CF em azul e grupo CD em verde. ....                           | 80 |
| Figura 23 - Gráfico “Probabilidade de Falha $\times$ Tempo” com uma carga constante de 300 N, comparando os dois locais de aplicação da carga: fossa central (CF, azul) e ponta de cúspide (CC, preto). ....   | 81 |

Figura 24 – Modo de falha (lascamento da porcelana de cobertura) dos corpos de prova (nesse caso, o lascamento ocorreu na cúspide disto-lingual, onde se aplicou a carga do grupo CD). ..... 83

Figura 25 – Corpo de prova do grupo CD após a falha: A) Imagem da coroa com uma trinca na cúspide disto-palatina que não resultou no desprendimento do fragmento; B) Após a separação do fragmento, pôde-se realizar a análise fractográfica. A imagem em MEV (110x de magnificação, Elétrons Secundários) evidencia a relação do contato deslizante (flecha preta) com o início do lascamento..... 83

Figura 26 – Corpo de prova do grupo CC após a falha: A) Imagem da coroa com uma trinca na cúspide mediana que não resultou no desprendimento do fragmento; B) Após a separação do fragmento, pôde-se realizar a análise fractográfica. A imagem em MEV (67x de magnificação, Elétrons Secundários) evidencia a relação do contato axial de ponta de cúspide (flecha preta) com o início do lascamento. ... 84

Figura 27 – Corpo de prova do grupo CF após a falha: A) Imagem da coroa com uma trinca na cúspide mediana que não resultou no desprendimento do fragmento. Isso ocorreu em todos os corpos de prova desse grupo; B) Após a separação do fragmento, pôde-se realizar a análise fractográfica. A imagem em MEV (71x de magnificação, Elétrons Secundários) evidencia a distância entre o contato do pistão (flecha preta) com o início do lascamento. .... 84

Figura 28 – Análise fractográfica do corpo de prova CT4 (Elétrons secundários): A) Imagem geral da região da fratura, com a área de contato destacada em vermelho; B) e C) Marcas de fratura (sobretudo *Wake hackles*) indicando a direção de propagação da trinca (flechas pretas); D) Aproximação da região de origem da falha;

E) Região de origem da falha com a mensuração da falha crítica e a direção de sua propagação..... 85

Figura 29 – Análise fractográfica do corpo de prova CF1 (Elétrons secundários): A) Imagem geral da região da fratura, que ocorreu longe da região de contato; B) e C) Marcas de fratura (sobretudo Wake hackles) indicando a direção de propagação da trinca (flechas pretas); D) Região de origem da falha (no centro do lascamento) com a mensuração da falha crítica e a direção de sua propagação. .... 86

Figura 30 – Comparação gráfica dos resultados de estresse de fratura (MPa) para cada um dos grupos experimentais. .... 87

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

|   |    |
|---|----|
| Quadro 1 - Nome comercial, fabricante e descrição dos materiais utilizados.....   | 51 |
| Quadro 2 – Ciclos utilizados para a cerâmica Vita YZ.....   | 59 |
| Quadro 3 – Ciclos de queima utilizados para a porcelana Vita VM9, de acordo com as recomendações do fabricante .....  | 60 |
| Quadro 4 – Descrição dos perfis de estresse utilizados no estudo.....   | 70 |
| Quadro 5 - Valores para o fator de intensidade do estresse (Y) utilizados para cada situação.....   | 74 |
| Tabela 1 - Classificação dos sons de fratura dos corpos de prova de acordo com o nível de facilidade de detecção. ....  | 78 |
| Tabela 2 – Comparação dos parâmetros $m$ , $\alpha_0$ e $\alpha_1$ e seus respectivos intervalos de confiança de 95% (entre parênteses) gerados através da Simulação de Monte Carlo ..... | 78 |
| Tabela 3 – Tipos de falha encontrados em cada um dos grupos experimentais (n = 15). ....  | 82 |
| Tabela 4 – Valores médios, desvio padrão (DP) e grupamento estatístico dos resultados de estresse de fratura para os grupos CF, CC e CD.....  | 87 |

Corazza PH. Determinação do tempo de vida de restaurações totalmente cerâmicas (Y-TZP/porcelana) com incidência da carga em diferentes regiões de contato [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

## RESUMO

O objetivo do presente estudo foi comparar o tempo de vida e o modo de falha de restaurações totalmente cerâmicas (Y-TZP/porcelana) com aplicação da carga em diferentes regiões de contato, pelo método de vida acelerado *step stress*. Padrões de um material análogo à dentina (resina epóxica reforçada por fibras de vidro), simulando preparos para coroas totais de um primeiro molar inferior, foram obtidos e incluídos em resina poliuretano. Infra-estruturas (IE) de Y-TZP foram usinadas através de um sistema CAD-CAM, recobertas por uma porcelana e cimentadas aos padrões com um cimento resinoso dual (Panavia F). Os grupos foram divididos de acordo com as regiões de contato oclusal que ocorrem durante a função mastigatória (n = 20): contato na fossa central (CF), contato na cúspide (CC) e contato deslizante (CD). Nos grupos CF e CC a carga cíclica foi aplicada verticalmente nos pontos pré-selecionados, utilizando um pistão cerâmico usinado em CAD-CAM. Já no grupo CD, a carga vertical foi associada a um deslocamento lateral de 1 mm na vertente triturante da cúspide disto-lingual. Em todos os grupos, a frequência foi de 2 Hz. Diferentes perfis de estresse foram utilizados no experimento. As fraturas das restaurações foram detectadas com um monitor acústico acoplado ao ensaio. Uma distribuição de Weibull (intervalo de confiança de 95%) foi utilizada para analisar os dados. Quinze corpos de prova (CP) por grupo experimental, onde se conseguiu desprender a porção fraturada e gerar duas superfícies de fratura, foram analisados seguindo-se os princípios da fractografia. Os valores de estresse crítico de fratura ( $\sigma_f$ ) foram obtidos. O valor de  $m$  (Módulo de Weibull) do grupo CF (2,1; 1,5-3,6) foi estatisticamente superior comparado ao  $m$  do grupo CD (0,7; 0,5-1,2). Não houve diferença estatística nos tempos de vida dos grupos CF e CD. A probabilidade de falha obtida para uma carga de 300 N e 200.000 ciclos para o grupo CC (0,63; 0,44 - 0,81) foi estatisticamente maior do que para o grupo CF (0,23; 0,12 - 0,43). Todos os CP falharam por lascamento da porcelana de cobertura. Ocorreu uma predominância de falhas originadas na região de contato no grupo CC (66,7%). Nos grupos CF e CD, houve predominância de falhas que se originaram no centro do lascamento (80% e 46,7%

respectivamente). Os dados de  $\sigma_f$  do grupo CC ( $59,8 \pm 14,3$  MPa) foram estatisticamente superiores aos do grupo CF ( $48,2 \pm 6,45$  MPa). O dispositivo acústico é uma alternativa para detectar a falha inicial de cerâmicas. O contato na ponta da cúspide é mais danoso para o sistema do que o contato na fossa central. Dados obtidos com contato deslizante são menos consistentes do que com contatos axiais, porém possuem maior relevância clínica.

Palavras-chave: Cerâmica. Oclusão Dentária. Estresse Mecânico. Análise de Falha.

Corazza PH. Life-time determination of metalfree restorations (Y-TZP/porcelain) with load application in different contact points [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

## **ABSTRACT**

The aim of the present study was to compare the life-time and failure mode of all-ceramic restorations (Y-TZP/porcelain) with load application on different contact points, by step stress accelerated life method. Dentin analog (epoxy filled with woven glass fibers) dies simulating a prepared mandibular first molar were obtained and embedded in polyurethane bases. The Y-TZP substructures (SB) were milled in a CAD-CAM system, veneered with a porcelain and cemented onto the dies using a dual resin cement system (Panavia F). The groups were divided according to the occlusal contact areas, based on masticatory function ( $n = 20$ ): central groove load (CGL), cusp tip load (CTL) and sliding contact (SC). For the groups CGL and CTL, the cyclic load was applied vertically at the preselected points using a ceramic piston obtained in a CAD-CAM machine. For the SC group, the vertical cyclic load (also applied by a ceramic piston) was associated with a lateral displacement of 1 mm at the occlusal ridge of the disto-lingual cusp. The frequency was 2 Hz for all simulations. Different stress profiles, constants and progressives, were used. The fractures were detected with an acoustic device attached to the test. A Weibull distribution (95% of confidence boundary) was used to analyze the data. Fifteen specimens (SP) per group were examined following the fractography principles, and the critical stress at the fracture ( $\sigma_f$ ) was calculated. The  $m$  value (Weibull modulus) of CGL (2.1; 1.5 - 3.6) was statistically greater than the  $m$  value of SC group (0.7; 0.5 - 1.2). There was no difference on the lifetime of the groups CGL and SC. The probability of failure obtained for a 300 N load and 200,000 cycles was statistically greater for CT (0.63; 0.44 - 0.81) compared to CG (0.23; 0.12 - 0.43). The failure mode of all specimens was chipping of the porcelain. For CTL, failure originated predominantly at the contact point (66.7%). Failure originated predominantly at the center of the chipping for CGL (80%) and SC (46.7%).  $\sigma_f$  data were statistically greater for CTL group ( $59.8 \pm 14.3$  MPa) compared to CGL ( $48.2 \pm 6.45$  MPa). Acoustic device is an alternative to detect the initial failure of ceramics. Contact at the cusp tip is more harmful than at the central fossa. Data from sliding contact are less consistent than from axial contacts, but more clinically relevant.

**Keywords:** Ceramics. Dental Occlusion. Mechanical Stress. Failure Analysis.

## 1 INTRODUÇÃO

O crescente interesse por materiais restauradores estéticos favorece a utilização e as pesquisas envolvendo as cerâmicas odontológicas. Dentre os inúmeros sistemas cerâmicos disponíveis para a obtenção de restaurações que aliam estética e resistência, o sistema *bilayer* formado por uma infra-estrutura à base de zircônia recoberta por uma porcelana vem despertando especial interesse (Kelly, Denry, 2008; Della Bona, 2009). As propriedades mecânicas da zircônia são as mais altas entre as cerâmicas já estudadas na odontologia, principalmente devido ao mecanismo de transformação de fase (de tetragonal para monoclinica), que é acompanhado pelo aumento de volume dos cristais de aproximadamente 5%, limitando a propagação catastrófica de trincas. Esse fenômeno gera um estresse de compressão na superfície do material e melhora sua resistência à flexão (Della Bona, 2009; Pittayachawan et al., 2009). Em vista disso, o principal problema relacionado a esse tipo de restauração parece estar associado à porcelana de cobertura do sistema e sua susceptibilidade ao lascamento (*chipping*) (Della Bona, Kelly, 2008; Quinn et al., 2010a; Schmitter et al., 2012). A literatura atual relata possíveis causas para o lascamento desse tipo de restauração, onde ganha destaque a deficiência no suporte da porcelana de cobertura pela sua infra-estrutura (Kokubo et al., 2011; Silva et al., 2011; Corazza et al., 2013). Considerando esse raciocínio, a incidência de forças oclusais em regiões da restauração sem o devido suporte da infra-estrutura talvez possa induzir uma resposta indesejada do sistema, reduzindo a sua sobrevida.

A oclusão pode ser considerada um dos temas mais complexos e intrigantes dentro da odontologia. Apesar de ser definida

como a relação de contatos dos dentes em função ou parafunção, o conceito de oclusão deve considerar um sistema integrado envolvendo dentes, articulações e músculos (Ash, 2009). Isso porque o sistema mastigatório é extremamente dinâmico, permitindo o movimento da mandíbula em todos os três planos. Dois movimentos excêntricos da mandíbula são considerados como básicos: protrusão e lateralidade. Como os movimentos protrusivos são normalmente guiados pelos dentes anteriores, os movimentos laterais ganham maior importância no estudo da oclusão em dentes posteriores (Okeson, 2007). Funcionalmente, as cúspides dos dentes posteriores se relacionam com as fossas centrais e cristas marginais do arco oposto. Quando os arcos estão em uma relação oclusal normal (Classe I de Angle), as cúspides vestibulares dos dentes posteriores inferiores ocluem nas fossas centrais e cristas marginais dos dentes posteriores superiores, e as cúspides palatinas dos dentes posteriores superiores ocluem nas fossas centrais e cristas marginais dos dentes posteriores inferiores. É importante salientar que a porção da cúspide que entra em contato com o dente antagonista é uma área circular ao redor da ponta da cúspide, com raio de aproximadamente 0,5 mm (Okeson, 2007; Ash, Ramfjord, 1987).

Dada a complexidade dessa relação, nota-se a importância de desenvolver trabalhos que avaliem o comportamento dos materiais restauradores através de simulações que se aproximem ao máximo dessa condição de serviço intra-oral. A maior parte dos testes laboratoriais envolvendo resistência de restaurações cerâmicas aplica uma carga monotônica no centro da superfície oclusal da coroa, que, na grande maioria das vezes, tem uma anatomia simplificada (Webber et al., 2003; Miskinis et al., 2008; Kelly et al., 2010). Contudo, já existem alguns autores que buscam simulações com contatos fisiológicos (Bonfante et al., 2010; Heintze et al., 2011; Silva et al., 2011).

Como as cerâmicas são materiais frágeis, sujeitas à propagação catastrófica de trincas devido à fadiga mecânica que sofrem

no ambiente intra-oral, ensaios de fadiga parecem ter especial relevância para testar a resistência desse tipo de material (Della Bona, 2009; Silva et al., 2012a). Ensaios de vida acelerados são utilizados para obter, com maior rapidez, informações sobre o tempo de vida do material. Nesse tipo de ensaio, os corpos de prova são testados em amplitudes de carga que excedem as condições fisiológicas (entre 1,2 N e 218,4 N – Hattori et al., 2009) de uso para que a falha ocorra mais rapidamente. No entanto, a amplitude de estresse escolhida deve acelerar a fratura sem introduzir modos de falha adicionais que não ocorreriam em condições normais de uso. A aplicação de estresse progressivo (*step stress*) permite a seleção de padrões específicos de estresse para cada corpo de prova, induzindo a falha catastrófica ou, se esta não ocorrer, resultando em dados denominados censurados (Nelson, 1980; Mettas, Vassiliou, 2002). Esse tipo de teste é bastante utilizado pela engenharia de materiais, mas raramente é empregado na odontologia. Para os testes em cerâmicas, o estresse (gerado pela aplicação da carga) permanece constante por um período de tempo e, após isso, vai aumentando gradativamente até a falha ou sobrevivência do corpo de prova (Silva et al., 2008).

Com a fratura do material cerâmico, sugere-se sempre a sua análise seguindo os princípios da fractografia (Webber et al., 2003; Quinn, 2007; Della Bona, 2009; Aboushelib et al., 2009; Rosentritt et al., 2009; Bonfante et al., 2010; Kelly et al., 2010; Silva et al., 2011). Existe uma grande divergência na literatura a respeito do modo de falha das restaurações cerâmicas, em especial do sistema zircônia/porcelana. Os locais mais citados de origem das falhas em cerâmicas são: superfície interna das coroas cimentadas (região submetida a tensões de tração) (Denry, Kelly, 2008; Kelly et al., 2010), região de aplicação da carga (Aboushelib et al., 2009; Rosentritt et al., 2009; Bonfante et al., 2010; Silva et al., 2011), interface cerâmica de infra-estrutura/porcelana de cobertura (Aboushelib et al., 2009), e região logo abaixo da superfície da porcelana (subsuperfície) (Swain, 2009). Dessa forma, se faz necessário

um estudo que se proponha a verificar a resistência dos sistemas restauradores cerâmicos através de testes de fadiga, complementado por uma análise de fratura adequada.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Estágio atual das restaurações zircônia/porcelana**

As restaurações livres de metal, à base de zircônia recoberta por uma porcelana estética, vêm ganhando evidência na odontologia atual. No entanto, a susceptibilidade a pequenos lascamentos da porcelana ainda limita seu emprego (Raigrodski et al., 2006; Sailer et al., 2007; Pelaez et al., 2012; Koenig et al., 2013; Rinke et al., 2013a). As possíveis causas para esse tipo de falha estão reportadas na literatura recente, sendo que se destacam: a falta de resistência da porcelana (baixa tenacidade à fratura) (Quinn et al., 2010a); a espessura inadequada de porcelana (Swain, 2009; Guazzato et al., 2010); a incompatibilidade ou diferença de expansão térmica dos materiais (Taskonak et al., 2005; Swain, 2009); o insuficiente suporte da porcelana pela infra-estrutura ou seu desenho inadequado (Rosentritt et al., 2009; Bonfante et al., 2010; Silva et al., 2011; Corazza et al., 2013); além da taxa de resfriamento inadequada (Swain, 2009; Guazzato et al., 2010; Benetti et al., 2013; Rinke et al., 2013b). Quando esses fatores foram considerados por um estudo clínico (Rinke et al., 2013b), a taxa de sucesso a curto prazo desse sistema foi comparável ao sistema metalocerâmico tradicional.

### 2.1.1 Comportamento mecânico em testes laboratoriais

Em 2009, Swain indicou que as tensões residuais desenvolvidas durante a fabricação de restaurações zircônia/porcelana, associadas à carga de contato, são os principais responsáveis pelo excessivo número de lascamentos desse sistema na clínica. Quando isso ocorre, a falha inicia no interior da porcelana e se estende para a porção mais espessa antes de atingir a superfície. Incompatibilidade nos coeficientes de expansão térmico (CET) da infra-estrutura e da cobertura, quando supera os 10%, resulta em lascamentos. Normalmente esses lascamentos iniciam na superfície quando o CET da porcelana é muito maior que o da infra-estrutura. Quando o CET da infra-estrutura é maior, a tendência é que ocorra delaminação (falha na interface). Assim, esse estudo destaca a importância da combinação dos coeficientes de expansão térmicos dos materiais envolvidos na restauração, bem como da taxa de resfriamento após a queima da porcelana. Quando uma camada de porcelana é aplicada sobre infra-estruturas com baixa difusibilidade térmica, como zircônia ou cerâmicas vítreas, há uma maior tendência em desenvolverem-se tensões residuais de tração na subsuperfície, que pode resultar em fratura.

Guazzato et al. (2010) utilizaram esferas de zircônia (7,8 mm de diâmetro) recobertas por porcelana para verificar a influência da taxa de resfriamento e espessura da porcelana de cobertura na ocorrência de trincas. Tal ocorrência foi analisada visualmente após a sinterização dos corpos de prova, com a incidência de uma luz UV. A ocorrência de trincas aumentou em espessuras maiores da porcelana de cobertura e com o resfriamento rápido. Os grupos compostos pela porcelana VM9 (Vita) merecem destaque nesse estudo. Quando os corpos de prova foram sinterizados seguindo-se as recomendações do fabricante anteriores ao ano de 2009 (resfriamento lento até 800 °C),

ocorreu uma taxa maior de trincas espontâneas comparadas à nova recomendação do fabricante (após 2009 - resfriamento lento até 600 °C).

Ainda considerando a elevada susceptibilidade a lascamentos da cerâmica de cobertura, Baldassarri et al. (2012) determinaram o tipo e magnitude das tensões residuais na porcelana que recobre infra-estruturas anatômicas de zircônia, utilizando o método da penetração Vickers. Seis próteses fixas de três elementos foram obtidas. Para a sinterização da porcelana de cobertura, preconizou-se taxa de resfriamento lenta. Depois de finalizadas e cimentadas a pilares de zircônia, as próteses foram seccionadas para os testes de penetração: 4 corpos de prova eram compostos por zircônia e porcelana, e 2 corpos de prova tiveram a infra-estrutura removida para os testes. O estudo revelou a presença de tensões circunferenciais de compressão (*hoop stress*), que têm efeito benéfico para o sistema, e tensões radiais de tração, que podem estar contribuindo para o grande número de lascamentos desse sistema cerâmico.

Assim como as tensões térmicas residuais, a geometria das restaurações, em especial a geometria das infra-estruturas de zircônia, vêm sendo bastante estudadas nos últimos anos. Estudo realizado em 2009 por Rosentritt et al. avaliou o comportamento mecânico de coroas à base de zircônia com diferentes configurações de infra-estrutura e espessuras de cimentação. O elemento 46 foi preparado e multiplicado em 40 modelos de polimetilmetacrilato. Os preparos foram divididos em cinco grupos experimentais, variando a espessura da infra-estrutura (0,5 mm; 0,6 - 0,8 mm com suporte oclusal mínimo; 0,7 - 1,3 mm com suporte oclusal otimizado) e a espessura de cimento (10 µm, 30 µm e 40 µm). A variação no cimento ocorreu somente no grupo com infra-estrutura mais espessa e suporte oclusal otimizado. Ciclagens térmica e mecânica foram realizadas, e a aparição de falhas foi monitorada, determinando seu local e extensão. Lascamento da porcelana de cobertura durante a ciclagem ocorreu em todos os grupos examinados,

com diferenças de localização e extensão. Uma grande área de lascamento ocorreu nos grupos com infra-estrutura simplificada e otimizada com 10  $\mu\text{m}$  de espessura de cimentação. Uma combinação de poucas falhas com pequena área foi encontrada nos grupos com infra-estruturas modificadas e otimizadas, ambas com 40  $\mu\text{m}$  de espessura de cimentação. As análises em microscópio eletrônico de varredura (MEV) revelaram áreas superficiais danificadas pelo contato com o antagonista, que constituíram a origem das falhas do sistema. Não houve relato de falhas na interface zircônia/porcelana. O suporte da porcelana de cobertura por uma infra-estrutura otimizada reduziu o lascamento em número e área. A espessura de cimentação influenciou minimamente nos resultados, justificada pela alta resistência da zircônia que sobrepõem esse fator. Esses achados vieram a confirmar dados prévios de um estudo (De Jager et al., 2005) que, através da análise por elementos finitos, sugeriu melhor distribuição de tensões nos sistemas livres de metal quando a configuração segue uma uniformidade de espessura.

Duas diferentes geometrias de coroas totalmente cerâmicas à base de zircônia (Y-TZP) foram comparadas por um estudo (Bonfante et al., 2010) através de testes laboratoriais e computacionais. O teste de laboratório foi desenvolvido em um cenário de fadiga, com simulações térmicas e mecânicas, buscando obter os tipos de falhas encontrados clinicamente. Para a simulação em computador, as dimensões de um primeiro molar inferior foram importadas, e o dente foi preparado com angulação axial de 12°. Um dos modelos foi criado mantendo a espessura da cerâmica de infra-estrutura uniforme (0,5 mm). Em outro modelo, a face lingual foi construída de uma forma que diminuísse o volume da cerâmica de cobertura nessa região, dando maior suporte. A camada de cobertura reproduziu a mesma anatomia externa para as duas geometrias, tendo 1,5 mm de espessura na porção oclusal. O teste laboratorial foi desenvolvido em restaurações com configuração semelhante à usada na análise de elementos finitos, cimentadas em

padrões de resina composta. Três corpos de prova de cada grupo foram utilizados para a fratura por carga estática, e esses dados foram aplicados no teste de tempo de vida, aplicando uma carga que simulasse uma situação clínica de função em grupo. A probabilidade de falha após 50.000 ciclos a 250 N de carga foi calculada. Comparando as duas configurações pelo método de elementos finitos, a configuração padrão mostrou menores valores de tensão máxima na cerâmica de cobertura comparada à configuração modificada, quando forças horizontais foram aplicadas ao sistema. No entanto, quando o componente horizontal foi removido, a configuração modificada transferiu tensões em maior valor para a cerâmica de infra-estrutura, que concentrou valores mais altos comparados à porcelana de cobertura. O teste por carga monotônica resultou num comportamento superior da configuração padrão ( $1134 \pm 182$  N), comparada à configuração modificada ( $767 \pm 54$  N). Enquanto isso, o teste por carga cíclica, que gerou apenas fraturas da porcelana de cobertura, provocou fraturas menores e confinadas em cúspide para o desenho modificado, além da maior confiabilidade dessa configuração. A fractografia indicou origem das fraturas na área de contato deslizante.

