

LILIANA GRESSLER MAY

**EFEITO DA ESPESSURA OCLUSAL DO CIMENTO E DA SUA UNIÃO
À CERÂMICA NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE COROAS CAD/CAM:**

método de elementos finitos e testes monotônicos



LILIANA GRESSLER MAY

**EFEITO DA ESPESSURA OCLUSAL DE CIMENTO E DA SUA UNIÃO À
CERÂMICA NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE COROAS CAD/CAM:**

método de elementos finitos e testes monotônicos

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Bottino

Orientador não-vinculado ao programa: Prof. Dr. John Robert Kelly

Co-orientador: Prof. Dr. Alvaro Della Bona

São José dos Campos

2010

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos
Campos: FOSJC/UNESP; 2008

M451e May, Liliana Gressler

Efeito da espessura oclusal do cimento e da sua união à cerâmica na
resistência à fratura de coroas CAD/CAM: método de elementos finitos e
testes monotônicos / Liliana Gressler May __ São José dos Campos : [s.n.],
2010

171f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia
de São Jose dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2010.

Orientador: Prof. Marco Antonio Bottino.

1. Cerâmicas. 2. Carga para fratura. 3. Tensão de tração. 4. Análise de
elementos finitos. 5. Testes monotônicos. 6. Cimentos de resina. 7. Espessura
de cimento. 8. União I. Bottino, Marco Antonio. II. Universidade Estadual
Paulista. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. III. Título

tD15

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

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, 20 de Outubro de 2010 .

Assinatura :

E-mail: liligressler@bol.com.br

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marco Antonio Bottino (Orientador)
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista - UNESP

Prof. Dr. Luiz Felipe Valandro
Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Santa Maria - UFSM

Dra. Renata Marques de Melo Marinho
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista - UNESP

Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho
Faculdade de Odontologia de Bauru
Universidade de São Paulo - USP

Dra. Dolores Ribeiro Ricci Lazar
Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN

São José dos Campos, 04 de outubro de 2010.

DEDICATÓRIA

À Deus, por ser amor infinito e por ser a força que nos impulsiona a crescer e aprender sempre.

Aos meus pais, Lauro e Liane, aos meus irmãos, Leandro, Lauro e Lisiane e aos meus amados sobrinhos, Gabriel, Bernardo, Luis Felipe e Luisa, que me amam e a quem amo incondicionalmente, dedico esse trabalho e a alegria desta realização.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, por estar sempre comigo e por ter permitido que eu concluísse esse trabalho.

Ao meu pai, Lauro, que pelo seu exemplo de interesse pela leitura e pelo saber, despertou desde cedo minha vontade de aprender continuamente e me fez descobrir a alegria em buscar o conhecimento. À minha mãe, Liane, pela vida totalmente dedicada à família, pelo cuidado incansável e vigilante, pela compreensão, carinho, proteção, pela doação e amor sem medidas. A vocês, meus pais, pelo estímulo à encarar desafios e à buscar minha independência, pelo suporte, conforto e proteção durante o período de realização do meu doutorado e ao longo da minha vida, minha gratidão e meu amor.

Aos meus irmãos, irmã, cunhadas, cunhado, sobrinhos e à toda minha família, avós, tias e tios, primos e primas, obrigada pelo carinho, pela torcida, pela ajuda e por serem meu porto seguro.

Ao meu orientador, Professor Marco Antonio Bottino, por ter acreditado no meu desenvolvimento, pelos ensinamentos e orientação durante a realização do curso de doutorado e a elaboração deste trabalho, pelo estímulo e cobrança constantes, pelo respeito, amizade e atenção a mim dirigidos, pelas oportunidades de crescimento que tornou possíveis, pela ajuda na viabilização de trabalhos realizados, pela impressionante dedicação ao nosso programa de pós-graduação e também pelo zelo para com todos os seus alunos, o meu agradecimento, admiração e grande carinho.