Restaurações de três sistemas (alumina infiltrada, Y-TZP, e metalocerâmica) foram utilizadas por Lorenzoni et al. (2010) para avaliar a influência da configuração da infra-estrutura nos valores de fadiga característica dos materiais. Para cada sistema, foram produzidas infra-estruturas com duas diferentes configurações: uma padronizada, com 0,5 mm de espessura ao longo de todo o contorno, e outra modificada, adicionando-se 1 mm de espessura na margem lingual, com 2 mm de altura que se estendeu para as proximais. Todas as coroas foram submetidas ao teste de fadiga por  $10^6$  ciclos no centro da superfície oclusal, que era interrompido a cada 125.000 ciclos para a inspeção dos corpos de prova. Os resultados demonstraram os maiores valores de fadiga característica para as coroas metalocerâmicas quando comparadas aos outros sistemas, com exceção do sistema Y-TZP com

infra-estrutura modificada, que foi estatisticamente semelhante. Não houve diferença entre as coroas normais e modificadas, em todos os grupos. O único grupo que apresentou fratura catastrófica foi o formado por infra-estrutura de alumina infiltrada, demonstrando que esta é mais propensa a falhas que se iniciam na superfície de cimentação (sujeita a tensões de tração). Esse sistema, no entanto, apresentou valores de fadiga semelhantes ao sistema à base de Y-TZP, mais susceptível ao lascamento.

Mais recentemente, Corazza et al. (2013) utilizaram restaurações totalmente cerâmicas à base de Y-TZP para investigar se a angulação do preparo coronário e o contorno da infra-estrutura da coroa influenciam na resistência a uma carga compressiva no centro da superfície oclusal. Os grupos testados foram: G6 (6° de angulação), G12 (12° de angulação), G20 (20° de angulação), e G20MOD (20° de angulação com infra-estrutura anatômica). Como foi aplicada uma carga monotônica compressiva no centro das restaurações, predominaram as falhas catastróficas originadas na superfície oclusal interna da coroa. No grupo G20MOD, ao contrário dos demais, houve predominância de falhas por lascamento. Os maiores valores de carga de fratura também foram obtidos no grupo G20MOD, estatisticamente superiores aos demais, seguido pelo grupo G20. Esses resultados estão condizentes com a análise por elementos finitos do experimento. O envelhecimento por ciclagem mecânica ( $10^6$  ciclos) não resultou em alteração dos valores, para todos os grupos.

Verificando o grande número de lascamentos da porcelana de cobertura das restaurações à base de zircônia, em relação às coroas metalocerâmicas, tradicionalmente utilizadas na clínica, Quinn et al. (2010b) realizaram uma comparação da resistência ao lascamento de porcelanas aplicadas sobre metal e sobre zircônia. Utilizando corpos de prova em forma de barra e espessuras de porcelana clinicamente relevantes, os autores efetuaram lascamentos nas bordas em uma

máquina específica que possui uma ponta penetradora. A resistência ao lascamento dos dois grupos testados foi muito semelhante, não demonstrando ser afetada pela diferença dos materiais de substrato, nem mesmo quando os lascamentos foram grandes o bastante para atingir o limite com o substrato. Uma das possíveis explicações para os resultados encontrados é a forma dos corpos de prova utilizados, que foram geométricos, sujeitos a gradientes térmicos muito menos complexos do que corpos de prova em formato anatômico.

### 2.1.2 Estudos clínicos do sistema zircônia/porcelana

Apesar de relativamente recentes na odontologia, já existem alguns acompanhamentos clínicos dos sistemas cerâmicos à base de Y-TZP, que vêm revelando alguns resultados interessantes. Um dos acompanhamentos (Raigrodski et al., 2006) avaliou a eficiência de próteses fixas de três elementos à base de zircônia (Lava), na região posterior, dando ênfase para a resistência mecânica. Dezesesseis pacientes foram selecionados, e um total de 20 próteses fixas à base de zircônia foram instaladas. O preparo dos dentes foi realizado com angulação de  $10^\circ$  nas paredes axiais, término em ombro e ângulos internos arredondados para evitar a concentração de tensões. Para todas as próteses, a área mínima de conector foi de  $9 \text{ mm}^2$ . As próteses foram avaliadas por dois operadores calibrados após 15 dias, 6 meses, 12 meses, 18 meses, 24 meses e 36 meses. Como nem todos os casos foram acompanhados pelo tempo estipulado, a média de acompanhamento foi 31,2 meses. Nesse período, cinco das vinte próteses tiveram um pequeno lascamento, não expondo a infra-estrutura e nem prejudicando a estética. O primeiro lascamento ocorreu em um segundo molar utilizado como retentor, onde a força mastigatória é

superior à encontrada nos demais locais. Nenhuma falha aconteceu na união entre a cerâmica de infra-estrutura e a de cobertura, demonstrando a estabilidade dessa interface.

Sailer et al. (2007) objetivaram determinar a taxa de sucesso de próteses fixas à base de zircônia de três a cinco elementos, também em região posterior, após 5 anos. Quarenta e cinco pacientes foram selecionados para o estudo, totalizando 57 próteses fixas, sendo 47 próteses de três elementos, oito de quatro elementos e duas de cinco elementos. Todos os pilares foram preparados seguindo-se os preceitos para prótese livre de metal. Após o tempo determinado, as próteses foram examinadas de acordo com o índice de falhas e complicações técnicas e biológicas. Do total de pacientes selecionados para a pesquisa, 11 deles com 17 próteses de três elementos deixaram o estudo antes de completar 5 anos de avaliação. Depois de 5 anos, 12 próteses fixas (26,1%) tiveram que ser substituídas, o que resultou num índice de sucesso geral de 73,9%. Uma fratura da infra-estrutura foi observada após 38 meses em uso, ocorrida por trauma agudo. Em vista disso, a taxa de sucesso da infra-estrutura de zircônia foi de 97,8%, pois as demais falhas ocorreram por outras complicações técnicas e biológicas. Dentre os fatores que levaram ao insucesso do sistema, o lascamento da cerâmica de cobertura ocorreu em 15,2% dos casos, fenda marginal ocorreu em 58,7% das próteses, e cárie secundária foi observada em 21,7% das reconstruções.

Örtorp et al. (2012) avaliaram o desempenho clínico após 5 anos de coroas unitárias à base de zircônia (Nobel Procera). Foram incluídos 162 pacientes com 205 coroas livres de metal. Essas coroas estiveram distribuídas em diferentes regiões da cavidade oral, desde molares até incisivos. Setenta e oito por cento das coroas eram molares e pré-molares. Das coroas avaliadas durante os 5 anos, 88% não tiveram complicação. Algumas das complicações foram facilmente resolvidas (como, por exemplo, re-cimentação); com isso, considerou-se que 9% das

coroas tiveram falhas. A porcelana de cobertura fraturou em 3% dos casos (6 coroas). Não houve relatos de fratura de infra-estrutura.

A taxa de sobrevivência de próteses fixas metalocerâmicas e à base de zircônia de três elementos na região posterior foi comparada em um estudo (Pelaez et al., 2012). Trinta e sete pacientes necessitando 40 próteses fixas foram incluídos. Destas, 20 eram metalocerâmicas (liga de cromo cobalto + porcelana Vita VM13) e 20 eram livres de metal à base de zircônia (sistema Lava). O sucesso clínico de cada reabilitação foi verificado após 1, 2, 3 e 4 anos. As taxas de sobrevivência para as próteses metalocerâmicas e livres de metal foram 100% e 95%, respectivamente. Uma prótese à base de zircônia foi perdida por complicações biológicas, por uma fratura longitudinal de raiz. Após 4 anos, foram observados 2 lascamentos no grupo das próteses à base de zircônia, o que não foi considerado falha. Os dois tipos de prótese avaliados apresentaram, assim, taxa de sobrevivências similares após 4 anos de acompanhamento, sugerindo que a utilização do sistema Lava para próteses posteriores pode ser uma alternativa de tratamento (Pelaez et al., 2012).

Dois estudos clínicos foram realizados em 2013 por um grupo de pesquisadores com restaurações à base de zircônia. O primeiro deles (Rinke et al., 2013a) avaliou o desempenho de próteses fixas à base de zircônia de 3 e 4 elementos (Cercon), por um período de 7 anos. Foram selecionados 75 pacientes, reabilitados com 99 próteses fixas na região posterior. Cinquenta e uma unidades foram cobertas com uma porcelana experimental desenvolvida com um coeficiente de expansão térmico intermediário entre zircônia e titânio, e o restante (48 unidades) com uma porcelana comercialmente disponível. Após 7 anos de acompanhamento, ocorreram 19 falhas completas, que determinaram a perda do trabalho, e 32 falhas parciais, onde uma intervenção clínica solucionou o problema. 19 pacientes não compareceram em todas as consultas de acompanhamento solicitadas. A taxa de sobrevivência geral

das restaurações foi de 83,4% após 84 meses de observação. Ocorreram lascamentos em 23 das restaurações avaliadas (28%), sendo que quatro deles resultaram em repetição do trabalho. Considerando apenas as restaurações sem intervenção alguma, a taxa de sucesso após o período foi de 57,9%. Uma grande diferença na taxa de sobrevivência das restaurações foi encontrada entre os resultados de 4 anos e 7 anos de acompanhamento: esse valor caiu de 94% para 83,4%. A comparação desses dados com acompanhamentos clínicos de restaurações metalocerâmicas sugere que a taxa de sucesso dos sistemas à base de zircônia é inferior à do tratamento tradicional. Ainda, o lascamento é o maior problema para esse tipo de restauração, e as complicações não estão associadas com o tipo de material de cobertura.

O outro estudo desse grupo (Rinke et al., 2013b) se restringiu em avaliar coroas unitárias em molares, comparando coroas à base de zircônia (Cercon) com metalocerâmicas (liga de metais nobres). Esse estudo foi o primeiro acompanhamento clínico desse tipo de reabilitação a expor em detalhes o processo de fabricação das restaurações à base de zircônia, e a considerar os achados da literatura para esse tipo de cerâmica quanto à taxa de resfriamento e contorno anatômico. Quarenta e nove pacientes com 100 restaurações foram avaliados: 48 metalocerâmicas e 52 à base de zircônia. As coroas à base de zircônia tiveram suas infra-estruturas anatômicas, obtidas pela técnica CAD-CAM, fornecendo maior suporte para a porcelana. A porcelana de cobertura foi aplicada e sinterizada, e um período de 6 minutos de resfriamento foi adicionado para o último ciclo. A taxa de sobrevivência das restaurações foi de 97,6% para as metalocerâmicas e 95,2% para as livres de metal, não havendo diferença estatisticamente significativa. O lascamento da porcelana de cobertura ocorreu em 2 coroas do grupo metalocerâmica, e 3 coroas do grupo à base de zircônia. Esses resultados demonstraram que, após 3 anos de acompanhamento clínico, as restaurações à base de zircônia apresentaram desempenho

semelhante às tradicionais metalocerâmicas, quando se considera infraestrutura anatômica e taxa de resfriamento lenta.

## **2.2 Contatos oclusais em molares**

Entre todas as regiões de contato da cavidade oral, a região de molares é a que está sujeita ao maior esforço mastigatório (carga em cada ponto de contato variável entre 1,2 N e 218,4 N; estresse a que cada molar é submetido variável entre 35 MPa e 43 MPa), e é onde incide o maior número de contatos oclusais (69% dos contatos) (Shinogaya et al., 2001; Hattori et al., 2009). Por isso, os molares são os elementos mais utilizados para simulações de resistência das restaurações em laboratório (Bonfante et al., 2010; Lin et al., 2011; Schmitter et al., 2012).

Em uma oclusão normal (Classe I de Angle), o dente primeiro molar inferior é contactado na fossa central pela cúspide méσιο-palatina do primeiro molar superior. Durante o movimento de trabalho, a cúspide méσιο-palatina do molar superior irá se relacionar com o sulco lingual do molar inferior. Já durante o movimento de balanceio, essa cúspide se opõe ao sulco disto-vestibular do primeiro molar inferior. O tamanho e a posição das cristas triangulares méσιο e disto-linguais dos molares inferiores influenciarão no movimento lateral, por constituírem contatos potenciais (Santos Jr, 1995). Esse trajeto lateral foi demonstrado ser de 0,3 mm em indivíduos normais, ou seja, sem bruxismo e com guia em caninos. Esse movimento, porém, se torna maior em pessoas com desocclusão por função em grupo, podendo chegar a 2 mm, valor de grande relevância, uma vez que aproximadamente 50% da população entre 40-50 anos possui esse tipo de desocclusão, e que a quantidade de pessoas com bruxismo tem aumentado a cada dia (Panek et al., 2008;

Heintze et al., 2011). Da mesma maneira, as pontas das cúspides vestibulares do primeiro molar inferior também desempenham um papel importante na relação com o molar superior, ocluindo em fossa central e crista marginal. Finalmente, a crista marginal distal do primeiro molar inferior é contactada pela cúspide disto-palatina do molar superior (Figura 1) (Santos Jr, 1995; McNeill, 1997). Duas variações podem ocorrer nessa relação cúspide/crista marginal: em alguns casos a cúspide do molar superior pode entrar em contato com a região interproximal dos dentes e ocluir em duas cristas marginais adjacentes, resultando em dois contatos; em outras situações, as cúspides podem se relacionar com apenas uma das cristas marginais, situação essa que é mais usual para descrever a relação oclusal na literatura (Okeson, 2007). Em vista dessas variações e da necessidade de um dente adjacente, se torna muito difícil a simulação dessa relação em estudos laboratoriais.

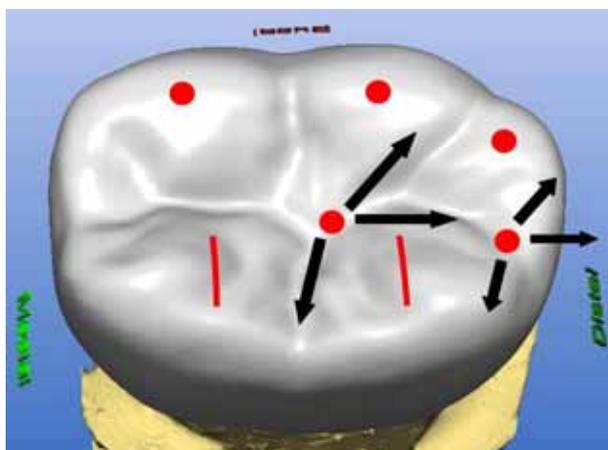


Figura 1 – Ilustração em um modelo 3D dos pontos de contato oclusais (esferas em vermelho) em um primeiro molar inferior. As flechas em preto indicam a direção de deslizamento durante os movimentos excursivos da mandíbula (trabalho, balanceio, protrusão). As linhas vermelhas indicam os contatos potenciais durante os movimentos laterais no lado de trabalho, em uma função em grupo.

Durante o movimento lateral de indivíduos com função em grupo, os contatos no lado de trabalho são os mais relevantes, pois a maior parte das funções se dá nele. Em molares, esses contatos podem

ocorrer em duas áreas diferentes: entre as vertentes triturantes das cúspides vestibulares dos molares superiores e as vertentes lisas das cúspides vestibulares dos molares inferiores, ou entre as vertentes lisas das cúspides linguais dos molares superior e as vertentes triturantes das cúspides linguais dos molares inferiores (DeLong, Douglas, 1983; Okeson, 2007; Bonfante et al., 2010). Contatos deslizantes podem ocorrer principalmente em duas situações: durante o ciclo mastigatório, que é um contato fisiológico, e nos movimentos excursivos da mandíbula durante o bruxismo. O ciclo mastigatório pode ser dividido em 3 fases: fase preparatória, quando a mandíbula está sendo posicionada para ocluir; fase de esmagamento, que vai do contato dos dentes com o bolo alimentar até o contato entre os dentes; e fase de deslizamento, que inicia com o primeiro contato entre os dentes até a máxima intercuspidação. Normalmente, o primeiro contato mastigatório ocorre quando a mandíbula está em uma posição excêntrica, sendo que esta desliza até a posição de oclusão cêntrica, se essa existir (DeLong, Douglas, 1983; Ash, 2009). Assim, o contato deslizante em molares inferiores durante a mastigação pode ocorrer na superfície lisa das cúspides vestibulares, em uma direção cervical, e na superfície triturante das cúspides linguais, partindo da parte mais superior e deslizando para baixo até a fossa central.

Em 1983, DeLong e Douglas publicaram um estudo discutindo a criação de um simulador que fosse capaz de reproduzir os complexos movimentos oclusais da região de molares em laboratório. Os problemas encontrados pelos simuladores até o momento eram a impossibilidade de combinação de um movimento em linha reta, no plano horizontal, que seguisse a anatomia do corpo de prova, com uma carga relevante (entre 9 N e 180 N) e frequência adequada. O movimento mastigatório tridimensional foi obtido com dois atuadores, um vertical e um horizontal, que funcionavam em conjunto. Células de carga foram usadas para controlar as forças atuantes. Assim, um gráfico foi criado

demonstrando o movimento de cada ciclo realizado pela máquina, que conseguia atingir uma frequência de três ciclos por segundo.

Alguns estudos buscam a simulação de movimentos intra-orais para testar não a resistência à fratura dos materiais, mas o desgaste provocado pelo elemento antagonista. Esse é o caso de uma máquina desenvolvida (Raabe et al., 2009) com o objetivo de simular a cinemática da mandíbula humana. A criação desse sistema pode ser dividida em duas partes: modelagem virtual do sistema mastigatório humano, e desenvolvimento do equipamento. Segundo os autores, o complexo movimento mastigatório, que é guiado pelos músculos e articulação têmporo-mandibular, tem algumas características: força normal de mordida varia entre 20 e 120 N, apertamento temporário em caso de bruxismo pode exceder os 1000 N, distância do contato deslizante variando entre 0 e 2,5 mm, frequência normal mastigatória entre 1,2 e 1,6 Hz, e número de ciclos por dia entre 800 e 1400. Após recordar as forças e movimentos bucais, o simulador foi criado e testado com sucesso.

Coelho et al. (2009) utilizaram um teste de vida acelerado com estresse progressivo (*step stress*) para simular o modo de falha das coroas zircônia/porcelana visto na clínica (lascamento). Os autores empregaram simulações computacionais e em laboratório, ambos em primeiro molar inferior anatomicamente correto. A infra-estrutura de zircônia (Lava) teve um desenho padrão com 0,5 mm de espessura, que foi recoberta pela porcelana do sistema. As coroas foram cimentadas em padrões de resina composta, totalizando 17 corpos de prova. Três coroas foram testadas com uma carga monotônica até a fratura, e as demais 14 foram submetidas a uma carga deslizante progressiva, seguindo os perfis leve, moderado e agressivo. Nesse teste, o pistão deslizava 0,7 mm na superfície oclusal da cúspide mediana, iniciando a 0,5 mm de distância da ponta de cúspide. O modo de falha predominante para os corpos de prova testados com uma carga monotônica foi fratura completa, envolvendo a infra-estrutura de zircônia. Quando os corpos de prova foram testados

com uma carga cíclica deslizante, todos falharam coesivamente na porcelana de cobertura. Essas falhas se iniciaram no contato, e em apenas um corpo de prova se estendeu para a interface com a zircônia. O cálculo da confiabilidade das coroas para uma carga de 200 N após 50.000 ciclos resultou em 0,48 (indicando que após 50.000 ciclos a 200 N mais de 50% das coroas iriam falhar). Para os autores, o modo de falha reproduzido é clinicamente relevante para esse tipo de material.

Apesar da busca constante em simular o meio bucal em testes de laboratório, o que se vê na maioria dos testes *in vitro* é que a magnitude do estresse gerado na restauração em um teste laboratorial é muito maior que o estresse encontrado em restaurações fraturadas clinicamente (Aboushelib et al., 2009). Os valores fisiológicos de estresse mastigatório são reportados por alguns estudos (Hidaka et al., 1999; Miyaura et al., 1999; Shinogaya et al. 2001). Miyaura et al. (1999) obtiveram, em indivíduos sem mobilidade dental, força de mordida média de 395 N, pressão de mordida média de 30,6 MPa e área de contato oclusal média de 13,1 mm<sup>2</sup>. Apesar desses três parâmetros apresentarem uma relação direta, um aumento da força de mordida (N) não necessariamente resultará em aumento da pressão exercida nos elementos (MPa), mas exigirá maiores áreas de contato (Hidaka et al., 1999).

Shinogaya et al. (2001) desenvolveram um estudo buscando verificar os efeitos da etnia, gênero e idade na força de mordida e distribuição dos contatos ao longo da dentição. O estudo se deu em indivíduos dinamarqueses e japoneses. Houve diferenças na pressão de mordida, área total de contato oclusal e tamanho do arco de acordo com idade, etnia e gênero. Utilizando um sistema baseado em um fino filme sensível à pressão, interposto entre os dentes, obteve-se área de contato média variando entre 28,2 mm<sup>2</sup> e 47,7 mm<sup>2</sup>; pressão média variando entre 35,1 MPa e 42,3 MPa; e força máxima média entre 1042 N e 1650,8 N. Na região de molares, a área de contato média variou entre 10 mm<sup>2</sup> e

18 mm<sup>2</sup>, a pressão média variou entre 35 MPa e 43 MPa, e a força máxima média entre 410 N e 630 N. A pressão média diferiu significativamente entre etnias e idades, apesar das condições oclusais similares. A pressão oclusal em indivíduos mais velhos foi menor que em indivíduos jovens, com a mesma força de mordida, em vista do aumento da área de superfície de contato.

Hattori et al. (2009) desenvolveram um método para coletar informações completas da ação das forças de mordida nos arcos dentais. Verificou-se a distribuição das forças de mordida de acordo com seu local e orientação em 30 adultos jovens com dentição natural. Para os pesquisadores, esse foi o primeiro experimento avaliando as forças de mordida considerando os seis graus de liberdade existentes. Os estudos anteriores que utilizaram filme interposto para verificar a força de mordida são, segundo os autores, incompletos, uma vez que os parâmetros que definem a força, que são magnitude, direção e ponto de aplicação, não foram simultaneamente analisados. De todos os contatos avaliados pela pesquisa, 69% ocorreram na região de molares, 21,8% em pré-molares e 9,2% em incisivos e caninos. A magnitude da força agindo nos contatos individuais variou de 1,2 N a 218 N. A força em molares, com mediana de 35,1 N, foi significativamente maior que a força em pré-molares (16,1 N) e anteriores (14,5 N). A magnitude da força de mordida resultante variou de 246,9 N a 2091,9 N. Essa magnitude depende unicamente do comprimento do braço de alavanca da região avaliada, por isso as regiões mais posteriores recebem mais força que as anteriores.

### **2.3 Ensaio de vida acelerados**

Os ensaios de vida acelerados têm a função de testar corpos de prova em fadiga, em condições de estresse superiores às

condições encontradas clinicamente, com o objetivo de obter em um tempo mais curto as respostas esperadas, e extrapolá-las para as condições normais de uso (Nelson, 1980; Mettas, Vassiliou, 2002). Nelson (1980) publicou um estudo apresentando modelos estatísticos e métodos para análise de dados de tempo de vida provenientes do teste de vida acelerado *step stress*. Esse teste é baseado em fadigar os corpos de prova em padrões específicos de estresse, que varia ao longo do tempo, levando à falha do corpo de prova. Além disso, permite que o teste seja interrompido até mesmo com corpos de prova não fraturados, gerando dados censurados. O método *Maximum Likelihood* (ML) é apresentado e discutido nesse trabalho. O modelo para os dados de *step stress* consiste em três partes: o modelo da distribuição de vida em função de um estresse constante; o modelo para o efeito do tamanho da unidade na vida; e o modelo para o efeito cumulativo da exposição em um teste com estresse progressivo.