Ao meu orientador durante o estágio de doutorando no exterior, Professor John Robert Kelly, pela hospitalidade, pelo apoio, pelos ensinamentos em pesquisa, pela compreensão das minhas limitações, pelo estímulo ao aprendizado, pelo suporte intelectual e participação ativa e absolutamente fundamental na execução deste trabalho, pelo exemplo de conduta como pesquisador, o meu reconhecimento e admiração. Por ter me recebido em sua casa no meu primeiro mês em Connecticut, pela consideração, pela preocupação e suporte durante os doze meses em que permaneci nos EUA, minha enorme gratidão e grande carinho.
"To my mentor during the sandwich doctorate, Professor John Robert Kelly, for the hospitality, support, research teaching, for understanding my limits, for the learning motivation, intellectual assistance, essential and active involvement for the accomplishment of this study, for being an example of scientific conduct, my respects and appreciation. For having me in his house during my first month in Connecticut, for his thoughtfulness, for the concern and support during my time in the USA, my gratitude and affection."

Ao Professor Alvaro Della Bona, pela colaboração e acompanhamento durante a evolução deste trabalho, pelos conselhos que foram tão importantes e pela constante atenção e disponibilidade, meu agradecimento.

Ao professor Ivan Balducci, pela alegre receptividade, pela generosidade em compartilhar seu conhecimento e pela importante colaboração na análise estatística deste trabalho.

À Faculdade de Odontologia e ao Programa de Pós-graduação da Universidade Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, agradeço pela oportunidade concedida, pelo acolhimento e pela estrutura oferecida para estudos e pesquisa. Aos Professores do Programa, obrigada pela contribuição para minha formação.

Ao Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, e aos seus professores, pelos ensinamentos e pelo agradável convívio durante o meu curso de doutorado. Em especial, aos professores Fernando Eidi Takahashi, Lafayette Nogueira Junior, Marcos Yasunori Maekawa e Eduardo Shigeyuki Nemura pelo convívio amistoso e pelos ensinamentos nos estágios das disciplinas de Prótese Fixa e Prótese Parcial Removível.

À Clélia Aparecida de Paiva Martins, Eliane Wenzel Barcellos Silveira, Fernando Carlos Fontes e Maria Inês Moreira dos Santos, funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pelo carinho, amizade e solicitude, pelas horas de alegre convivência, e por todo o suporte durante o andamento das minhas atividades.

À Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora da UNESP de São José dos Campos, nas pessoas de seus anterior e atual coordenadores, Prof. Clovis Pagani e Márcia Valéria Garakis, pelo suporte às nossas atividades.

Às secretárias da Seção de Pós-Graduação, Rosemary de Fátima Pereira, Erena Hasegawa, Lillian Braga e Maria Aparecida de Souza, pelas informações e atenção prestadas.

Às minhas queridas amigas, colegas de Pós-Graduação e de apartamento Susana Salazar Marocho, Paula Bennetti, Marina Amaral, com quem tive a oportunidade de conviver com maior proximidade, minha admiração pela determinação, simplicidade, autenticidade e doçura de vocês. Obrigada pela amizade, pelo companheirismo, pelas coisas que aprendi com cada uma, pela ajuda a qualquer momento e pelas preciosas horas de conversa e risadas à mesa da cozinha.

Aos queridos colegas de Pós-Graduação, Regina Amaral dos Santos, Susana Salazar Marocho, Renata Faria, Fernanda Camargo Gwinner, Eurípedes Kaizo Ariki, Jarbas Francisco Fernandes dos Santos, Celina Abreu, Anderson Castilho, Rodrigo Othavio de Souza, Silvia Michida, Sheila Pestana Passos, Sandra Zamboni, Lucas Zogheib, Humberto Lago de Castro, Aleska Vanderlei, Gustavo Vasconcellos, Priscilla Cristoforides Pereira, Renata de Melo Marinho, Guilherme Saavedra, Diana Capelli Barca, Paula Benetti, Graziela Galhano, José Renato de Zuciroz, Luís Guilherme de Macedo, Marina Amaral, Pedro Corazza, Sabrina Feitosa, Lillian Anami, Sâmia Cavalcanti, Vanessa Macedo, Flavia Trindade, Lucas Hian da Silva, Alecssandro Silva, Fernanda Campos, Maira Cardoso, Anelise Arata, Caroline Marinho e Carolina Martinelli, pela convivência fácil, pelos sorrisos, por todos os momentos compartilhados, pela companhia nas horas de comemoração, pela cooperação e pelo conforto nas horas mais difíceis.

À Regina, Susana, Kaizo, Humbertito, Lucas Zogheib, Renata Faria, Renata Mello, Diana, Fernanda, Grazi, Paula, Sheila e Marina, com quem tive a oportunidade e a alegria de conviver mais de perto nesses anos, meu carinho especial.

Aos meus colegas de turma, Silvinha, Sheila, Sandra, Rô e Biba, pelo espírito de colaboração e pelo apoio durante o tempo em que trabalhamos e estudamos juntos.

Aos amigos Maximiliano Neisser, Lucio Murilo Santos e Sr. Claudio, pela convivência bem-humorada e pelos momentos de descontração na cantina da faculdade.

À Sra. Lúcia Maria Furquim de Moraes Bottino, pelo tratamento sempre generoso e alegre, pela simpatia e gentileza, meu muito obrigada.

Aos meus primeiros mestres na Odontologia e grandes incentivadores ao ingresso na vida acadêmica, então professores e hoje colegas e amigos, Paulo Afonso Burmann e Claudio Figueiró. À minha colega Katia Olmedo Braun, pela sincera amizade e por ter me dado oportunidades de desenvolvimento tão logo ingressei na vida acadêmica. Obrigada a vocês pela confiança em mim depositada!

Ao meu colega na UFSM e Professor na Pós-Graduação da UNESP, Luiz Felipe Valandro, pelas oportunidades oferecidas, pela amizade, disponibilidade, incentivo e colaboração.

Aos meus colegas da Universidade Federal de Santa Maria, Manuel Antonio Pimenta, Paulo Afonso Burmann, Lucia Helena Mozzaguardo, Katia Olmedo Braun, Leticia Borges Jacques, Henrique Hollweg, Claudio Figueiró, Osvaldo Kaizer, Luiz

Felipe Valandro, Tatiana Bernardon Silva, pelo convívio sempre tão agradável, pelo incentivo à minha capacitação e compreensão das minhas necessidades e por assumirem e dividirem as minhas responsabilidades junto às disciplinas de Prótese, durante o período do afastamento.

À Universidade Federal de Santa Maria, ao Centro de Ciências da Saúde, ao Departamento de Odontologia Restauradora e ao Curso de Odontologia, obrigada pela oportunidade concedida de afastamento para minha capacitação profissional.

Ao Chefe do Departamento de Odontologia Restauradora/UFSM, Professor Antonio Roberto Bisogno e aos secretários Jocimar Rodrigues Di Giacomo e Darci Machado, pela acessibilidade e suporte nas questões burocráticas do meu afastamento,

À CAPES e ao Governo Federal, pela cedência de bolsas de estudo para que eu pudesse realizar o curso e o estágio no exterior. E ao povo brasileiro, que pelo esforço coletivo, financiou minha capacitação.

Ao governo dos EUA, pelo acolhimento e oportunidade concedida para a realização do meu estágio no exterior. "To The USA Government, for having permitted my internship abroad".

À University of Connecticut Health Center e ao Departamento de Ciências Reconstructivas, pelas condições e suporte concedidos para a realização do meu estágio. Ao coordenador do Departamento de Ciências Reconstructivas, Dr. Taylor, aos seus professores, especialmente à Dr. Rungruanganunt, Dr. Agar, Dr. Denise, Dr. Kuhn, Dr. Meiers, Dr. Goldberg, e às suas secretárias Joan Williams, Cynthia Phoenix e Kathy Thomas, pelo tratamento respeitoso, agradável e amigável. "To the UConn Health Center and to the Department of Reconstructive Sciences, for the support and the environment for my internship accomplishment. To Dr. Taylor, head of the Department of Reconstructive Sciences, and to its faculty and staff, specially to Dr. Rungruanganunt, Dr. Agar, Dr. Kuhn, Dr. Meiers, Dr. Goldberg, Joan Williams, Cynthia Phoenix and Kathy Thomas, for the respectful, pleasant and friendly treatment."