São raros os estudos na odontologia que fazem uso desse método de ensaio de vida acelerado. Silva et al. (2011) utilizaram o método *step stress* para testar coroas totalmente cerâmicas de zircônia/porcelana, variando o desenho da infra-estrutura de zircônia (configuração padrão e configuração modificada). Para testar as propriedades mecânicas de cada configuração proposta, aplicou-se um teste monotônico e um teste de resistência ao estresse progressivo, com contatos deslizantes de forma leve, moderada ou agressiva. Para todos os perfis a carga aplicada variou entre 50 N e 800 N, requerendo 190.000, 180.000 e 150.000 ciclos para os perfis suave, moderado e agressivo, respectivamente, atingirem a carga máxima proposta. A diferença entre os perfis consistiu na taxa de aumento de carga durante cada nível de ciclo, sendo que o perfil leve levou mais tempo para atingir o mesmo nível de carga do perfil agressivo. A configuração padrão resistiu a uma maior força monotônica antes de falhar ( $1134 \pm 182$  N), comparada à configuração modificada ( $767 \pm 154$  N). Também no teste monotônico,

todas as falhas ocorreram por delaminação da cerâmica de cobertura. O grupo com configuração modificada apresentou resultados superiores no teste *step stress* comparado ao grupo padrão, com uma maior confiabilidade dos dados.

Baldassarri et al. (2011) compararam o modo de falha e a confiabilidade de duas formas de obtenção da cobertura de próteses fixas à base de zircônia: estratificação (NobelRondo porcelain) e injeção (NobelRondo press). Dezesesseis corpos de prova por grupo (N = 32) foram testados em fadiga, pelo método de vida acelerado *step stress*. Para a construção das coroas estratificadas, a porcelana foi aplicada, sinterizada, e resfriada lentamente (*slow cooling*), com a porta do forno fechada até 520 °C (50 °C abaixo da  $T_g$ ). Previamente aos testes, todos os corpos de prova foram cimentados a pilares sobre implantes. O contato foi aplicado na cúspide mediana do pântico, que foi inclinado 12° para os testes. Dois corpos de prova de cada grupo foram selecionados para uma carga monotônica até a fratura. Os dados de resistência gerados foram utilizados para a seleção dos perfis de *step stress*: os perfis se iniciaram com uma carga 5-15% da carga monotônica. Cada corpo de prova foi ensaiado com um dos três perfis criados, de acordo com o grau de severidade de aumento da carga: leve, moderado, agressivo. Independente do perfil, a carga máxima encontrada em boca (900 N) nunca era excedida. A tenacidade à fratura da porcelana também foi calculada. O modo de falha predominante, para ambos os grupos, foi lascamento da porcelana de cobertura, apesar de fraturas da infraestrutura também serem observadas. O grupo fabricado por injeção falhou com uma carga média menor ( $696 \pm 149$  N) do que o grupo estratificado ( $882 \pm 61$  N). O número de ciclos médios até a falha foi  $78.000 \pm 14.000$  para a cerâmica injetada, e  $95.000 \pm 9.000$  para a cerâmica estratificada. A tenacidade à fratura da cerâmica estratificada foi estatisticamente superior à tenacidade da cerâmica injetada, calculados pelo modo da endentação. Para os autores, a injeção da porcelana de

uma só vez (técnica injetada) pode ser uma das explicações dos resultados obtidos, uma vez que esse método pode ter gerado tensões residuais maiores comparadas às do outro grupo.

Utilizando análise computacional por elementos finitos e teste de vida acelerado (*step stress*), Silva et al. (2012b) compararam o comportamento de coroas metalocerâmicas com coroas totalmente cerâmicas de infra-estrutura modificada. Restaurações metalocerâmicas (infra-estrutura em Pd-Ag) foram obtidas e divididas em dois grupos, de acordo com o local de aplicação da carga nos primeiros molares inferiores: cúspide mediana ou cúspide méso-lingual. As restaurações totalmente cerâmicas à base de Y-TZP, por sua vez, foram obtidas e avaliadas de acordo com o desenho da infra-estrutura (convencional ou modificada), e o local de aplicação da carga (cúspide mediana ou cúspide méso-lingual). Vinte e um corpos de prova foram utilizados por grupo. Três coroas de cada grupo foram fraturadas por um teste monotônico, e os resultados serviram como base para a determinação dos perfis de estresse do teste cíclico, com carga deslizante. A análise por elementos finitos demonstrou maiores valores de Tensão Máxima Principal nos grupos à base de Y-TZP, comparados aos grupos formados por coroas metalocerâmicas. No entanto, essa simulação não considera o efeito do processamento térmico das coroas e as tensões residuais. A probabilidade de falha para o teste *step stress* foi calculada com 90% de intervalo de confiança para 100.000 ciclos com 200 N de carga. Não houve diferença no tempo de vida das coroas metalocerâmicas com carga na cúspide mesiolingual e das coroas à base de Y-TZP com infra-estrutura modificada e mesmo tipo de carga. As coroas livres de metal com infra-estrutura convencional tiveram os menores resultados de confiabilidade entre todos os grupos. O local de aplicação de carga teve influência nos resultados: cargas nas cúspides não funcionais resultaram em um potencial de fratura maior, o que pode ser explicado pela sua anatomia mais estreita e angulação menor.

Zhang et al. (2013) efetuaram uma revisão de literatura examinando os mecanismos de fadiga das cerâmicas odontológicas. As falhas em cerâmica sempre se iniciam de uma microtrinca ou uma população delas, que se encontram, em grande parte dos casos, na superfície do material, ao redor da região de contato. Os relatos mais comuns a respeito dos mecanismos químico-físicos de fadiga em cerâmicas odontológicas, baseados nos fundamentos da ciência dos materiais, são restritos ao crescimento subcrítico da trinca na presença de água, que é acelerado com o aumento do estresse e desencadeia a fratura. No entanto, estudos recentes demonstram que a fadiga é muito mais complexa do que o simples crescimento subcrítico da trinca (corrosão). Unido ao mecanismo químico de fadiga, existe o mecanismo mecânico, que atua somente em cargas cíclicas e não pode ser inferido a partir de dados monotônicos. Microtrincas formadas tardiamente podem, em alguns casos, ficar retidas no interior da cerâmica, sendo necessários ciclos adicionais ou sobrecargas para sua propagação para as margens, que pode ocorrer por meio da fricção interna das paredes da microtrinca. Previsões baseadas somente em crescimento subcrítico de trinca podem superestimar o tempo de vida dos materiais. Paralelo a isso, o modo de falha pode mudar com o tempo de vida, dependendo da geometria da restauração, da condição de carregamento e das propriedades dos materiais.

## **2.4 Análise de fratura de materiais cerâmicos**

A análise fractográfica é imperativa para um total conhecimento do comportamento dos materiais cerâmicos. Um guia bastante completo (Quinn, 2007) sobre esse tipo de análise em materiais frágeis foi publicado em 2007. Para o autor, as marcas da propagação da

fratura em uma superfície permitem a avaliação do estado de estresse que levou à falha do material, da velocidade da trinca que se propagou, do local e possível motivo da falha. Quanto maior a tensão no local, maior é a energia acumulada e maior é o número de marcas de fratura. Quando há pouca energia acumulada, existem poucas marcas e normalmente o material é quebrado em apenas dois pedaços. As principais marcas de uma superfície de fratura estão detalhadas e ilustradas no guia, sendo que as mais comumente encontradas nas fraturas de cerâmicas odontológicas são:

- a) Espelho (mirror) – Região relativamente plana centrada na origem da fratura. Possui esse aspecto porque, nessa região, a trinca tem uma propagação extremamente rápida, acelerando de zero à velocidade terminal em microssegundos. Uma vez encontrado no material, a origem da fratura também é encontrada. É uma marca muito comum em vidros puros, mas muito difícil de ser determinado em cerâmicas, especialmente aquelas de microestrutura heterogênea. O tamanho da área de espelho pode ser mensurado (mirror size) e utilizado para estimar o estresse no momento da fratura;
- b) Hackle – Denominação generalizada das linhas de fratura que se direcionam ao local do início da falha, formadas pela sua propagação;
- c) Coarse hackle – Linhas grandes e largas que se formam em cerâmicas com pouca resistência. Avançam de forma não coplanar normalmente separadas por cristas arredondadas;

- d) Wake hackle – Quando a trinca encontra uma singularidade em seu caminho, como uma inclusão ou poro, ela tende a se dividir e passar pelo obstáculo, muitas vezes em diferente plano, gerando um aspecto de cauda. Essa cauda pode desaparecer rapidamente ou persistir por alguma distância. Consiste em uma marca bastante importante para a análise fractográfica, principalmente em cerâmicas de cobertura;
- e) Twist hackles – São linhas ou estrias direcionadas à propagação da trinca. São geradas pela trinca primária, especialmente quando ela contorna cantos ou geometrias irregulares, ou quando as condições de estresse mudam. Normalmente a propagação ocorre da região mais fina e delicada para a região mais grossa da hackle;
- f) Wallner lines – Marca muito comum da fratura, possui um contorno em forma de onda causada por uma excursão da trinca para fora do plano em resposta a uma inclinação do eixo de tensão principal. Pode também ser causada pela passagem da trinca em uma região com campo de tensão deslocado. Elas constituem um bom indicador da fratura, e são normalmente curvadas na direção da propagação da trinca;
- g) Origem da fratura – Também conhecida por falha ou defeito crítico, é onde se originou a fratura do material. As falhas podem ser

superficiais ou internas do material, e decorrerem do processamento, manipulação, acabamento ou danos durante o serviço. Podem se caracterizar como poros, aglomerados, inclusões, grãos, ranhuras superficiais, contato de um objeto pontiagudo ou esférico, lascamentos, entre outros. Uma melhor caracterização do material fraturado se dá caso seja possível mensurar o tamanho do defeito inicial.

Fraturas em cerâmicas podem ocorrer por uma sobrecarga mecânica, tensões térmicas, corrosão ou oxidação, tensões residuais ou pelo crescimento lento de uma falha pré-existente no material em decorrência de um estresse subcrítico. Nesse último caso, o crescimento da trinca vai acelerando com o tempo, mesmo com um estresse constante, até se tornar crítico e desencadear a fratura. O mecanismo de crescimento lento de trincas em temperatura ambiente é um fenômeno mediado pela água ou outra molécula polar, que atacam a porção da trinca exposta ao ambiente. A água pode ser em sua forma líquida ou gasosa. A velocidade de crescimento da trinca depende muito da intensidade de estresse aplicado. Quando a aplicação do estresse desencadeia em um defeito crítico, deixa algumas marcas no material que algumas vezes podem ser mensuradas (*critical flaw*) e utilizadas para o cálculo da tenacidade à fratura ( $K_{IC}$ ) ou do estresse no momento da fratura ( $\sigma_f$ ) (Quinn, 2007). Esse cálculo pode ser efetuado aplicando-se a equação de Griffith-Irwin (Figura 2) (Della Bona et al., 2004; Della Bona, 2009; Aboushelib et al., 2009).

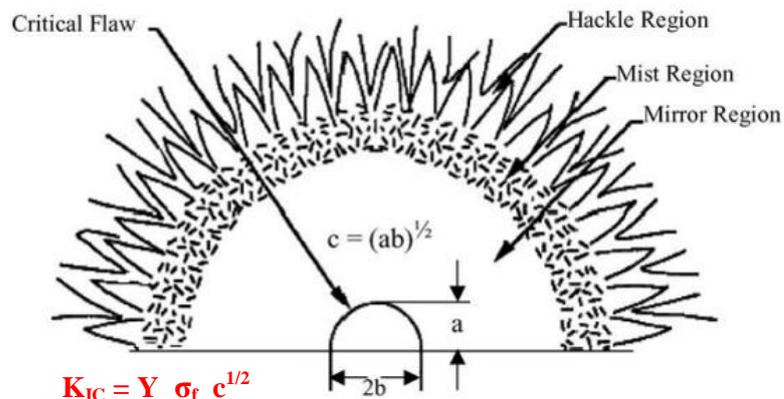


Figura 2 – Ilustração esquemática das marcas de fratura típicas que ocorrem na região de origem da falha em materiais frágeis (Fonte: Della Bona et al., 2004).

Onde “ $K_{IC}$ ” é a tenacidade de fratura, “ $Y$ ” é o fator geométrico que leva em consideração a localização e a geometria da trinca e a carga, “ $\sigma_f$ ” é o estresse de fratura, e “ $c$ ” é o raio de um defeito semicircular de eixo menor “ $a$ ” e eixo maior “ $b$ ”. Existe uma importante correlação entre a resistência dos materiais cerâmicos e sua tenacidade à fratura, e desta última também depende a localização da falha inicial (Della Bona et al., 2004).

A grande discussão em relação ao modo de falha das restaurações zircônia/porcelana se deve principalmente ao fato de serem raros os estudos clínicos desse sistema acompanhados de análise fractográfica (Aboushelib et al., 2009). Assim, a discussão se dá, na maioria das vezes, em cima de previsões laboratoriais. Em um desses poucos estudos, o método fractográfico foi utilizado por Aboushelib et al. (2009) para comparar o estresse e os mecanismos de fratura de restaurações cerâmicas à base de zircônia que falharam durante o uso clínico, com aquelas fraturadas em laboratório. Os ensaios em laboratório foram realizados a partir de réplicas de 19 coroas e 17 próteses parciais fixas fraturadas clinicamente. As fraturas em laboratório ocorreram a partir de uma carga monotônica axial, e os princípios da fractografia foram utilizados para determinar o local e a dimensão da origem das falhas. O

cálculo do estresse no momento da falha foi efetuado relacionando-se o tamanho da falha crítica, a tenacidade à fratura do material, e um fator geométrico relacionado com a geometria da origem da falha. Os locais de origem das falhas clínicas foram os mais variados: 10 coroas e oito próteses fixas falharam por lascamento, originado na superfície oclusal das restaurações. Seis coroas fraturaram a partir da interface zircônia/porcelana de cobertura. Duas coroas e duas próteses fixas falharam por influência de tensões circunferenciais (*Hoop stress*) na superfície interna da parede axial do material. Além disso, uma coroa falhou a partir da área de cimentação (provocada por defeito induzido pela usinagem da zircônia), e sete próteses fixas fraturaram a partir do conector. As fraturas por *Hoop stress* podem ser causadas por contatos prematuros entre a superfície interna da restauração e o preparo coronário, espessura da infra-estrutura muito fina, ou defeitos internos causados pela adaptação com brocas da infra-estrutura ao preparo. Um preparo coronário correto pode vir a prevenir esse tipo de falha. O estresse de fratura calculado a partir das restaurações fraturadas em ambiente intraoral variou entre  $27,7 \pm 6$  MPa (defeito na interface infra-estrutura/cobertura) e  $971 \pm 343$  MPa (fratura do conector), enquanto que o estresse calculado em restaurações fraturadas em laboratório variou entre  $52,4 \pm 34,8$  MPa (*cone crack* da cerâmica de cobertura) e  $1098,9 \pm 259$  MPa (fratura do conector), valores significativamente maiores comparados às fraturas clínicas. Para o autor, a função fisiológica normal não é capaz de provocar fraturas em forma de cone (*cone cracks*), excetuando-se os casos onde o paciente morde inesperadamente um objeto muito duro. Dessa forma, o estudo verificou uma diferença no tipo de falha e no estresse de fratura entre alguns testes tradicionais de laboratório e o que ocorre em função fisiológica, demonstrando a necessidade em realizar testes laboratoriais o mais próximo possível das situações clínicas.

Koenig et al. (2013) avaliaram retrospectivamente restaurações à base de zircônia e correlacionaram as falhas com alguns parâmetros clínicos. Cento e quarenta e sete coroas e próteses fixas foram avaliadas depois de um período de uso médio de  $41,5 \pm 31,8$  meses. Os fatores de risco oclusais foram examinados: relação oclusal, hábitos parafuncionais, e presença de placa miorrelaxante noturna. Quando uma fratura de restauração era detectada, os pontos de contato e as facetas de desgaste eram examinados para verificar se a fratura se localizava em um ponto de contato ou guia. A análise fractográfica das restaurações foi efetuada a partir da técnica da réplica. A taxa de sobrevivência das restaurações foi de 93,2%, e a previsão de vida estimada por Kaplan-Meier para 9 anos de uso foi de 52,66%. Quando foram incluídas as restaurações que não precisaram ser substituídas, a taxa de sucesso frente às complicações técnicas caiu para 83%, sendo que 22 restaurações (15%) exibiram lascamentos. A análise fractográfica foi realizada em 12 das 22 restaurações com lascamento, e demonstrou que as falhas da porcelana se originaram das rugosidades superficiais da região oclusal com exceção de uma, que iniciou na margem vestibular da restauração. Isso indica a importância de uma correta relação oclusal da restauração. Os parâmetros que tiveram influência no lascamento da porcelana foram: ausência de placa miorrelaxante noturna, restaurações cerâmicas na região antagonista, presença de atividade parafuncional e presença de implantes como suporte

### 3 PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar o tempo de vida e o modo de falha de restaurações totalmente cerâmicas (Y-TZP/porcelana) com aplicação da carga em diferentes regiões de contato, através do método de vida acelerado *step stress*. As hipóteses experimentais do trabalho foram:

- a) A variação no local de aplicação do contato oclusal tem influência no tempo de vida e modo de falha das restaurações cerâmicas (zircônia/porcelana) de dentes posteriores;
- b) O tipo de contato (axial ou deslizante) interfere no tempo de vida das restaurações, sendo que o contato deslizante resulta em um menor tempo de vida do que os contatos verticais;
- c) O estresse de fratura obtido através dos princípios da fractografia varia de acordo com o local de aplicação da carga.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Material

Os materiais utilizados para a realização deste estudo estão descritos no quadro 1.

Quadro 1 - Nome comercial, fabricante e descrição dos materiais utilizados

(*continua*)

| <b>Material</b>                                       | <b>Fabricante</b>                        | <b>Descrição</b>  |
|---|--|---|
| <b>Aquasil Easy Mix Putty e Aquasil Low Viscosity</b> | Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil         | Silicone polimerizado por reação de adição  |
| <b>Durone IV</b>                                      | Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil         | Gesso tipo IV especial para troquéis  |
| <b>NEMA graduação G10</b>                             | International Paper, Hampton, SC, EUA    | Resina epóxica reforçada por fibras de vidro  |
| <b>Vita In-Ceram YZ</b>                               | Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha | Cerâmica densamente sinterizada à base de zircônia parcialmente estabilizada por ítria, indicada para infra-estruturas de PPFs (CET de aprox. 10,5) |
| <b>Vita VM9</b>                                       | Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha | Porcelana feldspática indicada para recobrimento de infra-estruturas de zircônia (CET de aprox. 10,5)   |
| <b>Vita Modeling Liquid</b>                           | Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha | Líquido indicado para misturar com o pó da porcelana formando uma pasta manipulável   |
| <b>Coloring Liquid</b>                                | Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha | Líquido utilizado para pigmentar as infra-estruturas de zircônia  |
| <b>Cylinder pointed bur e step bur</b>                | Sirona, Bensheim, Alemanha               | Pontas diamantadas para usinagem pelo sistema CAD-CAM   |

Quadro 1 - Nome comercial, fabricante e descrição dos materiais utilizados

(conclusão)

| <b>Material</b>                                 | <b>Fabricante</b>                         | <b>Descrição</b>  |
|---|---|---|
| <b>Cerec Optispray</b>                          | Sirona, Bensheim, Alemanha                | Pó de contraste utilizado para escaneamento pelo sistema Cerec  |
| <b>Porcelain Etch Gel</b>                       | Pulpdent Corporation, Watertown, EUA      | Ácido Hidrofluorídrico 9,6%                                     |
| <b>Silano</b>                                   | Ultradent, South Jordan, EUA              | Agente de união a base de silano                                |
| <b>Óxido de Alumínio</b>                        | California Dental Products, Torrance, EUA | Óxido de alumínio 50 µm   |
| <b>Panavia F</b>                                | Kuraray, Okayama, Japão                   | Cimento resinoso dual com monômero fosfatado (MDP)              |
| <b>ED Primer (A+B)</b>                          | Kuraray, Okayama, Japão                   | Sistema adesivo utilizado junto com o cimento resinoso Panavia. |
| <b>Aplicador Microbrush KG</b>                  | KG Sorensen, Cotia, Brasil                | Pontas aplicadoras de uso odontológico                          |
| <b>Pontas diamantadas 720 G e 720 F para PM</b> | KG Sorensen, Cotia, Brasil                | Pontas diamantadas para acabamento de porcelana                 |
| <b>IPS e.max CAD</b>                            | Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein   | Blocos de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio para CAD/CAM  |

## 4.2 Métodos

### 4.2.1 Preparo dos corpos de prova (CP)

#### 4.2.1.1 Obtenção dos preparos em material análogo à dentina

O teste dinâmico de resistência das restaurações Y-TZP/porcelana foi efetuado após sua cimentação em preparos (padrões) de resina epóxica reforçada por fibras de vidro (NEMA graduação G10 – G10). Esse material possui uma rigidez (E: 14,9 GPa) similar à dentina (E: 18 GPa), além de possibilitar união adesiva com o cimento resinoso similar à obtida com a estrutura dental (Kelly et al., 2010). A opção pela utilização desse material também possibilitou uma melhor padronização dos preparos coronários, se comparado à padronização em dentes humanos. O G10 é um material fornecido em formato de bastões; assim, a obtenção dos padrões foi por usinagem, utilizando-se a tecnologia CAD-CAM. Um preparo coronário em um dente primeiro molar inferior serviu como base para a modelagem 3D dos padrões. O preparo do elemento seguiu os conceitos para preparos de coroas livres de metal: redução de 1,5 mm nas paredes axiais e 2 mm na região oclusal, seguindo-se a forma anatômica; ângulos internos arredondados; término cervical em ombro com ângulo interno arredondado (Della Bona, 2009) e convergência oclusal total de 20° (Corazza et al., 2013). Visando uma maior proximidade com a realidade, as raízes do elemento também foram simuladas. O preparo foi escaneado e o desenho foi efetuado no software Rhinoceros 4.0 (Seattle, EUA). Como ilustrado pela figura 3, o padrão teve 16,5 mm de altura total (11 mm de altura de raiz e 5,5 mm de altura de preparo), 10 mm de diâmetro mesio-distal e 8,6 mm de diâmetro vestibulo-lingual no término cervical. O arquivo no formato STL foi exportado para a máquina de usinagem (D 600, Indústrias Romi S.A., São Paulo, Brasil), que efetuou o desgaste em duas etapas: primeiro a parte radicular, e depois a parte coronária (Figura 4).