Ao Dr. Thomas Hill, pela colaboração na confecção das coroas cerâmicas utilizadas nesse estudo. "To Dr. Thomas Hill, for the collaboration in the fabrication of CAD/CAM crowns for this study"

À Pat Kelly, por ter me recebido em sua casa, por ter me tratado tão bem e tão abertamente, pelas horas alegres e agradáveis que passamos juntas, por ser tão preocupada com meu bem estar, meu muito obrigada e meu imenso carinho. "To Pat, for having me in her house, for treating me so well and so openly, for the happy and pleasant

time we spent together, for being so concerned about my well being, thanks from the bottom of my heart".

Aos meus amigos de Connecticut, especialmente à Marie, Geórgia, Eliane e Rogério, tão importantes para que eu conseguisse superar os momentos de solidão e de saudade, pelas horas de alegre e agradável convívio, meu carinho, meu muito obrigada e minhas saudades. "To my Connecticut friends, specially to Marie, Georgia, Eliane e Rogério, who were so important in helping me get over my loneliness and homesickness. Also for the pleasant and happy time we spent together, my love and my thanks. I miss you so much!

Aos amigos Adriana Nunes Araújo, Márcia Machado, Catiane Danieli, Mara Rossana Zimniczak, Taiane Pontel, Fernanda Bottega, Eduardo DalPorno, Maria Izabel Dornelles, obrigado por estarem sempre presentes mesmo que a distância tenha nos privado de conviver como antes, Vocês são muito importantes para mim. Amo vocês!

À Ivoclar/Vivadent, à Vita Zahnfabrik e à FAPESP pelo suporte financeiro para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	20
RESUMO	22
1 INTRODUÇÃO	24
2 REVISÃO DE LITERATURA	27
2.1 As cerâmicas como materiais odontológicos restauradores	27
2.1.1 Propriedades mecânicas	29
2.1.2 Índices de sobrevivência clínica de coroas	29
2.2 Utilização de tecnologias CAD/CAM para confecção de restaurações cerâmicas	32
2.3 Adaptação de coroas CAD/CAM	33
2.3.1 Adaptação marginal vs. adaptação interna: consequências biológicas e estruturais	33
2.3.2 Resultados de investigações das adaptações internas oclusais em coroas cerâmicas	35
2.4 A cimentação de coroas cerâmicas	40
2.4.1 Cimentos resinosos vs. demais agentes cimentantes	40
2.4.2 Características dos cimentos resinosos	41
2.5 Características da camada de cimento provavelmente associadas com a distribuição de tensões nas restaurações cerâmicas	43
2.5.1 Espessura do cimento	43
2.5.2 União entre cimento e cerâmica	45
2.5.2.1 Tratamento de superfície	49
2.5.2.2 Silanização	51
2.5.2.3 Contração de polimerização	52
2.6 Fratura em restaurações cerâmicas	57
2.6.1 Como as fraturas ocorrem clinicamente?	57
2.6.2 Fatores que podem influenciar a resistência à fratura	59
2.6.3 Tensões críticas para a fratura	60
2.7 Testes monotônicos para a avaliação da resistência à fratura de coroas cerâmicas	61