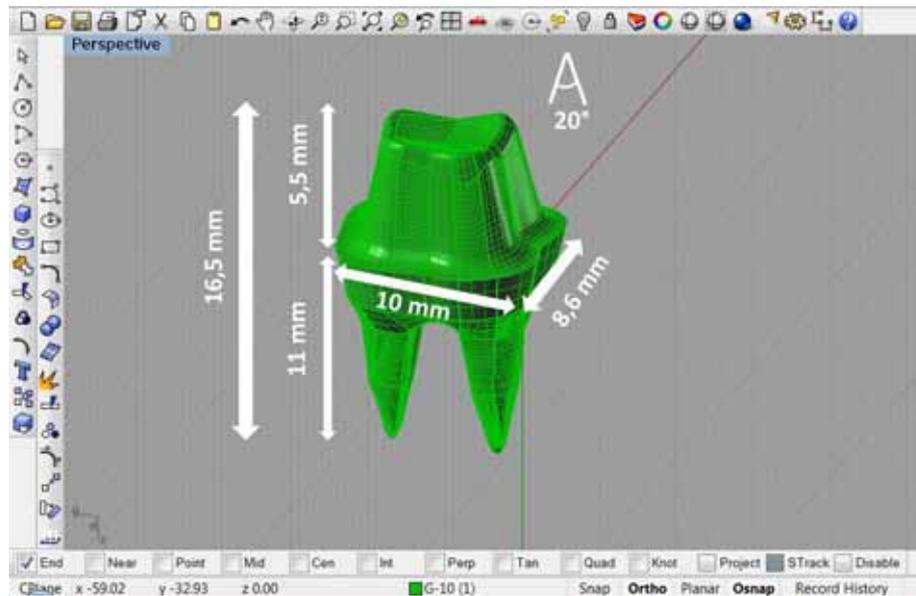


Figura 3 - Desenho 3D do preparo coronário utilizado para a usinagem em resina epóxica reforçada por fibras de vidro (G10).

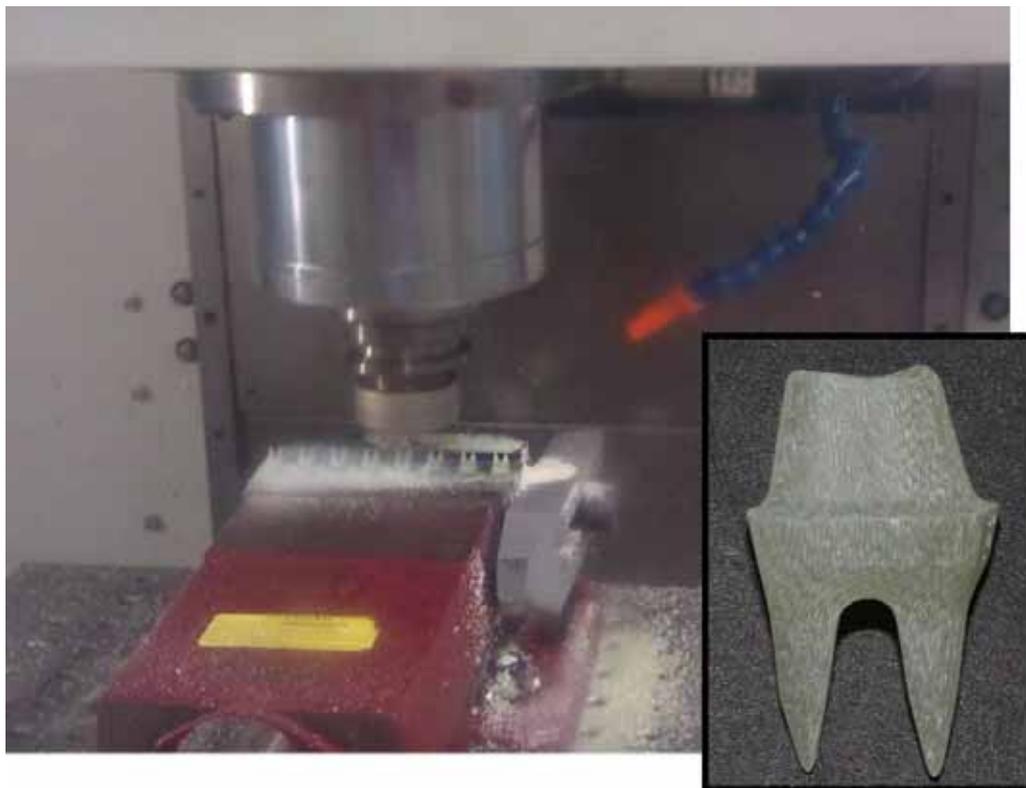


Figura 4 - Processo de usinagem e obtenção dos padrões de G10. Esse processo foi realizado no CDM (CECOMPI, São José dos Campos, Brasil). Em destaque à direita, um dos preparos finalizado.

Após a usinagem, os padrões foram limpos em banho sônico com água destilada durante 5 minutos e incluídos em resina tipo poliuretano, material com módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6 GPa / osso medular: 4,0 a 4,5 GPa) (Wiskott, Belser, 1999; Rubo, Souza, 2001). Para isso, uma marcação em grafite foi efetuada 2 mm aquém do término cervical do preparo, servindo de referência para o limite da inclusão. Os padrões foram presos com silicone por adição leve a um delineador, com o cuidado para que ficassem o mais vertical possível, e levados a uma matriz metálica previamente preenchida com o poliuretano (Figura 5). Dois dos padrões não foram incluídos e foram utilizados no processo de usinagem das infra-estruturas e aplicação da porcelana de cobertura, descritos a seguir.



Figura 5 - Ilustração da inclusão dos preparos em resina poliuretano.

#### 4.2.1.2 Confeção das infra-estruturas (IE) em YZ

Como preconizado na literatura (Kokubo et al., 2011; Silva et al., 2011; Corazza et al., 2013), as infra-estruturas em cerâmica à base de zircônia parcialmente estabilizada por ítria (YZ) utilizadas nos testes foram fabricadas com forma anatômica, seguindo o contorno externo da restauração. Para isso, dois modelos (superior e inferior) de gesso de arcos totalmente dentados, utilizados no Laboratório de Dentística do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos (UNESP), foram duplicados em gesso tipo IV (Figura 6). O elemento 46 (primeiro molar inferior) foi removido com uma ponta diamantada 720 G e, em seu lugar, foi adaptado um dos preparos que não foi incluído em poliuretano. Silicone por adição (pasta densa) foi utilizado para auxiliar nesse processo (Figura 6).

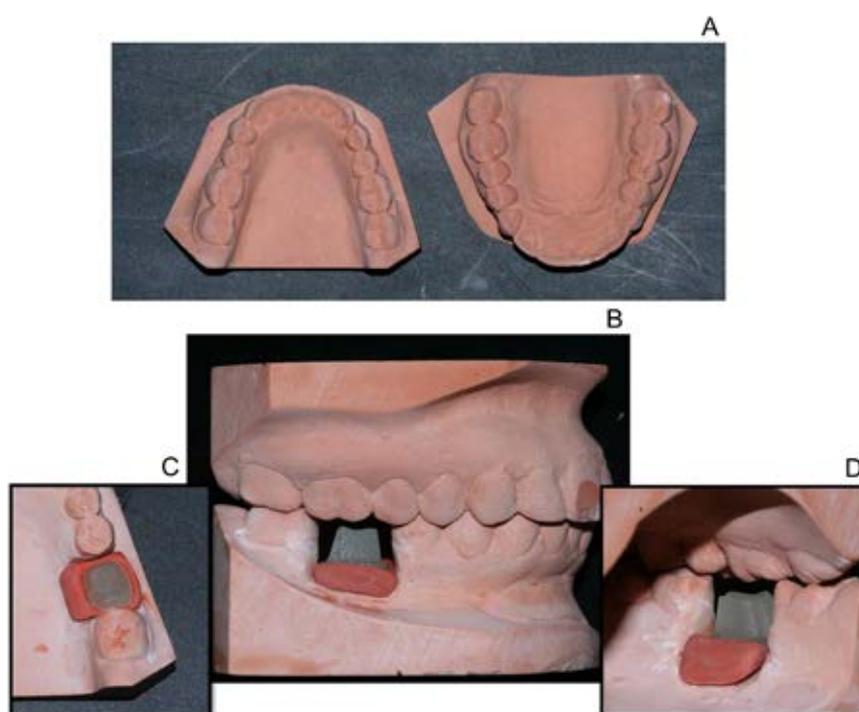


Figura 6 – A) Modelo duplicado em gesso tipo IV; B) Vista vestibular dos modelos após a adaptação do preparo fabricado em G10; C) Vista oclusal; D) Vista lingual.

Para efetuar o escaneamento do modelo, um pó de contraste (Cerec Optispray) foi dispensado sobre a região de interesse. O modelo foi posicionado no escâner inEos Blue (Sirona Dental Systems, Charlotte, EUA), responsável pelo escaneamento, e uma imagem tridimensional foi gerada no software do sistema de usinagem Cerec inLab MC XL (Sirona). A partir disso, gerou-se no software uma infraestrutura (IE) anatômica, tomando por base o contorno final da restauração e realizando uma redução uniforme de 1 mm ao longo de toda a coroa. O alívio interno para espessura de cimento foi de 70  $\mu\text{m}$ . Gerada a IE, um bloco de YZ na forma pré-sinterizada foi inserido na máquina de CAD-CAM e usinado por duas pontas diamantadas sob intensa refrigeração (Figura 7).

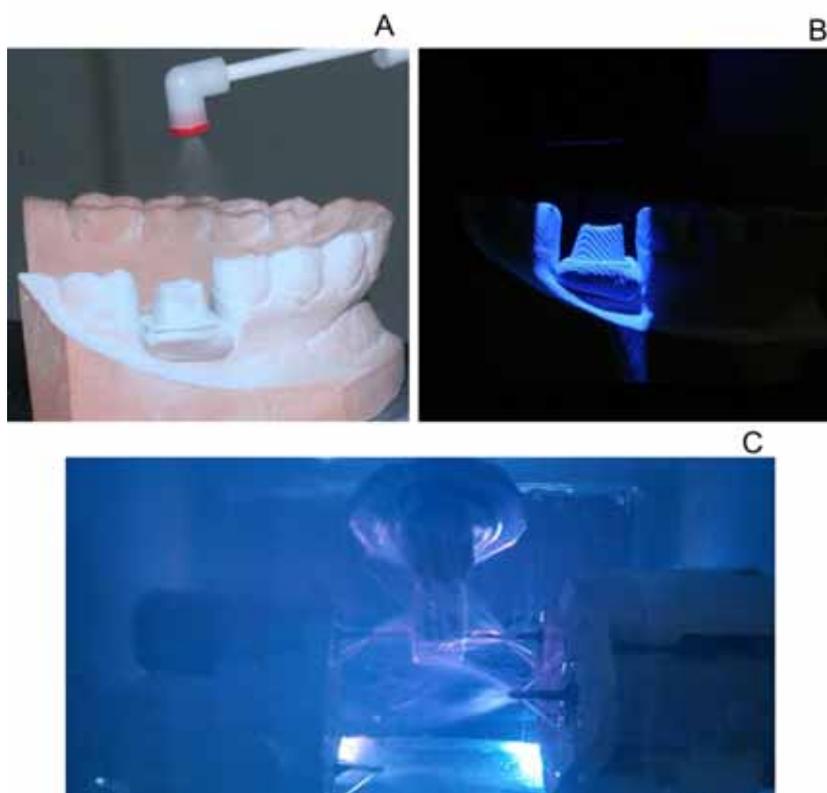


Figura 7 – Processo de obtenção das IE em YZ: A) Aplicação do pó de contraste no modelo; B) Escaneamento; C) Usinagem das IE a partir do modelo gerado pelo software do sistema Cerec InLab MC XL.

Após as usinagens, as IE foram separadas do restante dos blocos com a utilização de uma ponta diamantada 3069 (KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil) em alta rotação. Previamente à sinterização das IE, realizou-se a aplicação do Coloring Liquid – cor LL1, seguindo as sugestões do fabricante (Figura 8). Para isso, as IE foram limpas em banho sônico com água destilada durante 8 minutos, posicionadas sobre gaze para a secagem e levadas ao forno VITA Vacumat 600 para a realização da queima de limpeza (Quadro 2), no intuito de remover resíduos do líquido de refrigeração e lubrificação. Concluído o ciclo de limpeza, aguardou-se por um tempo de 20 minutos até o seu completo resfriamento. Em seguida, as IE foram mergulhadas em um recipiente contendo o Coloring Liquid por um tempo de 2 minutos (Figura 8). Passado esse tempo, elas foram removidas e posicionadas sobre lenço de papel absorvente para o completo escoamento do líquido. Em seguida, foram sinterizadas em um forno VITA Zyrcomat T (Quadro 2). Todas as IE sinterizadas foram provadas no modelo em G10 utilizado para o escaneamento, a fim de verificar a adaptação e o espaço para a cerâmica de cobertura (Figura 9).

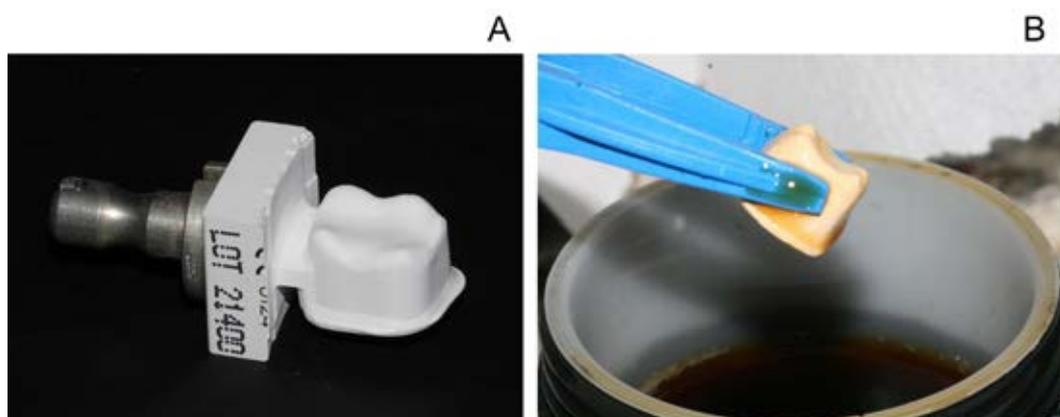


Figura 8 - Processo de obtenção das IE em YZ: A) Aspecto da IE após a usinagem e previamente à separação do bloco cerâmico; B) Aplicação do Coloring Liquid indicado pelo fabricante.

Quadro 2 – Ciclos utilizados para a cerâmica Vita YZ

| CICLO                               | Temp. inicial °C | → min | ↗ min | ↗ °C/min | Temp. aprox. °C | → min | Vácuo min. |
|-------------------------------------|------------------|-------|-------|----------|-----------------|-------|------------|
| 1. Queima de limpeza da Vita YZ     | 600              | 3,00  | 3.00  | 33       | 700             | 5.00  | -          |
| 2. Ciclo de sinterização da Vita YZ | 40               | -     | 88    | 17       | 1530            | 120   | -          |

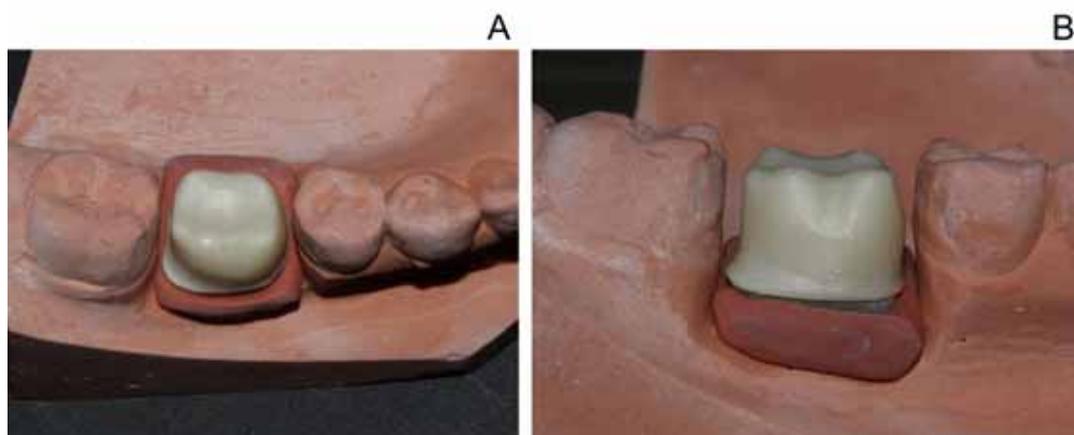


Figura 9 – Prova da IE no modelo utilizado para o escaneamento: A) Vista oclusal; B) Vista vestibular.

#### 4.2.1.3 Aplicação da porcelana de cobertura

A cobertura das IE foi realizada em um laboratório de cerâmica especializado (Laboratório Mendrot, Taubaté, Brasil) por apenas um técnico devidamente treinado. Os ciclos de queima preconizados pelo fabricante do material foram utilizados para a sinterização das camadas de porcelana (Quadro 3). Em cada ciclo de queima, utilizou-se resfriamento lento (*slow cooling*) com forno fechado até a temperatura de

600 °C. Esse resfriamento teve duração de 9,09 minutos. Os modelos em gesso tipo IV utilizados para a confecção das IE foram novamente duplicados, e um dos padrões de resina epóxica foi novamente adaptado na região do elemento 46, simulando um modelo troquelizado (Figura 10). Tal procedimento facilitou a aplicação padronizada da porcelana de cobertura. Uma mistura do pó da porcelana (Vita VM9 Base Dentina) com o líquido recomendado pelo fabricante foi aplicada sobre as IE com o auxílio de um pincel, formando uma fina camada inicial, que foi sinterizada (queima *Wash*), buscando uma melhor união entre os dois materiais (Figura 11A e 11B). Após isso, uma nova aplicação da cerâmica de cobertura foi realizada, agora em maior espessura, buscando a anatomia externa. As anatomias vestibular e lingual das coroas foram padronizadas por um guia de silicone laboratorial (Figuras 11C e 11D). Os dentes vizinhos serviram de guia para a anatomia proximal, enquanto que o contato com o modelo superior guiou o contorno oclusal das coroas (Figuras 11E e 11F). Após a sinterização (queima de dentina – Quadro 3) e acabamento, as restaurações foram submetidas a uma queima de glaze, seguindo as orientações do fabricante.

Quadro 3 – Ciclos de queima utilizados para a porcelana Vita VM9, de acordo com as recomendações do fabricante

| CICLO                   | Temp. inicial °C |  min |  min |  °C/min | Temp. aprox. °C |  min | Vácuo min. | Resfriamento com o forno totalmente fechado até os 600 °C |
|-------------------------|------------------|---|---|--|-----------------|---|------------|---|
| 1. <i>Wash</i>          | 500              | 2,00  | 8,11  | 55   | 950             | 1,00  | 8,11       |   |
| 2. 1ª queima de dentina | 500              | 6,00  | 7,27  | 55   | 910             | 1,00  | 7,27       |   |
| 3. 2ª queima de dentina | 500              | 6,00  | 7,16  | 55   | 900             | 1,00  | 7,16       |   |
| 4. <i>Glaze</i>         | 500              | 4,00  | 5,00  | 80   | 900             | 1,00  | -          |   |



Figura 10 – Modelo utilizado para a aplicação da porcelana de cobertura, destacando o padrão de resina epóxica que simulou um troquel.

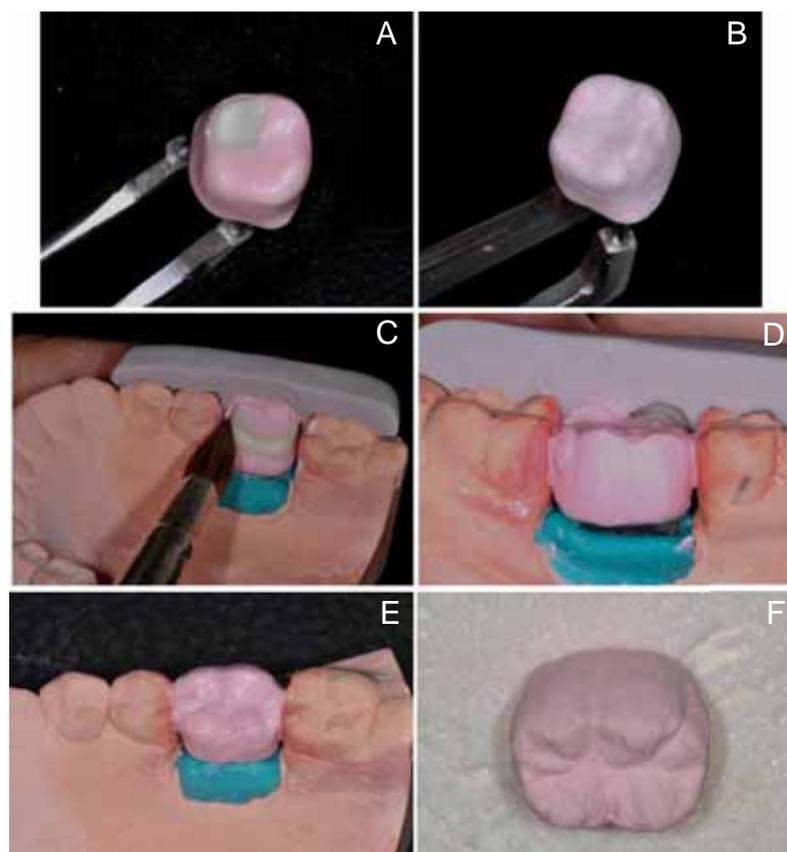


Figura 11 – Processo de aplicação da porcelana: A) Aplicação da primeira camada demonstrando sua fina espessura; B) Primeira camada antes do processo de sinterização; C) Aplicação da porção vestibular da segunda camada; D) Aplicação da porção lingual da segunda camada; E) Início do contorno oclusal da coroa; F) Coroa pronta para ser levada ao forno para o processo de sinterização da porcelana.

#### 4.2.1.4 Cimentação

Todas as restaurações, após finalizadas, foram lavadas em banho sônico com álcool isopropílico durante 3 minutos, objetivando a remoção de contaminantes superficiais. Os preparos incluídos em poliuretano foram limpos com gaze embebido em álcool isopropílico.

- a) Tratamento de superfície do preparo em resina epóxica reforçada por fibras de vidro (Kelly et al., 2010; Corazza et al., 2013):
  - Condicionamento com ácido fluorídrico 9,6% por 1 minuto;
  - Lavagem com jatos de ar e água por 20 segundos e secagem;
  - Aplicação ativa do agente de união silano, espera de 1 minuto e volatilização com leves jatos de ar por 10 segundos;
  - Mistura dos líquidos A e B do adesivo ED Primer indicado pelo fabricante do cimento resinoso Panavia, e aplicação ativa. Espera de 1 minuto e volatilização com leves jatos de ar por 10 segundos.
- b) Tratamento da superfície interna da restauração: Jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50 µm por 20 segundos, com pressão de aproximadamente 25 psi a uma distância de 10 mm.

O cimento resinoso de polimerização dual Panavia F foi manipulado (Pasta A e Pasta B) por 20 segundos, e inserido no interior da

restauração. Em seguida, a restauração foi levada ao preparo, uma carga digital foi aplicada por um único operador, e o excesso de cimento foi removido com o auxílio de *microbrush*. O cimento foi então fotoativado por 20 segundos em cada face da restauração (total de 80 segundos) (UltraLume 5, Ultradent, South Jordan, EUA; Intensidade de 800 mW/cm<sup>2</sup>). Após a cimentação, os corpos de prova (CP) foram armazenados em água destilada por um tempo mínimo de 24 horas até o momento do teste. Como o teste cíclico de resistência foi efetuado em um CP por vez, as cimentações eram realizadas a cada 5 CP, a fim de evitar que os CPs ficassem muito tempo armazenados antes do teste. A figura 12 ilustra o aspecto final de um dos CP seccionado em seu longo eixo.

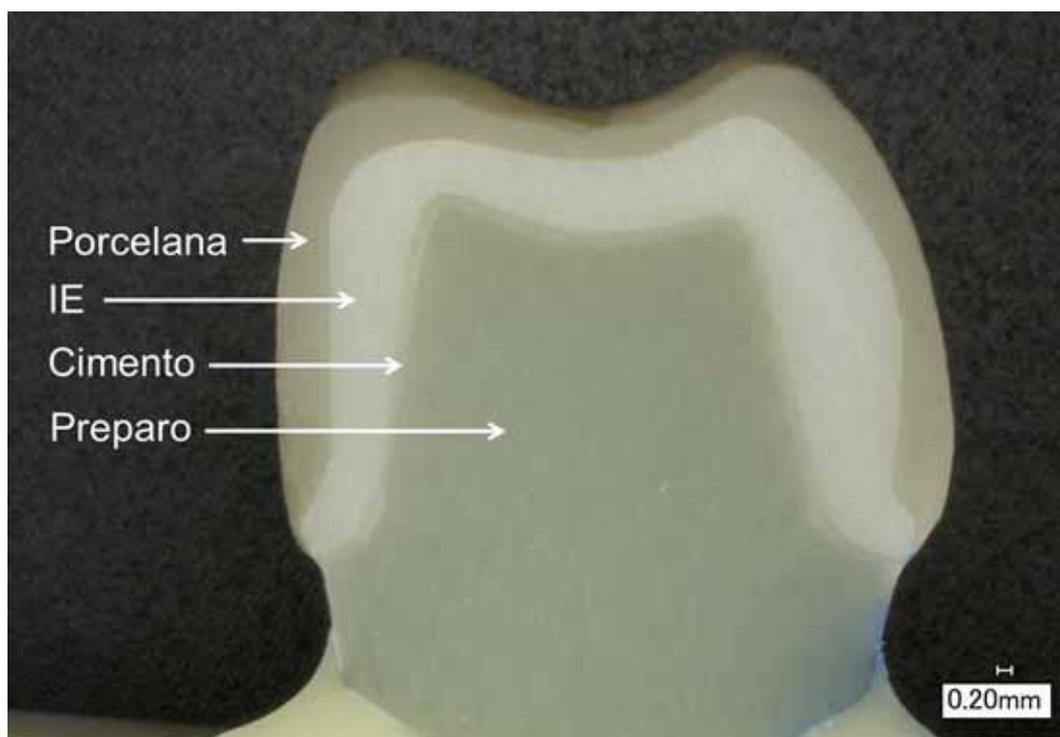


Figura 12 – Aspecto de um dos CP seccionado para demonstrar o relacionamento entre suas camadas.

#### 4.2.2 Divisão dos grupos

Os grupos experimentais foram divididos de acordo com as regiões de contato oclusal do primeiro molar inferior durante a função mastigatória:

- a) CF – Contato na fossa (n = 20) – Teste cíclico com uma força axial no centro da fossa central (Figura 13);
- b) CC – Contato na cúspide (n = 20) - Teste cíclico com uma força axial na ponta da cúspide mediana (Figura 13);
- c) CD – Contato deslizante (n = 20) – Teste cíclico com uma força deslizante na vertente triturante da cúspide disto-lingual. A distância de deslizamento foi de 1 mm, com a força máxima sendo aplicada na direção cúspide-fossa (Figura 13).

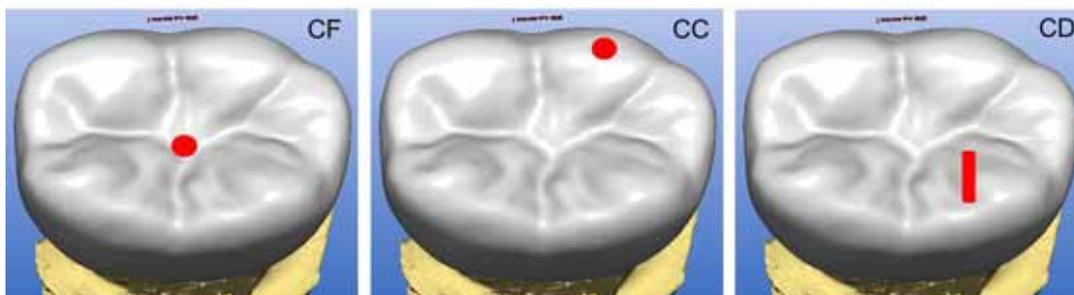


Figura 13 – Regiões de contato avaliadas nos grupos experimentais: CF - Contato na fossa; CC - Contato na cúspide; CD - Contato deslizante.

#### 4.2.3 Pistão aplicador de carga

Os pistões aplicadores da carga foram feitos de uma cerâmica a base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD), que é um material comumente encontrado em ambiente intraoral, formando restaurações indiretas. A padronização foi feita em CAD-CAM. A obtenção desse pistão iniciou com o enceramento nas dimensões desejadas. Após isso, o mesmo pó de contraste aplicado para o escaneamento do modelo foi aplicado sobre o pistão, e este foi escaneado pelo sistema Cerec. A usinagem foi realizada através do modo *WaxUp* do sistema. Em seguida, o pistão usinado foi separado do restante do bloco, limpo em banho sônico com água destilada por 5 minutos e submetido ao ciclo de cristalização do material (Temperatura máxima de 845 °C por 14 minutos e 50 segundos) em um forno (Touch & Press, Dentsply, York, EUA). Como ilustrado pela figura 14, o pistão possui extremidade arredondada com raio de curvatura de 50 cm e diâmetro da ponta de 1,5 mm (Kelly, 1999).

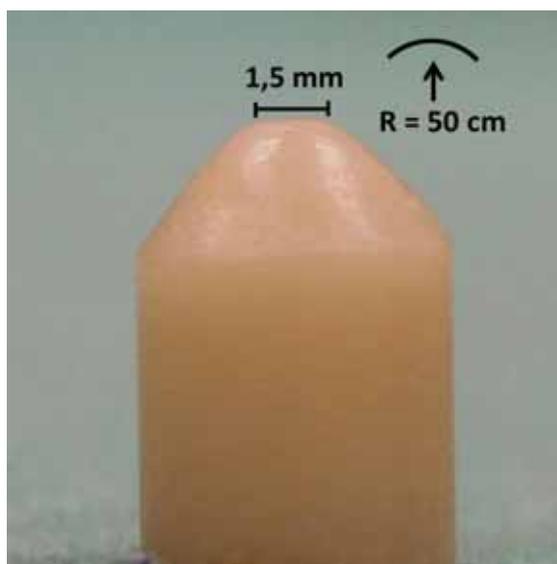


Figura 14 – Pistão de cerâmica utilizado para o teste dos grupos experimentais. Sua ponta possui 1,5 mm de diâmetro e raio de curvatura de 50 cm.

#### 4.2.4 Teste de vida acelerado *step stress*

Os testes de vida acelerados foram realizados em três máquinas disponíveis na “University of Mississippi Medical Center - Department of Biomedical Materials Science” (Jackson, MS, EUA): MTS 858 Bionix System, Multi-Frame FlexTest System e Mini Frame Test System (MTS Systems Corporation, Eden Prairie, EUA). As três máquinas são conectadas a um software, que controla e coleta os dados de forma independente para cada uma. Todas possuem a capacidade de realizar movimentos monotônicos e dinâmicos verticais. A máquina MTS 858 Bionix, diferentemente das demais, permite movimentos horizontais.

##### 4.2.4.1 Execução dos testes nos grupos CF e CC

Para a execução dos testes nos grupos com carga axial (CF e CC), o pistão cerâmico foi colado na porção aplicadora de carga da máquina com cianocrilato gel (Super Bonder Gel, Loctite Ltd, São Paulo, Brazil). Os CP foram presos em suas bases e inseridos em um recipiente com paredes transparentes contendo água destilada a 37 °C. A temperatura da água foi mantida com um aquecedor de água modificado para atingir e manter a temperatura desejada. Um termômetro foi utilizado para a verificação da temperatura da água antes do início dos testes. O recipiente contendo o corpo de prova foi instalado na máquina e uma carga vertical com frequência de 2 Hz foi aplicada pelo pistão cerâmico nos pontos previamente propostos (Figura 15).

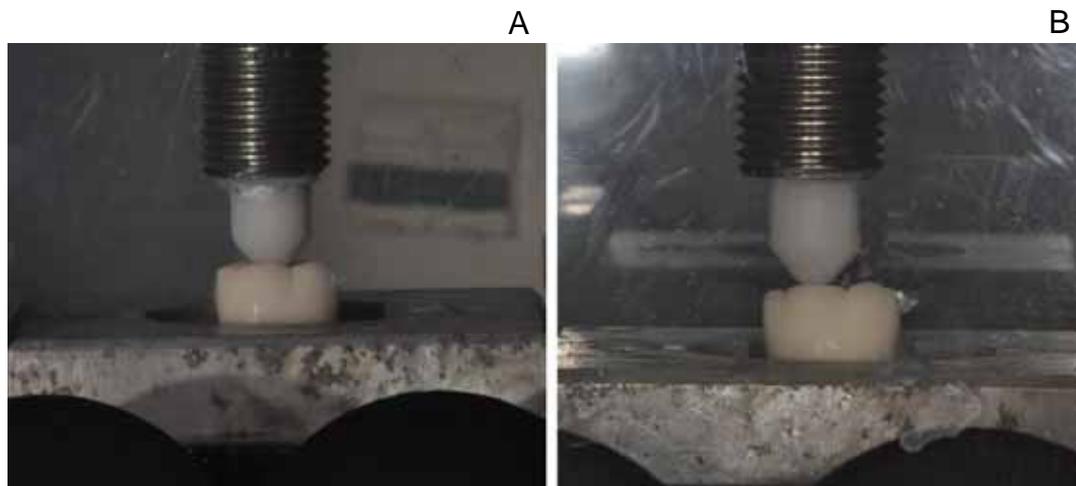


Figura 15 – Regiões de aplicação da carga nos testes com carga axial: A) Contato na fossa; B) Contato na cúspide.

#### 4.2.4.2 Execução do teste no grupo CD

A máquina de ensaios utilizada no grupo CD é uma máquina hidráulica com três eixos que possui duas células de carga, uma responsável pelo controle da força/deslocamento axial (capacidade de 25 kN) e outra responsável pelo controle da força/deslocamento lateral (capacidade de 2,25 kN). Esse sistema permitiu a liberdade de movimento necessária para o teste do grupo. Assim como nos testes anteriores, os CP foram presos em suas bases e inseridos em um recipiente com água destilada a 37 °C.

Uma plataforma de deslizamento (Figura 16) foi adaptada sob a base da máquina de ensaios. O recipiente contendo água destilada foi preso ao braço responsável pela força lateral. Dessa forma, uma força cíclica axial aplicada pelo pistão cerâmico foi combinada com um deslocamento lateral de 1 mm do corpo de prova, reproduzindo um dos contatos fisiológicos deslizantes que ocorre durante a mastigação (Figura 17). A frequência de ambos os movimentos também foi de 2 Hz. Em todos

os CP do grupo, tomou-se por referência a fossa central para iniciar o movimento. Porém, simulando o que ocorre durante a mastigação, a força máxima ocorreu durante o trajeto cúspide-fossa (Figura 17), e o trajeto fossa-cúspide ocorreu com 10% da carga máxima.

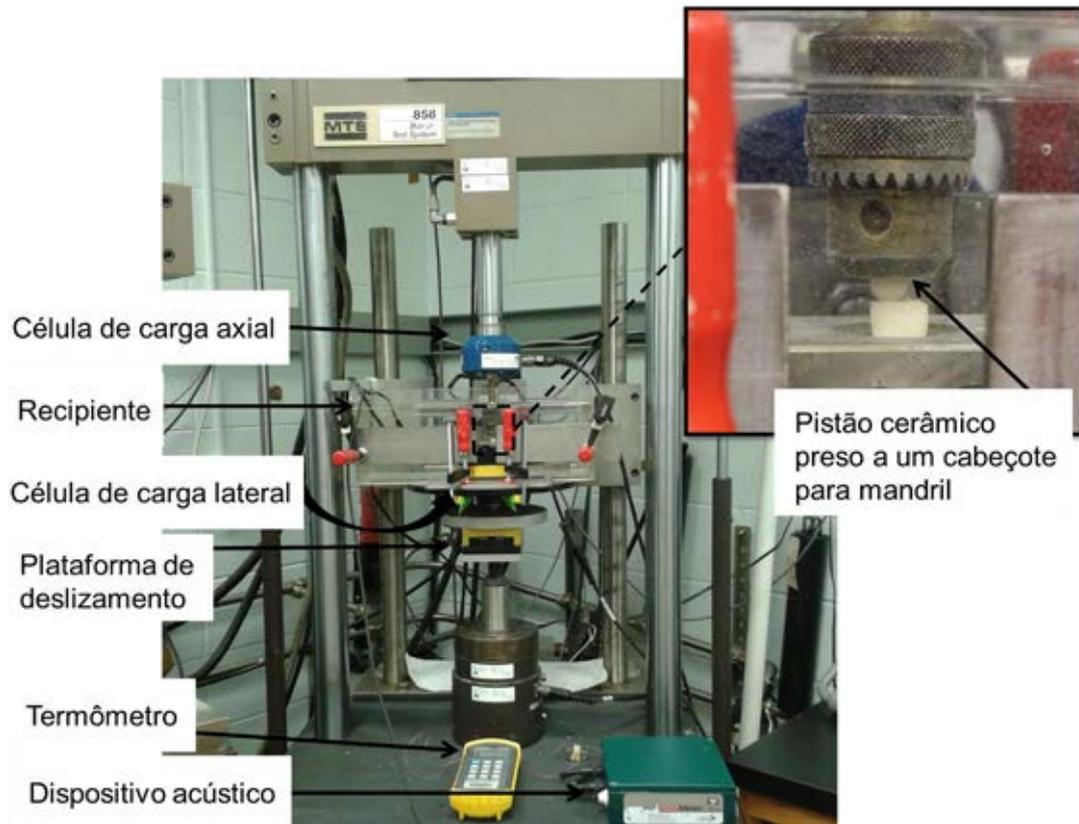


Figura 16 – Máquina MTS 858 Bionix adaptada para o experimento com carga deslizante (grupo CD).

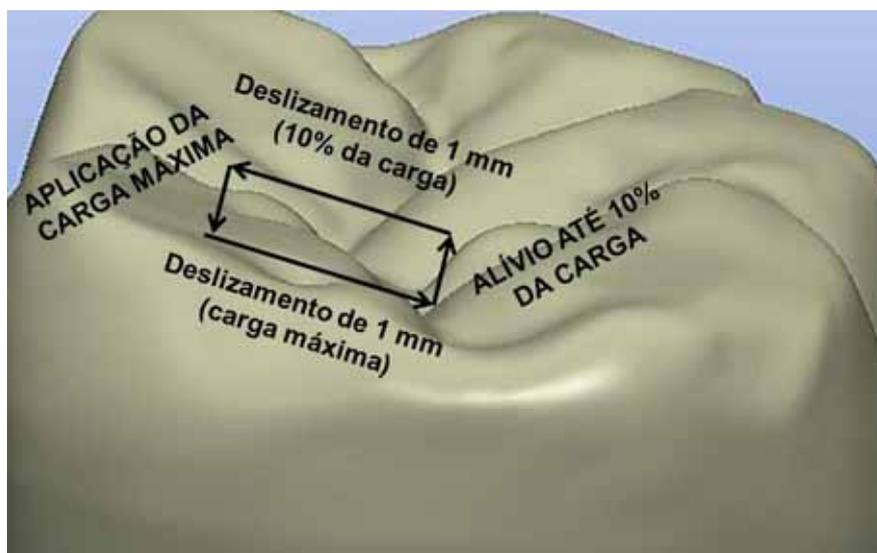


Figura 17 – Esquema ilustrando o movimento do pistão aplicador de carga para o grupo CD, desde a fossa central até parte da vertente triturante da cúspide disto-palatina.

#### 4.2.4.3 Perfis de estresse

Durante os ensaios de vida pelo modo *step stress*, a carga aplicada em cada corpo de prova é variável e pode ser selecionada pelo operador, desde que esse armazene todas as informações relevantes e forneça ao software para os cálculos de tempo de vida. Porém, no presente experimento, buscou-se seguir o quadro 4 para os perfis de estresse constante leve, leve, moderado (somente para os grupos CF e CD), agressivo, e agressivo modificado (somente para o grupo CC). A carga aplicada em cada corpo de prova era aumentada até a fratura (falha) da restauração. Se essa falha não ocorresse em um tempo razoável, o corpo de prova era suspenso. Os dados dos CP suspensos também eram inseridos no *software* e utilizados para a estatística. Uma vez que a máquina de ensaio não é sensível o suficiente para detectar o tipo de falha que ocorre nessa situação, um dispositivo

acústico foi utilizado para registrar o momento da fratura, como descrito a seguir.

Quadro 4 – Descrição dos perfis de estresse utilizados no estudo

| Grupo | Perfil                            | Carga inicial (N) | Descrição do perfil   |
|-------|-----------------------------------|-------------------|---|
| CF    | <b>CONSTANTE LEVE (n=4)</b>       | 200               | Carga constante de 200 N até a falha ou suspensão.                  |
|       | <b>LEVE (n=6)</b>                 | 200               | Aumento de 100 N a cada 172.800 ciclos que corresponde a 1 dia.     |
|       | <b>MODERADO (n=5)</b>             | 300               | Aumento de 100 N a cada 86.400 ciclos que corresponde a 1/2 dia.    |
|       | <b>AGRESSIVO (n=5)</b>            | 300               | Aumento de 100 N a cada 43.200 ciclos que corresponde a 1/4 do dia. |
| CC    | <b>CONSTANTE LEVE (n=5)</b>       | 150               | Carga constante de 150 N até a falha ou suspensão                   |
|       | <b>LEVE (n=7)</b>                 | 200               | Aumento de 100 N a cada 345.600 ciclos que corresponde a 2 dias.    |
|       | <b>AGRESSIVO (n=4)</b>            | 200               | Aumento de 100 N a cada 43.200 ciclos que corresponde a 1/4 do dia. |
|       | <b>AGRESSIVO MODIFICADO (n=4)</b> | 400               | Aumento de 100 N a cada 172.800 ciclos que corresponde a 1 dia.     |
| CD    | <b>CONSTANTE LEVE (n=5)</b>       | 200               | Carga constante de 200 N até a falha ou suspensão                   |
|       | <b>LEVE (n=4)</b>                 | 200               | Aumento de 100 N a cada 345.600 ciclos que corresponde a 2 dias.    |
|       | <b>MODERADO (n=7)</b>             | 300               | Aumento de 100 N a cada 172.800 ciclos que corresponde a 1 dia.     |
|       | <b>AGRESSIVO (n=4)</b>            | 300               | Aumento de 100 N a cada 86.400 ciclos que corresponde a 1/2 dia.    |

#### 4.2.4.4 Dispositivo acústico para detecção de falha

A detecção da falha inicial foi possível graças à utilização de um monitor acústico (Song Meter SM2+, Wildlife Accoustics, Concord,

EUA). Esse aparelho é originalmente utilizado para monitorar sons de animais marinhos, sendo à prova d'água. A parte que grava os sons é composta por 4 cartões de memória de 32 GB cada, onde podem ser armazenadas mais de 4 semanas de gravação. O hidrofone do aparelho foi inserido no recipiente com água a 37 °C previamente aos testes, e o exato momento de início do teste era sempre recordado. Cada hora de gravação era armazenada em um arquivo diferente no cartão de memória, e levava automaticamente no nome o dia e horário em que foi efetuada a gravação (Figura 18). Tal fato facilitou o cálculo do número de ciclos até a primeira falha do material. Os dados sonoros eram passados para um computador e analisados com o programa Audacity Sound Editor (Free Software Foundation, Boston, EUA). Todos os arquivos eram verificados para a detecção do primeiro pico sonoro evidente, que correspondia à primeira trinca (Figura 18). O número de ciclos era calculado baseado no tempo decorrido até o momento da falha.

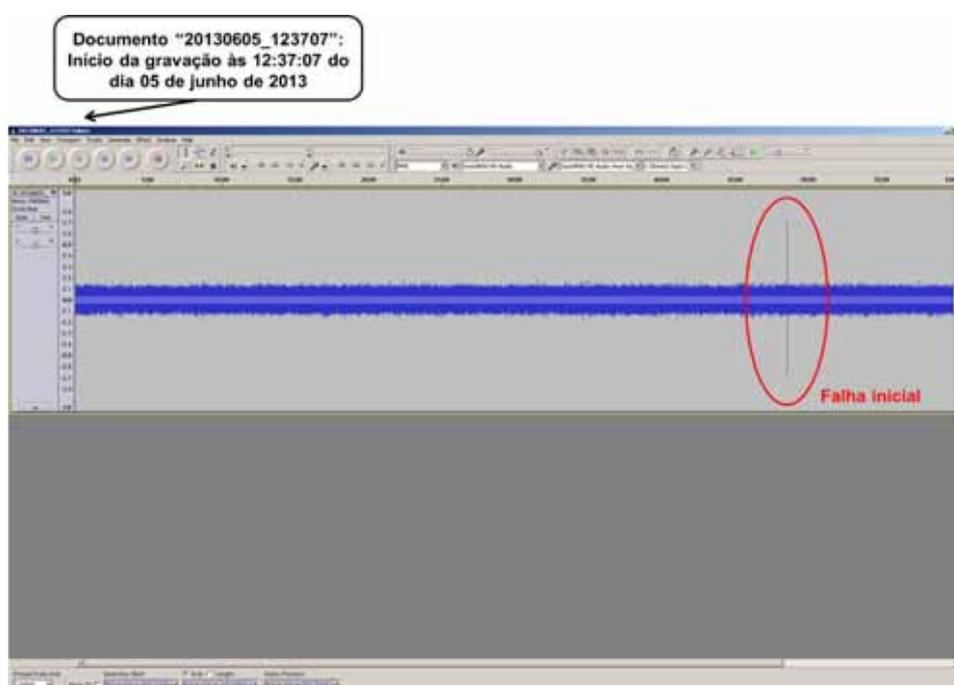


Figura 18 – Imagem do software (Audacity Sound Editor) utilizado para a análise sonora, destacando o momento da trinca inicial (círculo vermelho) e a denominação automática do arquivo.

#### 4.2.5 Análise estatística dos dados

Foram registradas três informações para cada CP: 1) condição do CP (com falha ou sem falha – suspenso); 2) tempo até a falha ou suspensão do teste (número de ciclos) 3) perfil de carga. Os dados foram inseridos no programa de estatística ALTA Pro 7 (Reliasoft, Tucson, EUA). O modelo de danos cumulativos (*cumulative damage model*) com uma relação vida-estresse da lei de potência inversa (*inverse power law - IPL*) e uma distribuição de Weibull foram utilizados para analisar os dados obtidos. O modelo IPL-Weibull combinado é:

$$P_f = 1 \exp(KL^n t)^{1/m}$$

Onde  $P_f$  é a probabilidade de falha no tempo  $t$ ,  $L$  é a carga,  $m$  é o módulo de Weibull,  $K$  e  $n$  são constantes utilizadas para ajustar o modelo ao conjunto de dados.

Num primeiro momento, os três grupos foram avaliados ao mesmo tempo, calculando-se os parâmetros  $m$  (Módulo de Weibull),  $\alpha_0$  (que determina o posicionamento de cada grupo no eixo “y” de um gráfico “Tempo de Vida × Carga de Fratura”) e  $\alpha_1$  (que determina a inclinação da reta de cada grupo no gráfico). Esses dois últimos parâmetros refletem o tempo de vida das restaurações em função da carga de fratura. A simulação de Monte Carlo, com Intervalo de Confiança (IC) de 95% foi efetuada para a obtenção dos valores máximos e mínimos para o IC. Uma estimativa da probabilidade de falha em cada um dos grupos foi realizada para uma carga de 200 N e 300 N nos diferentes números de ciclos.

A comparação entre os tipos de contato (axial ou deslizante) foi efetuada a partir de um gráfico “Tempo de Vida (número de ciclos) × Carga de Fratura (N)”, com Intervalo de Confiança (IC) de 95%. A comparação entre os dois locais de aplicação da carga (CF e CC) foi

efetuada por um gráfico “Probabilidade de Falha × Tempo (número de ciclos)”, fixando-se a carga em 300 N. Os tempos de vida dos grupos também foram comparados através do “Comparison Wizard” do software ALTA Pro 7.