2.8 Análise de elementos finitos para estudo das tensões em coroas cerâmicas	64
3 PROPOSIÇÃO	67
4 MATERIAL E MÉTODOS	69
4.1 Estudos preliminares	69
4.1.1 Confeção dos corpos-de-prova para testes monotônicos	69
4.1.1.1 Corpos-de-prova com diferentes espessuras de cimento e fator-C	69
4.1.1.2 Corpos-de-prova com ou sem união entre cerâmica e cimento	72
4.1.1.3 Teste monotônico (carga para fratura)	75
4.1.2 Avaliação do efeito do condicionamento ácido e da cobertura com PDMS na resistência flexural da cerâmica	75
4.1.3 Análise das tensões por elementos finitos (AEF 3-D)	78
4.1.4 Comparação entre as cargas experimentais para fratura e aquelas calculadas com base na AEF 3-D	80
4.2 Metodologia Final	81
4.2.1 Análise de elementos finitos (AEF) para tensões em coroas cerâmicas devidas à contração do cimento e aplicação de carga ...	81
4.2.2 Testes monotônicos	84
4.2.2.1 Confeção das coroas cerâmicas e dos corpos-de-prova ...	84
4.2.2.2 Testes monotônicos (carga para fratura)	90
4.2.3 Comparação entre as cargas para fratura experimentais e calculadas por AEF	95
5 RESULTADOS	97
5.1 Dados experimentais e calculados por análise de elementos finitos (AEF): estudo preliminar com corpos-de-prova de geometria simplificada	97
5.2 Cargas experimentais e calculadas (AEF) para fratura de coroas cerâmicas: metodologia final	100
5.2.1 Tensões calculadas por AEF, devidas à contração de polimerização e aplicação de carga em coroas cerâmicas nas diferentes condições de união e de espessura oclusal de cimento .	100
5.2.1.1 Tensões nas coroas	100
5.2.1.2 Tensões no cimento	104
5.2.2 Tensões na superfície de cimentação das coroas cerâmicas, calculadas por AEF, para diferentes taxas de contração de polimerização	104

5.2.3 Cargas para fratura em coroas cerâmicas com diferentes espessuras de cimento resinoso, nas condições “união e ausência de união”	108
5.2.4 Imagens das coroas fraturadas: microscopia eletrônica de varredura (MEV)	114
6 DISCUSSÃO	117
6.1 Estudos preliminares e o desenvolvimento da metodologia	117
6.2 Tensões em coroas para diferentes espessuras de cimento: AEF	121
6.2.1 Tensões na cerâmica	121
6.2.2 Tensões no cimento	124
6.2.3 Tensões em coroas cerâmicas para diferentes percentagens de contração do cimento	125
6.3 Cargas para fratura observadas experimentalmente em coroas CAD/CAM vs cargas para fratura calculadas por AEF ..	127
6.4 Significância da contração de polimerização	132
7 CONCLUSÃO	135
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	138
APÊNDICES	152
ABSTRACT	171

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Micrômetro utilizado para controle da espessura do agente cimentante nos estudos preliminares	71
Figura 2 -	Imagens em MEV (microscópio eletrônico de varredura) da superfície de cerâmica feldspática condicionada com ácido hidrofúorídrico, após diferentes procedimentos de cobertura com PDMS em diferentes viscosidades, aplicação, fotopolimerização e remoção de cimento resinoso	73
Figura 3 -	Imagens da solução por AEF, em tensão principal (MPa), para aplicação de carga (500 N) nos corpos-de-prova utilizados nos estudos preliminares	79
Figure 4 -	Linhas e dimensões para a criação dos modelos 2D axi-simétricos, preparados no programa SolidWorks®, para as espessuras de cimento de 50 e 500 μm , respectivamente	82
Figura 5 -	Imagem do modelo bidimensional axi-simétrico do corpo-de-prova utilizado por Spinell et al. (2009), criado para determinar o gradiente de temperatura necessário para provocar a contração axial de 4,65% da camada de cimento nos modelos para AEF em COMSOL® Multiphysics	84

Figura 6 -	a) Troquel em G-10; b) padrão em alumínio preparado para o espaço oclusal interno de 500 µm; c) coroa cerâmica após usinagem; d) réplica do espaço oclusal interno (em lilás), destinado ao preenchimento com cimento resinoso	87
Figura 7 -	Coroa cerâmica após condicionamento ácido (a), coroa preparada para “ausência de união”, após aplicação de PDMS (b), coroa silanizada para procedimento de “união” (c), tratamento do troquel com mistura dos primers A e B (d), cimento aplicado na face oclusal do troquel (e), coroa assentada no troquel, sendo submetida à carga de assentamento constante durante a fotoativação (f)	89
Figura 8 -	Corpo-de-prova pronto para o teste (a); dispositivo para acoplamento e estabilização do sensor acústico junto à parede axial da coroa (b); pistão posicionado ao centro da coroa, com a tira plástica (110µm) interposta entre o pistão e a superfície oclusal da coroa (c); aplicação da carga pelo pistão após a remoção do suporte inferior para que a base do corpo-de-prova tocasse o suporte sem impedimentos ao paralelismo, de maneira uniforme (d)	91
Figura 9 -	Corpo-de-prova seccionado após o teste monotônico, para mensuração das espessuras da cerâmica e do cimento na região central da coroa, correspondente à origem da fratura	92