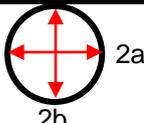
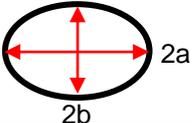
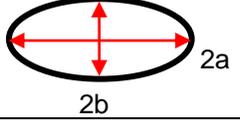
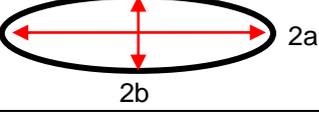
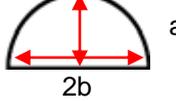
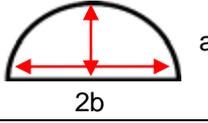
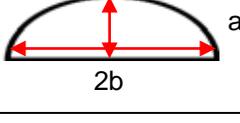
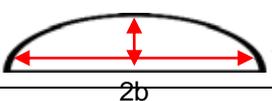
#### 4.2.6 Análise Fractográfica

Quinze CP por grupo experimental, onde se conseguiu desprender a porção fraturada e gerar duas superfícies de fratura, foram analisados seguindo-se os princípios da fractografia. Tanto a porção fraturada da restauração como os pedaços resultantes da falha foram utilizados para a análise. Para tanto, elas passaram por um processo de descontaminação, que incluiu: limpeza sônica com água destilada e detergente enzimático específico (Maxizyme Tabs, Henry Schein, Melville, EUA) por 10 minutos; limpeza sônica com água destilada pura por 5 minutos; limpeza sônica com álcool isopropílico por 5 minutos. As superfícies de fratura foram recobertas por uma fina película de ouro (Technics Sputter Coater, QMSI, San Diego, EUA – 5 minutos de exposição). As amostras foram primeiramente levadas a um estereomicroscópio (Leica 0.45x, Meiji Techno, Japão) para uma análise inicial. Após isso, uma análise mais detalhada foi realizada em microscópio eletrônico de varredura (MEV – ZEISS Supra 40 Scanning Electron Microscope, Jena, Alemanha). Seguindo-se as marcas de fratura, buscou-se localizar a região da origem da fratura. O defeito crítico foi mensurado: medindo-se o eixo maior (“b”) e o eixo menor (“a”) do defeito crítico, foi obtido o raio do defeito inicial (“c”). Tal valor foi utilizado para o cálculo do estresse crítico de fratura ( $\sigma_f$ ) pela equação de Griffith-Irwin (Della Bona et al., 2004):

$$K_{IC} = Y \sigma_f c^{1/2}$$

Onde “ $K_{IC}$ ” é a tenacidade de fratura do material (em  $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ , cuja obtenção está descrita a seguir); “ $\sigma_f$ ” é o estresse crítico de fratura (MPa), e “ $c$ ” é o raio do defeito (m). “ $Y$ ” é o fator de intensidade do estresse, cujo valor numérico é adimensional e depende da localização e geometria da falha crítica, e do tipo de estresse necessário para a fratura. O quadro 5 ilustra os valores utilizados para cada situação, de acordo com Quinn (2007).

Quadro 5 - Valores para o fator de intensidade do estresse ( $Y$ ) utilizados para cada situação

| Localização | Geometria   | Valor de “ $Y$ ” |
|-------------|---|------------------|
| Interna     | Círculo: $a = b$<br>            | 1,13             |
|             | Elipse: $b = 1,4a$<br>          | 1,3              |
|             | Elipse: $b = 2a$<br>            | 1,47             |
|             | Elipse longa: $b \gg a$<br>     | 1,77             |
| Superficial | Semicírculo: $a = b$<br>        | 1,3              |
|             | Semielipse: $b = 1,4a$<br>      | 1,4              |
|             | Semielipse: $b = 2a$<br>        | 1,6              |
|             | Semielipse longa: $b \gg a$<br> | 1,99             |

Os valores de estresse de fratura de cada grupo foram comparados entre si utilizando Anova 1-fator e teste de Tukey, com nível de significância de 5%.

#### 4.2.6.1 Obtenção da tenacidade de fratura ( $K_{IC}$ ) da porcelana

Para que fosse possível a obtenção do estresse crítico de fratura, foi necessário o cálculo da tenacidade de fratura da porcelana de cobertura.  $K_{IC}$  foi obtida a partir do teste “*Single Edge-V Notched Beam*” (SEVNB), seguindo a norma ASTM C1421-10. Corpos de prova da cerâmica VM9 em forma de barra com dimensões de 24 mm x 4 mm x 3 mm foram fabricados ( $n = 7$ ) com a ajuda de um molde de silicone. As barras foram posicionadas lado a lado em uma plataforma de metal, com a face de 3 mm voltada para cima, e entalhadas em seu centro. O entalhe iniciou em uma máquina de corte (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, EUA) e foi finalizado com uma lâmina de barbear e pasta diamantada de 1  $\mu$ m (Mipox Abrasives India, Bangalore, Índia). A profundidade final do entalhe, em todos os corpos de prova, ficou entre 0,9 mm e 1,18 mm (Figura 19). Os corpos de prova foram então posicionados em um dispositivo para testes de flexão por três pontos, com uma distância de 20 mm entre os centros dos *rollers* de suporte, e carregados até a fratura em uma máquina de ensaio universal (Emic DL-1000, Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil), a uma velocidade de 0,5 mm/min. Durante o teste, o entalhe em V foi posicionado para baixo (região de tração). Uma das porções dos corpos de prova fraturados foi levada ao MEV para a mensuração da profundidade do entalhe ( $a$ ).

$K_{IC}$  ( $\text{MPa}\cdot\text{m}^{0.5}$ ) foi calculada de acordo com a equação:

$$K_{Ipb} = g \left[ \frac{P_{max} S_0 10^{-6}}{BW^{3/2}} \right] \left[ \frac{3[a/W]^{1/2}}{2[1 - a/W]^{3/2}} \right]$$

Onde

$$g = g(a/W) = \frac{1,99 - [a/W][1 - a/W] \left[ 2,15 - 3,93 \left[ \frac{a}{W} \right] + 2,7[a/W]^2 \right]}{1 + 2[a/W]}$$

$P_{max}$  é a carga de fratura (N),  $S_0$  é a distância entre os centros dos rollers do teste (m),  $B$  é a espessura do corpo de prova, e  $W$  é a altura (ambos em m).

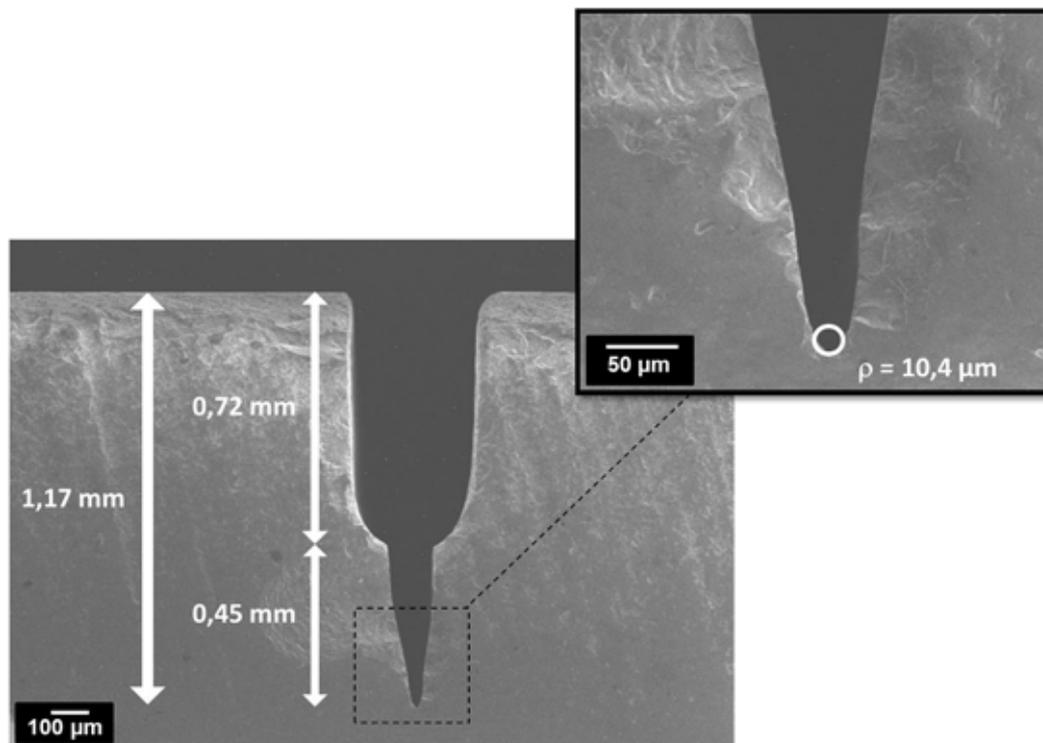


Figura 19 – Mensuração em MEV da profundidade final do entalhe (1,17 mm) em um dos corpos de prova previamente ao teste SEVNB. Uma vista aproximada da região final do entalhe permite a mensuração do raio da ponta ( $\rho = 10,4 \mu\text{m}$ ).

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Análise dos dados de tempo de vida

Vinte corpos de prova por grupo tiveram seus dados incluídos na análise estatística. No grupo CF, 18 corpos de prova falharam e 2 foram suspensos sem que a falha ocorresse. No grupo CC, ocorreram 18 falhas, 2 suspensões e 4 perdas pré-teste (que não foram incluídas na análise). Já no grupo CD, ocorreram 19 falhas e 1 suspensão. Os CP suspensos (dados censurados) ocorreram quando a máquina terminava o ensaio sem que a fratura ocorresse, e o CP era removido de posição para a inspeção visual. As 4 perdas pré-teste ocorreram no grupo CC quando se buscou iniciar o teste com uma carga muito alta (400 N em 3 dos CP, e 500 N em um deles). Assim, eles fraturaram antes que se completassem 100 ciclos, o que caracteriza fraturas rápidas e não por fadiga. Esse fato não ocorreu nos grupos CF e CD.

O monitor acústico utilizado foi capaz de detectar a falha inicial dos CP testados. Os sons da falha inicial foram classificados de acordo com o nível de facilidade de detecção (Tabela 1), em “muito claros”, “decifráveis” e “pouco claros”. Interferência sonora externa foi, por vezes, um fator que dificultou a análise da falha inicial. A análise das frequências predominantes em cada trinca inicial revelou diferentes tipos de frequências, desde muito baixas (131 Hz – grupo CD) até as mais altas (8.000 Hz – grupo CF).

Tabela 1 - Classificação dos sons de fratura dos corpos de prova de acordo com o nível de facilidade de detecção

|           | Muito Claros | Decifráveis | Pouco Claros |
|-----------|--------------|-------------|--------------|
| <b>CF</b> | 11           | 2           | 5            |
| <b>CC</b> | 14           | 2           | 2            |
| <b>CD</b> | 6            | 9           | 4            |

Os valores de  $m$ ,  $\alpha_0$  e  $\alpha_1$ , bem como os resultados da simulação de Monte Carlo (95% de IC), estão apresentados na tabela 2. O valor de  $m$  do grupo CF foi estatisticamente superior ao do grupo CD. Duas estimativas de tempo de vida de cada grupo, para cargas constantes de 200 N e 300 N, estão expostas nas figuras 20 e 21. Para uma carga de 200 N (Figura 20), os intervalos de confiança dos grupos testados estão sobrepostos em todas as situações (números de ciclos). Houve uma tendência de maior probabilidade de falha ( $P_f$ ) do grupo CC, comparado aos demais. Para uma carga de 300 N (Figura 21), a probabilidade de falha do grupo CC foi maior comparada à do grupo CF numa série baixa de ciclos (100.000 e 200.000 ciclos). Acima disso, não houve diferença entre eles. A probabilidade de falha do grupo CC foi maior comparada à do grupo CD para uma série alta de ciclos, isto é, entre 400.000 ciclos e 1.000.000 de ciclos.

Tabela 2 – Comparação dos parâmetros  $m$ ,  $\alpha_0$  e  $\alpha_1$  e seus respectivos intervalos de confiança de 95% (entre parênteses) gerados através da Simulação de Monte Carlo

|           | $m$            | $\alpha_0$        | $\alpha_1$        |
|-----------|----------------|-------------------|-------------------|
| <b>CF</b> | 2,1 (1,5; 3,6) | 17,9 (14,2; 21,6) | -0,9 (-1,6; -0,3) |
| <b>CC</b> | 1,2 (0,9; 1,9) | 19,4 (14,6; 25,7) | -1,3 (-2,4; -0,4) |
| <b>CD</b> | 0,7 (0,5; 1,2) | 23,2 (15,8; 31,1) | -1,7 (-3,2; -0,5) |

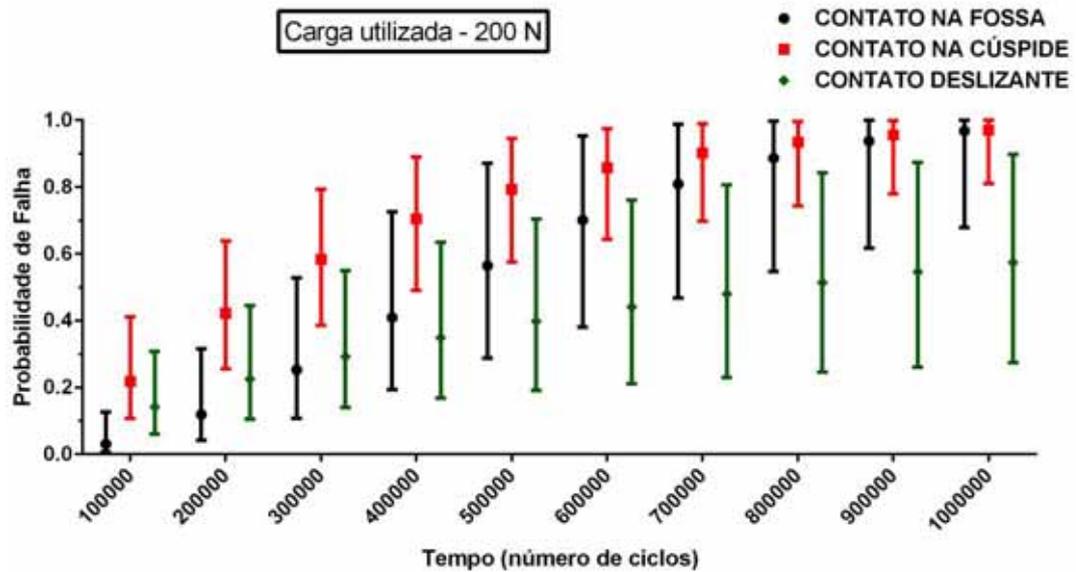


Figura 20 - Estimativa do tempo de vida ( $P_f \times$  número de ciclos) de cada grupo experimental para uma carga constante de 200 N.

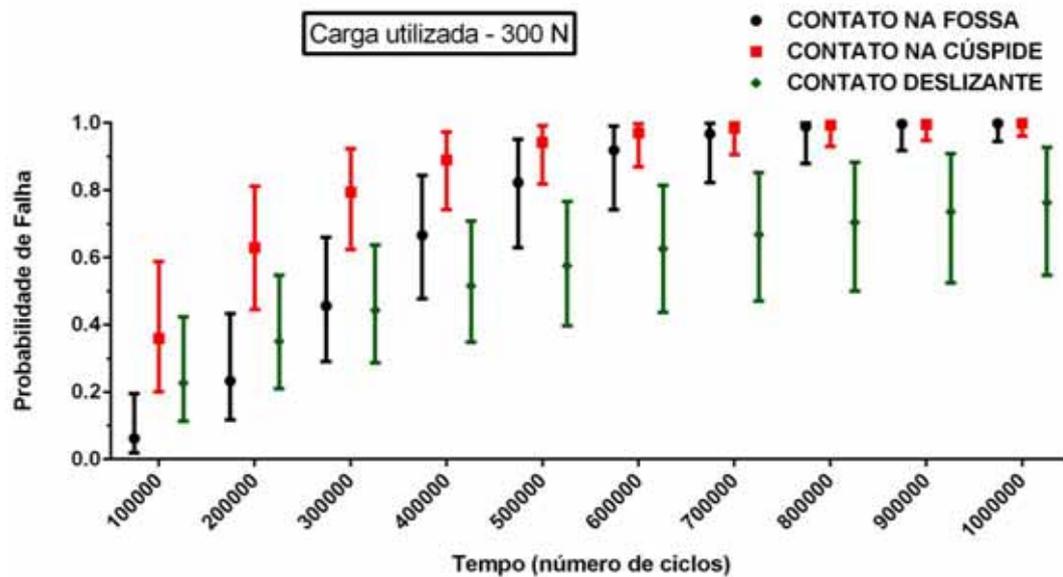


Figura 21 - Estimativa do tempo de vida ( $P_f \times$  número de ciclos) de cada grupo experimental para uma carga constante de 300 N.

Segundo a comparação “*Comparison Wizard*”, a probabilidade dos CP do grupo CF durarem mais tempo do que os CP do

grupo CC é de 60%. A probabilidade dos CP do grupo CD durarem mais tempo do que os CP do grupo CC é de 76,78%, enquanto que a probabilidade dos CP do grupo CD durarem mais do que os CP do grupo CF é de 73,77%.

O gráfico “Tempo de Vida (número de ciclos) × Carga de Fratura (N)” com IC de 95%, comparando os grupos CF (carga axial) e CD (carga deslizante), está apresentado a seguir (Figura 22). Os intervalos de confiança estão sobrepostos em todas as magnitudes de carga, não havendo diferença estatística nos tempos de vida dos grupos avaliados.

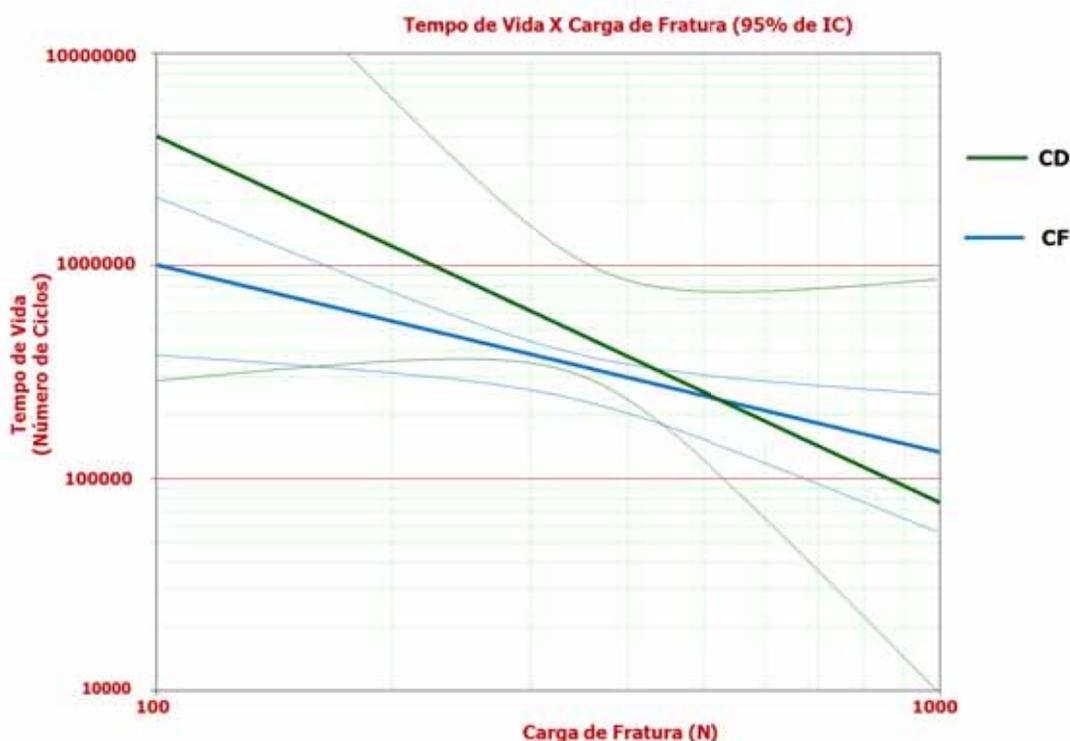


Figura 22 – Comparação entre os tipos de carga (axial e deslizante), representados pelos grupos CF (axial) e CD (deslizante), no gráfico “Tempo de Vida × Carga de Fratura”: grupo CF em azul e grupo CD em verde.

A comparação entre os dois locais de aplicação da carga, fossa central (CF) e ponta de cúspide (CC), está ilustrada pelo gráfico “Probabilidade de Falha × Tempo” a uma carga de 300 N (Figura 23). A

probabilidade de falha obtida para uma carga de 300 N e 200.000 ciclos para o grupo CC (0,63; 0,44-0,81) foi estatisticamente maior do que para o grupo CF (0,23; 0,12-0,43), com 95% de IC.

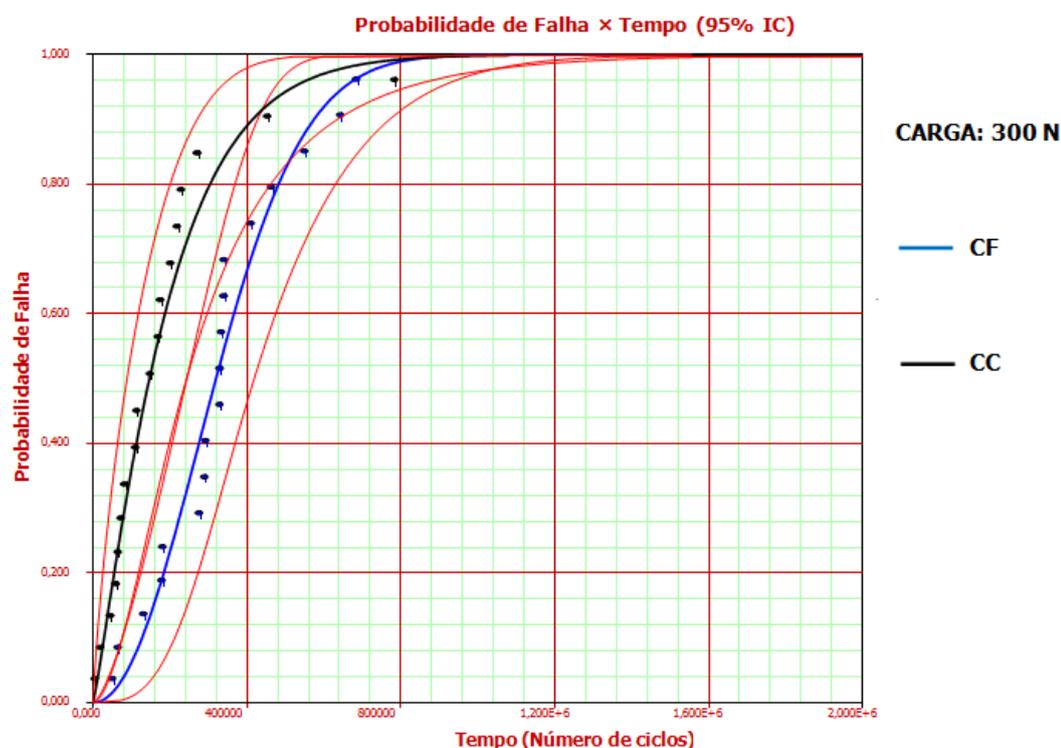


Figura 23 - Gráfico “Probabilidade de Falha × Tempo” com uma carga constante de 300 N, comparando os dois locais de aplicação da carga: fossa central (CF, azul) e ponta de cúspide (CC, preto).

## 5.2 Análise fractográfica

Todos os CP falharam por lascamento da porcelana de cobertura (Figura 24). Em nenhum dos casos, houve exposição da infraestrutura de zircônia. Na grande maioria dos CP, o fragmento resultante da falha não se desprendeu da coroa, ficando visível apenas uma discreta trinca (Figuras 25, 26 e 27). Essa situação ocorreu em todos os corpos de prova do grupo CF. Nesse caso, o fragmento era removido após a

confeção de um sulco na porção axial da coroa, com o auxílio de uma broca diamantada, o que permitiu a análise fractográfica do local da fratura. Para o grupo com carga deslizante (CD), as falhas ocorreram na cúspide disto-lingual do elemento, sempre próximo ao contato (Figura 25). No grupo CC, as falhas ocorreram na cúspide mediana da coroa, também próximo à região solicitada (Figura 26). No grupo CF, as falhas também ocorreram na cúspide mediana da coroa, distantes, na maioria dos casos, da região de aplicação da carga (Figura 27).

Foram realizadas 15 análises fractográficas por grupo. As falhas foram classificadas de acordo com o local onde se originaram: região de contato, próximo ao contato (subsuperfície), centro do lascamento, região inferior do lascamento. O número de corpos de prova em cada uma das situações está exposto na tabela 3. Ocorreu uma predominância de falhas originadas na região de contato no grupo CC. Nos grupos CF e CD, houve predominância de falhas que se originaram no centro do lascamento. Não ocorreram situações de fratura a partir do contato para o grupo CF. A figura 28 mostra, detalhadamente, uma das análises fractográficas do presente estudo, onde a falha se iniciou na região de contato (corpo de prova CC4), sendo possível mensurar o defeito crítico. A análise fractográfica de um corpo de prova onde a falha iniciou no centro do lascamento (CF1) está detalhada na figura 29.

Tabela 3 – Tipos de falha encontrados em cada um dos grupos experimentais (n = 15)

|           | Contato | Subsuperfície | Centro do lascamento | Região inferior |
|-----------|---------|---------------|----------------------|-----------------|
| <b>CF</b> | 0       | 2             | 12                   | 1               |
| <b>CC</b> | 10      | 4             | 1                    | 0               |
| <b>CD</b> | 3       | 5             | 7                    | 0               |



Figura 24 – Modo de falha (lascamento da porcelana de cobertura) dos corpos de prova (nesse caso, o lascamento ocorreu na cúspide disto-lingual, onde se aplicou a carga do grupo CD).

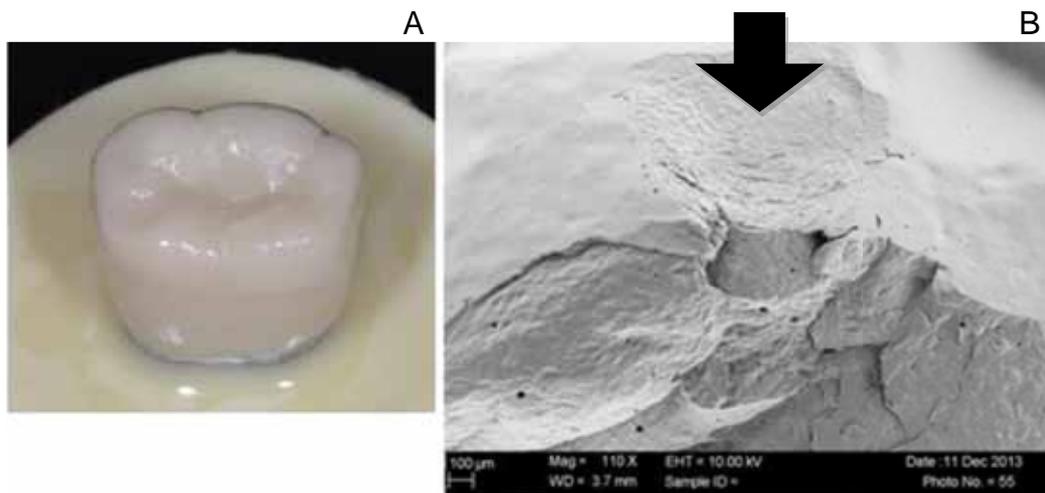


Figura 25 – Corpo de prova do grupo CD após a falha: A) Imagem da coroa com uma trinca na cúspide disto-palatina que não resultou no desprendimento do fragmento; B) Após a separação do fragmento, pôde-se realizar a análise fractográfica. A imagem em MEV (110x de magnificação, Elétrons Secundários) evidencia a relação do contato deslizante (flecha preta) com o início do lascamento.

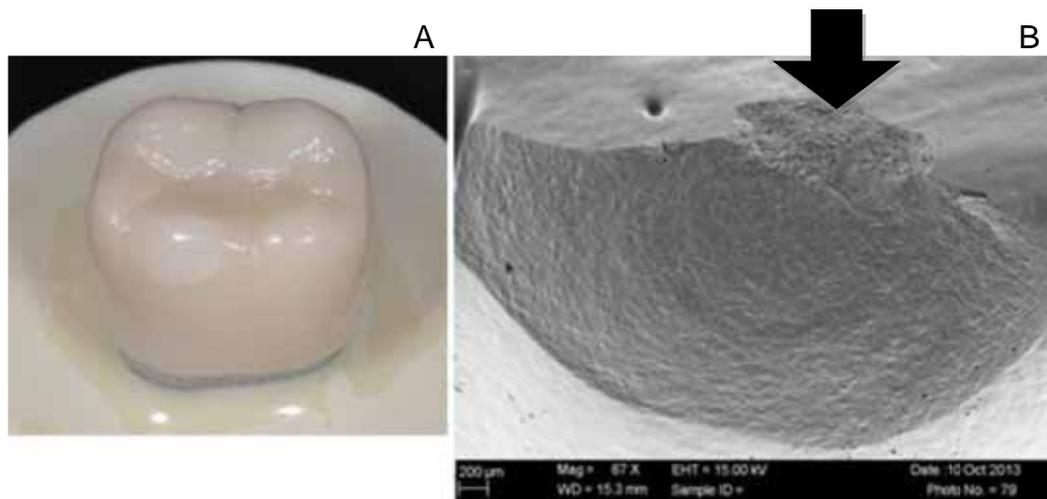


Figura 26 – Corpo de prova do grupo CC após a falha: A) Imagem da coroa com uma trinca na cúspide mediana que não resultou no desprendimento do fragmento; B) Após a separação do fragmento, pôde-se realizar a análise fractográfica. A imagem em MEV (67x de magnificação, Elétrons Secundários) evidencia a relação do contato axial de ponta de cúspide (flecha preta) com o início do lascamento.

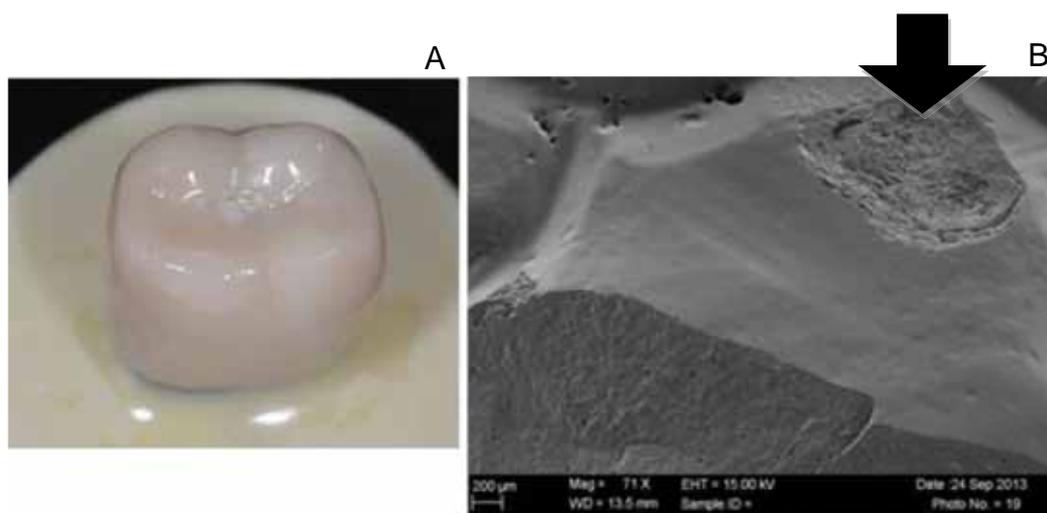


Figura 27 – Corpo de prova do grupo CF após a falha: A) Imagem da coroa com uma trinca na cúspide mediana que não resultou no desprendimento do fragmento. Isso ocorreu em todos os corpos de prova desse grupo; B) Após a separação do fragmento, pôde-se realizar a análise fractográfica. A imagem em MEV (71x de magnificação, Elétrons Secundários) evidencia a distância entre o contato do pistão (flecha preta) com o início do lascamento.

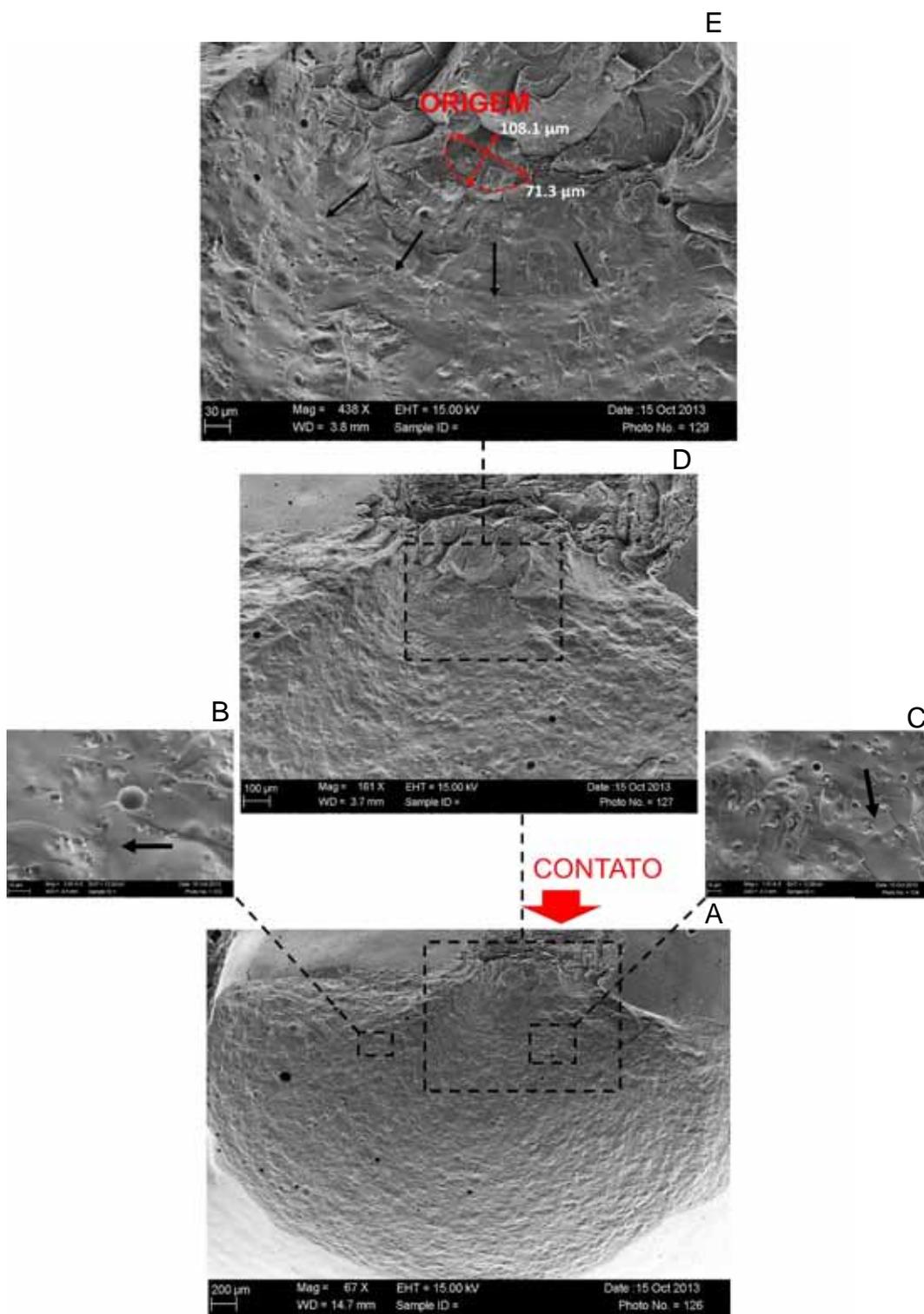


Figura 28 – Análise fractográfica do corpo de prova CT4 (Elétrons secundários): A) Imagem geral da região da fratura, com a área de contato destacada em vermelho; B) e C) Marcas de fratura (sobretudo *Wake hackles*) indicando a direção de propagação da trinca (flechas pretas); D) Aproximação da região de origem da falha; E) Região de origem da falha com a mensuração da falha crítica e a direção de sua propagação.

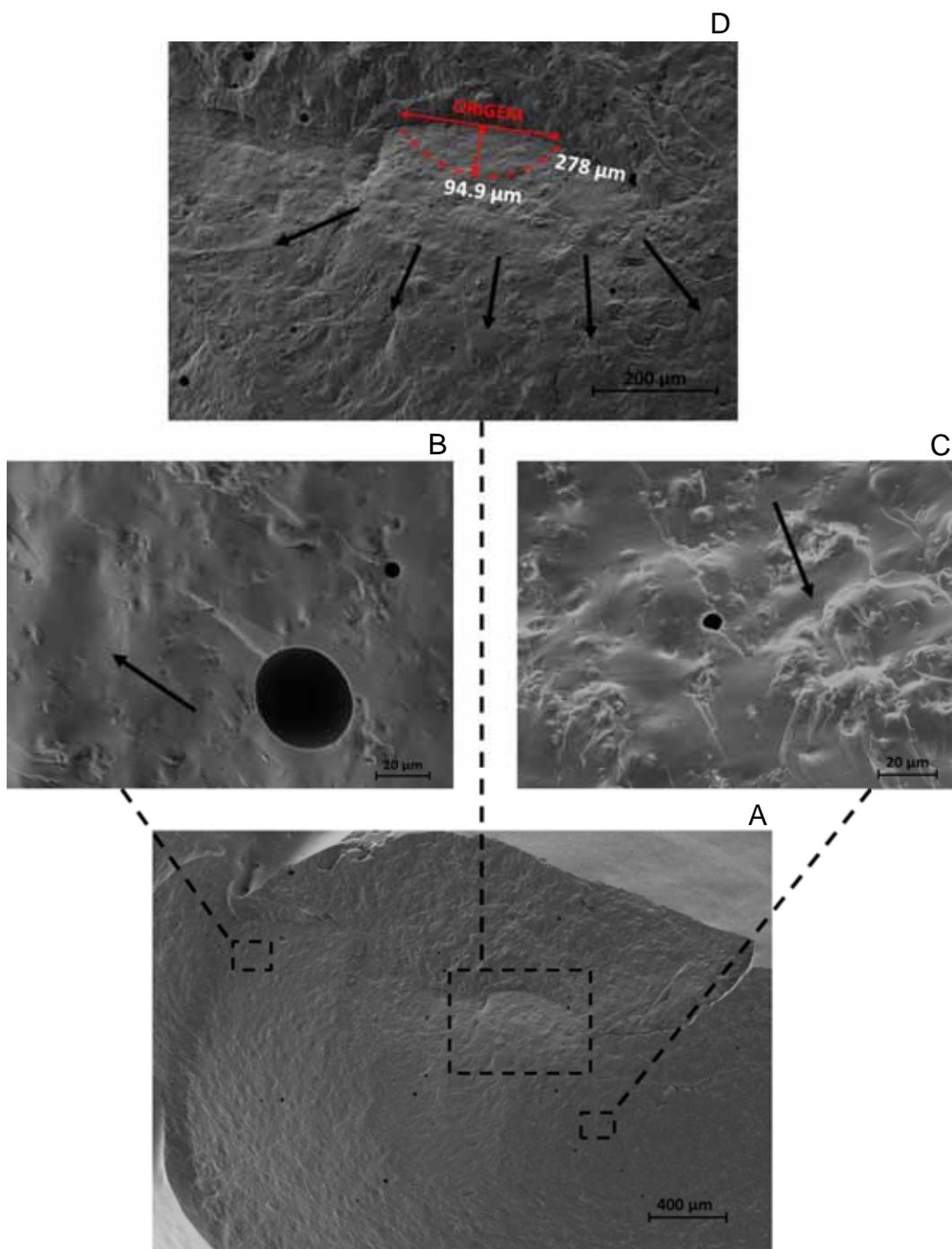


Figura 29 – Análise fractográfica do corpo de prova CF1 (Elétrons secundários): A) Imagem geral da região da fratura, que ocorreu longe da região de contato; B) e C) Marcas de fratura (sobretudo Wake hackles) indicando a direção de propagação da trinca (flechas pretas); D) Região de origem da falha (no centro do lascamento) com a mensuração da falha crítica e a direção de sua propagação.

O cálculo da tenacidade à fratura da porcelana resultou no valor de  $0,66 \pm 0,04 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0.5}$ . Esse valor foi utilizado para a obtenção do estresse crítico de fratura médio para cada grupo, exposto na tabela 4 e figura 30. Esse procedimento foi possível em 14 corpos de prova do grupo CF, 15 corpos de prova do grupo CC e 14 do grupo CD. Os dados de estresse de fratura do grupo CC foram estatisticamente superiores ao grupo CF. Não houve diferença do grupo CD para com os demais.

Tabela 4 – Valores médios, desvio padrão (DP) e grupamento estatístico dos resultados de estresse de fratura para os grupos CF, CC e CD

|           | n  | Média (MPa) | DP   | Grupamento* |
|-----------|----|-------------|------|-------------|
| <b>CF</b> | 14 | 48,2        | 6,45 | B           |
| <b>CC</b> | 15 | 59,8        | 14,3 | A           |
| <b>CD</b> | 14 | 49,7        | 11,5 | AB          |

\* Valores acompanhados da mesma letra não apresentam diferença estatística no teste de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ).

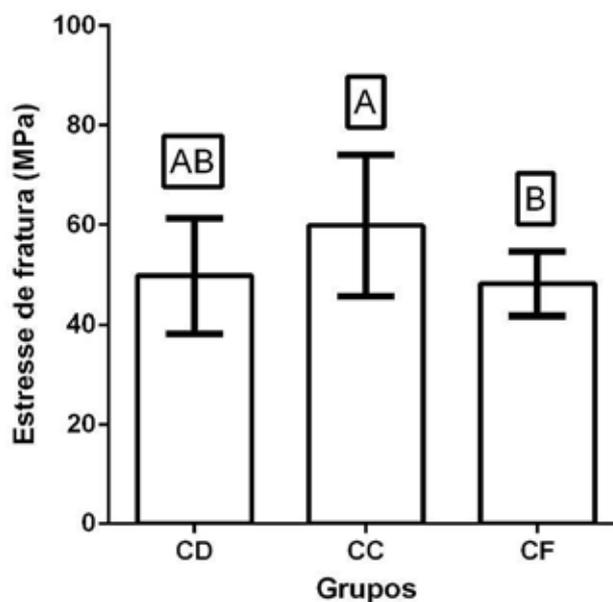


Figura 30 – Comparação gráfica dos resultados de estresse de fratura (MPa) para cada um dos grupos experimentais.

## **6 DISCUSSÃO**

### **6.1 Probabilidade de falha das restaurações Y-TZP/porcelana**

Apesar do grande avanço nas propriedades mecânicas, as restaurações livres de metal à base de Y-TZP continuam sujeitas a falhas durante seu uso clínico, principalmente por lascamento da porcelana de cobertura (Rosentritt et al., 2009; Baldassarri et al., 2012; Schmitter et al., 2012; Benetti et al., 2013; Koenig et al., 2013; Raigrodski et al., 2006; Sailer et al., 2007; Pelaez et al., 2012; Rinke et al., 2013a). As mais variadas causas para esse comportamento mecânico estão relatadas na literatura: baixa tenacidade à fratura da porcelana (Quinn et al., 2010a), espessura inadequada (Swain, 2009; Guazzato et al., 2010), incompatibilidade térmica (Taskonak et al., 2005; Swain, 2009), resfriamento rápido (Swain, 2009; Guazzato et al., 2010; Benetti et al., 2013; Rinke et al., 2013b), além da falta de suporte da porcelana pela infra-estrutura (Rosentritt et al., 2009; Bonfante et al., 2010; Silva et al., 2011; Corazza et al., 2013). Devido a isso, estudos relacionados a esse problema continuam sendo de grande interesse na área odontológica.

Alguns dos achados prévios da literatura foram levados em consideração para a obtenção das restaurações do presente estudo. Uma vez comprovado na literatura o melhor comportamento mecânico das restaurações com infra-estrutura modificada, fornecendo maior suporte para a porcelana de cobertura e diminuindo sua espessura (Rosentritt et al., 2009; Bonfante et al., 2010; Silva et al., 2011; Corazza et al., 2013), as IE do presente trabalho tiveram um contorno anatômico, construídas a partir da redução de 1 mm na dimensão final da

restauração (efetuada no software de usinagem). Com relação ao ciclo de queima da porcelana de cobertura, realizou-se o resfriamento lento com forno totalmente fechado até os 600 °C, seguindo-se rigorosamente as instruções do fabricante. Nesse caso, a literatura (Benetti et al., 2013) sugere um protocolo de resfriamento lento até 50 °C abaixo da  $T_g$  (temperatura de transição vítrea do material). Como a  $T_g$  da porcelana utilizada é de, aproximadamente, 600 °C, a temperatura limite do resfriamento lento é por volta dos 550 °C (abaixo da temperatura utilizada nesse experimento).

Além disso, determinados cuidados técnicos foram considerados: aplicou-se uma fina camada inicial do material de cobertura, que foi posteriormente sinterizada a uma temperatura superior (950 °C – queima *Wash*) à da primeira queima de dentina (910 °C), objetivando uma melhor união com a IE; o procedimento de estratificação foi realizado por um único técnico devidamente treinado; e a queima do glaze foi realizada em todas as amostras, após o seu ajuste oclusal e acabamento.

Mesmo com todos os cuidados mencionados acima, as falhas das restaurações ocorreram em um tempo (número de ciclos) relativamente curto (tempo médio = 300.705 ciclos; mínimo = 22.296 ciclos; máximo = 1.193.554 ciclos), mas com uma carga (entre 150 N e 700 N) superior à carga fisiológica média, de 35,1 N (Hattori et al., 2009). Como o software utilizado permite o cálculo da probabilidade de falha dos grupos considerando um número específico de ciclos e condição de carga, foi possível a comparação com estudos que também fizeram uso do ensaio de vida acelerado *step stress*. Silva et al. (2012b) calcularam a confiabilidade (oposto a probabilidade de falha) de coroas (molares) Y-TZP/porcelana e coroas metalocerâmicas convencionais. Mesmo utilizando *step stress*, foi possível fixar para o cálculo os valores de 100.000 ciclos e 200 N. A confiabilidade das coroas Y-TZP/porcelana, com contato deslizante na cúspide mesiolingual, foi de 0,91 (com intervalo

de confiança de 90% entre 0,72 e 0,97). Esses valores são muito semelhantes aos encontrados pelo presente estudo que, ao considerar 100.000 ciclos e 200 N, resultou em uma confiabilidade de 0,86 (com intervalo de confiança de 95% entre 0,69 e 0,94) para o grupo com carga deslizante. Outros dois trabalhos (Coelho et al., 2009; Guess et al., 2013) também fizeram uso de coroas Y-TZP/porcelana e carga deslizante, calculando a confiabilidade após 50.000 ciclos mecânicos a 200 N. O primeiro (Coelho et al., 2009) obteve uma confiabilidade de 0,48 (intervalo de confiança de 90% entre 0,25 e 0,68), enquanto que no segundo estudo (Guess et al., 2013) a confiabilidade foi maior (0,99, com intervalo de confiança de 90% entre 0,98 e 1). Mesmo que a cúspide que recebeu a carga não foi a mesma para os dois estudos, nota-se uma grande variação nos valores de confiabilidade encontrados na literatura. O presente estudo, apresentou valores de confiabilidade intermediários para 100.000 ciclos.