Figura 10 - Cargas para fratura de cerâmica feldspática (Vitablocks Triluxe®) observadas experimentalmente e calculadas através dos dados de AEF, para as diferentes condições de união e espessura de cimento	98
Figura 11 - Ilustrações das tensões principais (MPa) desenvolvidas na superfície cimentante de coroas cerâmicas devidas à contração de polimerização e aplicação de carga, para diferentes espessuras de cimento resinoso, na condição “união”	101
Figura 12 - Ilustrações das tensões principais (MPa) desenvolvidas na superfície cimentante de coroas cerâmicas devidas à contração de polimerização e aplicação de carga, para diferentes espessuras de cimento resinoso, na condição “ausência de união”	101
Figura 13 - Ilustrações das tensões principais (MPa) desenvolvidas na superfície cimentante de coroas cerâmicas devidas à contração de polimerização (sem aplicação de carga), para diferentes espessuras de cimento resinoso, na condição “ausência de união”	102
Figura 14 - Tensões principais (MPa) nas superfícies cimentantes de coroas cerâmicas submetidas à aplicação de carga, devidas à taxas crescentes de contração axial de polimerização (CP), para as condições “união” e “ausência de união” em diferentes espessuras de cimento	107

Figura 15 - Cargas para fratura observadas experimentalmente em coroas cerâmicas CAD/CAM e calculadas por AEF, para diferentes espessuras de cimento, nas condições “união” e “ausência de união”	109
Figura 16 - Distribuição das probabilidades de cargas para fratura de coroas cerâmicas CAD/CAM nas condições “união” e “ausência de união”, em função da espessura oclusal de cimento	110
Figura 17 - Distribuição das probabilidades de fratura de coroas cerâmicas CAD/CAM nas condições “união” e “ausência de união”, em função da carga (N), para a espessura oclusal de cimento de 50 μm	111
Figura 18 - Distribuição das probabilidades de fratura de coroas cerâmicas CAD/CAM nas condições “união” e “ausência de união”, em função da carga (N), para a espessura oclusal de cimento de 500 μm	112
Figura 19 - Distribuição das probabilidades de fratura de coroas cerâmicas CAD/CAM nas condições “união” e “ausência de união”, em função da carga (N), para a espessura oclusal de cimento de 600 μm	113
Figura 20 - Imagem de coroa cerâmica (Vitablocks Mark II®) com 50 μm de espessura de cimento, na condição “união”, em MEV: a) vista geral (sobreposição de imagens com 30X de aumento) e b) detalhamento da cerâmica, do cimento e do troquel em G-10, em aumentos crescentes, na região de origem de fratura	114

- Figura 21 - Imagem de coroa cerâmica (Vitablocks Mark II®) com 500 µm de espessura de cimento, na condição “união”, em MEV: a) vista geral (sobreposição de imagens com 30X de aumento) e b) detalhamento da cerâmica em aumentos crescentes, demonstrando a origem da fratura no ângulo interno ocluso-axial da coroa cerâmica 115
- Figura 22 - Imagem de coroa cerâmica (Vitablocks Mark II®) com 500 µm de espessura de cimento, na condição “união”, em MEV: a) vista geral (sobreposição de imagens com 30X de aumento) e b) detalhamento das fendas formadas entre a cerâmica e o cimento, em aumentos crescentes 115
- Figura 23 - Imagem de coroa cerâmica (Vitablocks Mark II®) com 50 µm de espessura de cimento, na condição “ausência de união”, em MEV: a) vista geral (sobreposição de imagens com 30X de aumento) e b) detalhamento em aumentos crescentes, das camadas de cerâmica, PDMS, cimento resinoso e G-10 116
- Figura 24 - Imagem de coroa cerâmica (Vitablocks Mark II®) com 500 µm de espessura de cimento, na condição “ausência de união”, em MEV: a) vista geral (sobreposição de imagens com 30X de aumento) e b) detalhamento em aumentos crescentes, das camadas de cerâmica, PDMS, cimento resinoso e G-10 116