Com base na equivalência do número de ciclos com tempo clínico (1 milhão de ciclos = 1 ano de uso clínico - Wiskott et al., 1995) e carga aplicada em cada um dos pontos dos molares (35,1 N - Hattori et al., 2009), é possível realizar o cálculo da conversão de ciclos em tempo. Porém, a maioria das restaurações do presente experimento fraturaram com uma carga muito acima da média fisiológica. Com isso, os dados de probabilidade de falha gerados com essa carga possuem intervalos de confiança muito grandes, o que limita essa inferência. Isso constitui uma limitação do presente estudo.

Mesmo que os dados obtidos estejam condizentes com o que é demonstrado na literatura, esperava-se que as restaurações desse experimento resistissem a um maior número de ciclos mecânicos. Apesar disso, esse é um dos primeiros estudos da literatura que utiliza monitoramento acústico para a detecção da falha por fadiga mecânica. A forma sonora de obtenção dos dados evidencia a falha inicial antes mesmo que alguma alteração visual seja notada. Isso ficou evidente em

muitas restaurações onde o lascamento não se completou e a porção fraturada não se despreendeu. Nesses casos, nem mesmo o *crack* inicial podia ser visto durante o ensaio, sendo necessária a remoção da restauração da água e secagem para a inspeção visual. Certamente, a espera até a falha visual das restaurações (forma mais comum de verificação da falha) aumentaria os valores de tempo de vida. Porém, no presente estudo, considerou-se “falha” o momento do primeiro pico sonoro evidente, desconsiderando os ruídos da máquina de ensaio que, por vezes, atrapalhou na detecção do som. Apesar desses ruídos emitirem frequências de som diferentes de um *crack* em cerâmica, eles dificultaram em algumas situações.

Além disso, os valores de tempo de vida talvez fossem maiores se o resfriamento lento das restaurações (após o ciclo de sinterização) ocorresse até uma temperatura mais baixa do que 550 °C, como foi reportado em outro estudo (Benetti et al., 2013). As características da fratura também podem ser afetadas pelo tipo de resfriamento da porcelana de cobertura. Um estudo utilizou análise por elementos finitos (AEF) (Meira et al., 2013) para avaliar as tensões residuais de coroas Y-TZP/porcelana após resfriamento rápido e lento, variando também o coeficiente de contração térmico da porcelana acima da  $T_g$ . Quando utilizado resfriamento rápido e coeficiente de contração térmico da porcelana fluida alto, tensões residuais circunferenciais (*hoop stress*) de tração e tensões radiais de compressão foram desenvolvidas, favorecendo a propagação da falha da superfície em direção à infra-estrutura. Quando utilizado resfriamento lento, tensões residuais circunferenciais (*hoop stress*) de compressão e tensões radiais de tração foram desenvolvidas, favorecendo a propagação da falha paralelamente à interface com a infra-estrutura. No presente estudo, a maior parte das falhas se propagou paralelamente ao desenho das infra-estruturas, e em momento algum atingiu a interface zircônia/porcelana.

O baixo valor de tenacidade à fratura da porcelana utilizada no presente trabalho foi reportado por outro estudo (Quinn et al., 2010a) e comprovado pelo teste SEVNB no presente trabalho. O comportamento de fadiga e a carga máxima de fratura do sistema Y-TZP/porcelana são inferiores comparados, por exemplo, ao sistema monolítico de dissilicato de lítio (Guess et al., 2010). Alternativas para esse tipo de restauração em regiões de maior esforço mastigatório são mencionadas na literatura e já utilizadas comercialmente, como restaurações totalmente em zircônia (*full contour zirconia*) (Beuer et al., 2012), ou restaurações onde tanto a IE como a cobertura são usinadas em CAD/CAM e, após isso, unidas por um vidro fluido ou cimento resinoso (Schmitter et al., 2012). Porém, as propriedades ópticas desses tipos de restauração, em especial a *full contour zirconia*, dificilmente conseguem se igualar às de uma porcelana estratificada.

## **6.2 Validade dos testes em laboratório comparados com a realidade clínica**

Os testes laboratoriais em materiais odontológicos restauradores objetivam nos fornecer uma ideia do seu comportamento na realidade clínica. Em vista disso, a relevância do estudo aumenta quando o cenário do ensaio for próximo ao ambiente intra-oral (Della Bona, 2009). No presente estudo, alguns fatores foram considerados para aproximá-lo da realidade clínica.

Todas as restaurações simularam o contorno anatômico do primeiro molar inferior, considerando cúspides e sulcos (principais e secundários). Essa anatomia foi realizada por um técnico devidamente treinado. Essas restaurações foram cimentadas aos preparos com um cimento resinoso de polimerização dual, comumente empregado para

esse fim, principalmente por possuir MDP em sua composição. O tratamento interno da restauração, que consistiu no jateamento com partículas de óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$  por 20 segundos, é um tratamento já estabelecido na literatura que, combinado com o agente cimentante utilizado, resulta em uma satisfatória resistência de união imediata ( $13,0 \pm 3,9$  MPa no teste de microtração) e após envelhecimento por ciclagem térmica ( $14,8 \pm 6,5$  MPa no teste de microtração) (de Castro et al., 2012). A cimentação adesiva, além de simular a realidade clínica, foi benéfica por impedir o deslocamento da peça durante os testes, principalmente durante o teste deslizante.

As restaurações cerâmicas foram cimentadas em preparos coronários com convergência oclusal total de  $20^\circ$ , valor absolutamente viável clinicamente (Corazza et al., 2013). Reproduziu-se, além disso, o contorno radicular do elemento, para que a distribuição de tensões não sofresse influência de uma possível geometria simplificada. Além do contorno do preparo, o material utilizado para a sua confecção possui propriedades e comportamento mecânico ( $E: 14,9$  GPa) similar à dentina ( $E: 18$  GPa), além de possibilitar uma união adesiva com o cimento resinoso similar à união com a estrutura dental (Kelly et al., 2010). Para a execução dos testes, os padrões foram incluídos em uma resina tipo poliuretano, cujo módulo de elasticidade é semelhante ao do tecido ósseo medular humano (Poliuretano:  $3,6$  GPa / osso medular:  $4,0$  a  $4,5$  GPa) (Wiskott, Belser, 1999; Rubo, Souza, 2001).

Os testes cíclicos foram executados com os corpos de prova totalmente imersos em água a  $37^\circ\text{C}$ , uma vez que a água ou outra molécula polar contribuem para o crescimento subcrítico de trincas (*slow crack growth*), evento comum em materiais cerâmicos em ambiente intra-oral (Quinn, 2007). Outra vantagem do teste em água é que, por propagar o som com mais facilidade, a água auxilia na detecção do *crack* inicial pelo modo acústico (hidrofone). O pistão aplicador de carga é outro elemento que merece destaque. No presente estudo, ele foi feito com

uma cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD), material muito utilizado para restaurações totais e parciais. Por esse motivo, existe a possibilidade desse material estar no arco oposto em uma situação clínica. A utilização de blocos CAD/CAM para a obtenção dos pistões permitiu a padronização de seu contorno. A possibilidade de troca do pistão sempre que danos visuais fossem percebidos fez com que esse contorno se mantivesse para todos os corpos de prova. Essa troca foi realizada em média a cada quatro corpos de prova testados. As instruções de um estudo prévio (Kelly, 1999) foram consideradas para obter o raio de curvatura da ponta do pistão (50 cm) e seu diâmetro (1,5 mm), para que uma pressão de contato clinicamente relevante fosse reproduzida. Finalmente, pontos e situações de contato clinicamente relevantes foram testados, submetendo as restaurações cerâmicas a estados de tensão que realmente ocorrem durante a mastigação.

### **6.3 Tipo de contato**

No presente experimento, o contato deslizante (grupo CD) ocorreu por uma distância de 1 mm na vertente triturante da cúspide disto-lingual da restauração. Apesar da força máxima ser aplicada na direção cúspide-fossa (descida), a fossa central foi tomada por base para iniciar o movimento, que em momento algum atingiu a ponta da cúspide. Por essa relação maior do contato deslizante com o contato em fossa central (CF), os grupos CD e CF foram utilizados para verificar se o contato deslizante realmente é mais danoso do que o contato axial, como foi sugerido por Kim et al. (2007). Ao contrário desses achados, o presente estudo não encontrou diferença estatística entre os tempos de vida dos grupos com carga axial e carga deslizante. Essa divergência nos resultados pode ser atribuída à diferença nos tipos de material testados,

uma vez que Kim et al. (2007) efetuaram os testes em placas de vidro unidas a policarbonato, ou também (e principalmente) à geometria dos corpos de prova testados. Enquanto que Kim et al. (2007) aplicaram as cargas cíclicas em placas geométricas, o presente experimento utilizou coroas anatômicas. Isso resultou, inclusive, em falhas que se originaram do interior da porcelana, e não somente falhas superficiais provenientes de *cone cracks* abaixo do contato.

Mesmo não havendo diferença nos tempos de vida, o grupo com carga deslizante teve menor módulo de Weibull, indicando valores mais dispersos. Isso porque uma maior região da coroa foi submetida às tensões resultantes do contato, havendo também uma maior população de defeitos solicitados. Porém, a falha crítica que, na maioria, ocorreu no centro da porcelana, foi solicitada por menos tempo que no grupo com contato axial. A maior população de defeitos sob tensão se refletiu também no modo de falha do grupo CD, que foi bastante variável, como pode ser visto na tabela 3 (três falhas a partir do contato, cinco a partir da subsuperfície e sete a partir do centro do lascamento). Já no grupo CF, a grande maioria das falhas se originou no centro do lascamento, sem grandes variações. Mesmo fornecendo dados mais heterogêneos, sugere-se que a carga deslizante deva ser utilizada em testes laboratoriais de resistência de restaurações, devido sua maior relevância clínica (DeLong, Douglas, 1983). Como citado na revisão de literatura desse trabalho, situações de contato oclusal com carga puramente vertical são muito difíceis de ocorrer fisiologicamente.

Belli et al. (2013), ao realizarem análise fractográfica de coroas (em pré-molares) após fratura por carga deslizante, verificaram que a maioria dos lascamentos iniciou no centro ou na região vestibular do contato, e envolveu a face externa do elemento. O tamanho do lascamento não teve relação com o número de ciclos até a falha. De maneira geral, após início na região de contato, o defeito se propagou internamente na porcelana até uma distância de, aproximadamente, 250

um da interface com a infra-estrutura, quando assumiu um plano paralelo ao plano da interface. Os dados obtidos no presente trabalho concordam com a falta de relação do tamanho do lascamento com número de ciclos, bem como com o plano (paralelo à interface) de propagação da fratura; porém, como o local de origem da falha foi bastante variado, este estudo discorda parcialmente com esse ponto do estudo de Belli et al. (2013). Além disso, aquele estudo (Belli et al., 2013) sugere que defeitos que se desenvolvem longe da região de contato, como é o caso na maioria das restaurações do grupo CF, são mais afetados pelas tensões residuais presentes na porcelana do que pela a carga de contato (que resulta em campos de tensões mais próximos à superfície). As diferenças no modo de falha do presente trabalho ditadas pela variação no local e forma de aplicação de carga comprovam que, associada às tensões residuais da porcelana, as falhas são afetadas pela forma e local de aplicação da carga.

#### **6.4 Local de aplicação da carga**

O contato na ponta da cúspide (CC) com um pistão cerâmico arredondado foi mais prejudicial para as restaurações Y-TZP/porcelana do que o contato no centro da fossa central (CF). Esse achado gráfico (Figura 22) e numérico, também é confirmado pela existência de 4 falhas pré-teste no grupo CC. Durante o contato cíclico do pistão com a fossa central, sua ponta arredondada assenta inevitavelmente na posição mais estável possível, tocando as três cúspides que compõem a fossa e distribuindo igualmente as tensões. Além disso, essa área é totalmente suportada pela infra-estrutura, o que melhora o desempenho mecânico dessa situação (Rosentritt et al., 2009; Silva et al., 2011). Esse suporte também evitou a ocorrência de falhas

catastróficas no grupo, onde a falha se caracterizou por uma discreta trinca. Por outro lado, o contato na ponta de cúspide gerou altos valores de tensão na área de contato, onde a maior parte das falhas teve origem. Esse dado foi comprovado pelos valores de estresse de fratura obtidos após a mensuração dos defeitos críticos. O valor médio de estresse de fratura obtido para o grupo CC foi superior ao valor obtido para o grupo CF. Com tensões mais altas na região de contato, esse grupo teve uma maior probabilidade de falhar. Esses achados concordam com um estudo anterior (Dittmer et al., 2011), que utilizou análise por elementos finitos para testar diferentes conceitos oclusais, e sugere que o número e a distribuição dos contatos oclusais podem influenciar no comportamento de fadiga do material.

O contato de ponta de cúspide simulado nesse estudo existe clinicamente em várias situações, mas uma oclusão fisiologicamente correta busca evitá-lo. Por existir na clínica e ser passível de comparação com os demais grupos, esse contato foi incluído. Outro contato muito frequente na clínica que não foi adicionado a esse trabalho é o contato em crista marginal. Duas variações podem ocorrer nessa relação: o contato pode ocorrer em duas cristas marginais adjacentes, resultando em dois contatos, ou em apenas uma das cristas (Okeson, 2007). Para simular ambas as situações, é essencial o uso de um dente vizinho, uma vez que sua presença pode alterar a distribuição das tensões durante o contato. Pela complexidade desse contato e dificuldade de comparação dele com os demais grupos, optou-se pela não utilização no presente experimento. Apesar disso, situações de lascamento envolvendo a crista marginal dos dentes são comuns na literatura (Rinke et al., 2013b), o que estimula a investigação desse contato em estudos futuros.

## 7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, foi possível concluir que:

- a) O monitoramento acústico é uma alternativa para a detecção das falhas iniciais em testes laboratoriais com materiais cerâmicos;
- b) A variação no local de aplicação do contato influencia no tempo de vida das restaurações, sendo que o contato na ponta da cúspide é mais danoso para o sistema do que na fossa central. O modo de falha também é afetado pelo local de aplicação da carga, o que confirma a primeira hipótese experimental;
- c) O tempo de vida das restaurações não é afetado pelo tipo de contato, mas dados obtidos a partir do contato deslizante são menos consistentes que dados provenientes do contato axial. Assim, a segunda hipótese experimental foi rejeitada;
- d) Os valores de estresse de fratura obtidos para o grupo com contato na ponta de cúspide são superiores aos valores do grupo com contato na fossa central, confirmando a terceira hipótese experimental do estudo;
- e) O teste de vida acelerado associado ao aplicador de carga cerâmico geram falhas do tipo lascamento, com origem clinicamente relevante.

## 8 REFERÊNCIAS\*

Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. *Dent Mater.* 2009 Mar;25(3):383-91.

Ash N. Occlusion. In: *Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. 9th ed. St Louis: Saunders Elsevier; 2009. p. 275-98.

Ash MM, Ramfjord SP. Conceitos de oclusão. In: *Introdução à oclusão funcional*. São Paulo: Panamed editorial; 1987. p. 4-10.

American Society for Testing and Materials: ASTM C1421-10. Standard test methods for determination of fracture toughness of advanced ceramics at ambient temperature. West Conshohocken: ASTM International; 2010.

Baldassarri M, Stappert CF, Wolff MS, Thompson VP, Zhang Y. Residual Stresses in Porcelain-veneered Zirconia Prostheses. *Dent Mater.* 2012 Aug;28(8):873-9.

Baldassarri M, Zhang Y, Thompson VP, Rekow ED, Stappert CF. Reliability and failure modes of implant-supported zirconium-oxide fixed dental prostheses related to veneering techniques. *J Dent.* 2011 Jul;39(7):489-98.

Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 May;21:167-177.

Benetti P, Kelly JR, Della Bona A. Analysis of thermal distributions in veneered zirconia and metal restorations during firing. *Dent Mater.* 2013 Nov;29(11):1166-72.

---

\* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater.* 2012 Apr;28(4):449-56.

Bonfante EA, Rafferty B, Zavanelli RA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP, et al. Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design. *Eur J Oral Sci.* 2010 Apr;118(2):202-9.

Coelho PG, Bonfante EA, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res.* 2009 Apr;88(4):382-6.

Corazza PH, Feitosa SA, Borges AL, Della Bona A. Influence of convergence angle of tooth preparation on the fracture resistance of Y-TZP-based all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2013 Mar;29(3):339-47.

de Castro HL, Corazza PH, Paes-Júnior Tde A, Della Bona A. Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin. *Dent Mater.* 2012 Nov;28(11):1191-7.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater.* 2005 Mar;21(3):242-51.

Della Bona A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: Artes Médicas; 2009.

Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 2008 Sep;139:8S-13S.

Della Bona A, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Fracture behavior of lithia disilicate and leucite-based ceramics. *Dent Mater.* 2004 Dec; 20(10):956-62.

DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res.* 1983 Jan;62(1):32-6.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008 Mar;24(3):299-307.

Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Schwestka-Polly R, Stiesch M. Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts. *J Oral Rehabil.* 2011 Apr;38(4):278-85.

Guazzato M, Walton TR, Franklin W, Davis G, Bohl C, Klineberg I. Influence of thickness and cooling rate on development of spontaneous cracks in porcelain/zirconia structures. *Aust Dent J*. 2010 Sep;55(3):306-10.

Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater*. 2013 Mar;29(3):307-16.

Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*. 2010 Sep-Oct;23(5):434-42.

Hattori Y, Satoh C, Kunieda T, Endoh R, Hisamatsu H, Watanabe M. Bite forces and their resultants during forceful intercuspals clenching in humans. *J Biomech*. 2009 Jul;42(10):1533-8.

Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater*. 2011 Feb;27(2):e10-9.

Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res*. 1999 Jul;78(7):1336-44.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 1999 Jun;81(6):652-61.

Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater*. 2008 Mar;24(3):289-98.

Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2010 Oct;104(4):228-38.

Kim JW, Kim JH, Thompson VP, Zhang Y. Sliding contact fatigue damage in layered ceramic structures. *J Dent Res*. 2007 Nov;86(11):1046-50.

Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *J Dent*. 2013 Dec;41(12):1164-74.

Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dent Mater J*. 2011;30(3):281-5.

Lin KR, Chang CH, Liu TH, Lin SW, Lin CH. Experimental and numerical estimations into the force distribution on an occlusal surface utilizing a flexible force sensor array. *J Biomech*. 2011 Jul;44(10):1879-84.

Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NR, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, et al. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *J Dent*. 2010 Aug;38(8):626-34.

McNeill C. *Science and practice of occlusion*. Chicago: Quintessence; 1997.

Meira JB, Reis BR, Tanaka CB, Ballester RY, Cesar PF, Versluis A, et al. Residual stresses in Y-TZP crowns due to changes in the thermal contraction coefficient of veneers. *Dent Mater*. 2013 May;29(5):594-601.

Mettas A, Vassiliou P. Modeling and analysis of time-dependent stress accelerated life data. *IEEE Proc Ann Reliability Maintainability Symp*. 2002;343-8.

Miskinis SB, Snyder M, Sierralta M, Billy E, Razzoog ME. Effect of varying coping thickness on early load-to-fracture strength of Procera AllCeram copings cemented with 2 resin-modified glass-ionomer cements. *Quintessence Int*. 2008 Jun;39(6):501-5.

Miyaura K, Matsuka Y, Morita M, Yamashita A, Watanabe T. Comparison of biting forces in different age and sex groups: a study of biting efficiency with mobile and non-mobile teeth. *J Oral Rehabil*. 1999 Mar;26(3):223-7.

Nelson W. Accelerated life testing - step-stress models and data analyses. *IEEE Transactions of Reliability*. 1980;R-29(2):103-8.

Okeson JP. Alignment and occlusion of the dentition. In: *Managements of temporomandibular disorders and occlusion*. 6th ed. St Louis: Mosby Elsevier; 2007. p. 58-79.

Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 5-year retrospective study of survival of zirconia single crowns fitted in a private clinical setting. *J Dent*. 2012 Jun;40(6):527-30.

Panek H, Matthews-Brzozowska T, Nowakowska D, Panek B, Bielicki G, Makacewicz S, et al. Dynamic occlusions in natural permanent dentition. *Quintessence Int*. 2008 Apr;39(4):337-42.

Pelaez J, Cogolludo PG, Serrano B, Serrano JF, Suarez MJ. A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses. *Int J Prosthodont.* 2012 Sep-Oct;25(5):451-8.

Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009 Feb;88(2):366-77.

Quinn GD. *Fractography of ceramics and glasses.* Washington: Natl Inst Stand Technol; 2007.

Quinn JB, Quinn GD, Sundar V. Fracture toughness of veneering ceramics for fused to metal (PFM) and zirconia dental restorative materials. *J Res Natl Inst Stand Technol.* 2010a Sep;115(5):343-52.

Quinn JB, Sundar V, Parry EE, Quinn GD. Comparison of edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia specimens. *Dent Mater.* 2010b Jan;26(1):13-20.

Raabe D, Alemzadeh K, Harrison AL, Ireland AJ. The chewing robot: a new biologically-inspired way to evaluate dental restorative materials. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2009;2009:6050-3.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent.* 2006 Oct;96(4):237-44.

Rinke S, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Prospective Evaluation of zirconia posterior fixed partial dentures: 7-year clinical results. *Int J Prosthodont.* 2013a Mar-Apr;26(2):164-71.

Rinke S, Schäfer S, Lange K, Gersdorff N, Roediger M. Practice-based clinical evaluation of metal–ceramic and zirconia molar crowns: 3-year results. *J Oral Rehabil.* 2013b Mar;40(3):228-37.

Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent.* 2009 Dec;37(12):978-83.

Rubo JH, Souza EAC. Computational methods applied to bioengineering: solution of load problems in implant prosthesis. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2001;9(3/4):97-103.

Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont.* 2007 Jul-Aug;20(4):383-8.

Santos Jr J. *Oclusão Clínica : atlas colorido.* São Paulo: Santos; 1995.

Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behavior of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent.* 2012 Feb;40(2):154-62.

Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Sodeyama A, Matsumoto M. Effects of ethnicity, gender and age on clenching force and load distribution. *Clin Oral Investig.* 2001 Mar;5(1):63-8.

Silva NR, Bonfante EA, Martins LM, Valverde GB, Thompson VP, Ferencz JL, et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *J Dent Res.* 2012a Mar;91(3):305-10.

Silva NR, Bonfante E, Rafferty BT, Zavanelli RA, Martins LL, Rekow ED, et al. Conventional and modified veneered zirconia vs. metal ceramic: fatigue and finite element analysis. *J Prosthodont.* 2012b Aug;21(6):433-9.

Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res.* 2011 Jan;90(1):104-8.

Silva NR, de Souza GM, Coelho PG, Stappert CF, Clark EA, Rekow ED, et al. Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2008 Jan;84(1):117-23.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater.* 2009 Jun;5(5):1668-77.

Taskonak B, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials.* 2005 Jun;26(16):3235-41.

Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent.* 2013 Dec;41(12):1135-47.

Webber B, McDonald A, Knowles J. An in vitro study of the compressive load at fracture of Procera AllCeram crowns with varying thickness of veneer porcelain. *J Prosthet Dent.* 2003 Feb; 89(2):154-60.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999 Dec;10(6):429-44.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont.* 1995 Mar-Apr;8(2):105-16.