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Estudos clínicos para avaliação da sobrevivência de coroas cerâmicas	31
Quadro 2 - Espaços oclusais para cimentação ou espessura de cimento (μm) em coroas e infra-estruturas CAD/CAM, segundo a literatura	39
Quadro 3 - Propriedades elásticas dos materiais utilizados no modelo de elementos finitos (E = módulo elástico e ν = coeficiente de Poisson)	77
Quadro 4 - Grupos experimentais submetidos aos testes monotônicos para determinação da carga para fratura das coroas cerâmicas	94
Tabela 1 - Cargas para fratura de cerâmica feldspática (Vitablocks Triluxe®) observadas experimentalmente (Cobs) e calculadas (Ccalc) através dos dados da AEF, para as diferentes condições de união e espessura de cimento	98
Tabela 2 - Tensões principais (MPa) nas superfícies cimentantes de coroas cerâmicas submetidas ou não à carga, utilizando-se ou não simulação de contração de polimerização (CP), para as condições “união” ou “ausência de união” e diferentes espessuras de cimento	102

Tabela 3 -	Tensões principais (MPa) nas superfícies cimentantes dos ângulos internos ocluso-axiais das coroas cerâmicas submetidas ou não à carga, utilizando-se ou não simulação de contração de polimerização (CP), para as condições “união” ou “ausência de união” e diferentes espessuras de cimento	103
Tabela 4 -	Tensões principais (MPa) na camada de cimento sob o ponto central das coroas submetidas ou não à carga, utilizando-se ou não simulação de contração de polimerização (CP), para as condições “união” ou “ausência de união” e diferentes espessuras de cimento	104
Tabela 5 -	Tensões principais (MPa) na camada de cimento na região do ângulo ocluso-axial, sob coroas submetidas ou não à carga, utilizando-se ou não simulação de contração de polimerização (CP), para as condições “união” ou “ausência de união” e diferentes espessuras de cimento	105
Tabela 6 -	Tensões principais (MPa) nas superfícies cimentantes de coroas cerâmicas submetidas ou não à carga, devidas à taxas crescentes de contração axial de polimerização (CP), para a condição “ <u>união</u> ” entre cerâmica e cimento, com diferentes espessuras de cimento	106
Tabela 7 -	Tensões principais (MPa) nas superfícies cimentantes de coroas cerâmicas submetidas ou não à carga, devidas à taxas crescentes de contração axial de polimerização (CP), para a condição “ <u>ausência de união</u> ” entre cerâmica e cimento, com diferentes espessuras de cimento	106

Tabela 8 - Cargas para fratura observadas experimentalmente em coroas cerâmicas CAD/CAM (_{obs} L) para diferentes condições de espessura de cimento	108
---	-----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

10-MDP = 10-Metacriloiloxidecil Diidrogênio Fosfato

4-META = 4-Metacriloloxietil Trimellitato Anidrido

AEF = Análise de Elementos Finitos

AHF = Ácido Hidrofluorídrico

ANSI/ADA = American National Standard/American Dental Association

α - coeficiente de expansão térmica

Bis-GMA = Bisfenol A glicidil metacrilato

CAD/CAM = Computer Aided Design/Computer Aided Machine

CIV = Cimento de Ionômero de Vidro

cSt = centistoke

°C = grau centígrado

dB = decibel

ΔT - gradiente térmico

ε - módulo de elasticidade

fator C = fator cavitário

FTIR = Fourier Transformation Infra Red

GPa = Gigapascal

HEMA = Hidroxietil Metacrilato

ISO = International Organization for Standardization

kHz = Kilohertz

mm = milímetro

MPa = Megapascal

γ -MPTS - γ -metacriloxipropiltrimetoxisilano

N = Newton

n = número de amostras de um grupo

N/mm² = Newtons por milímetro quadrado

N/s = Newton por segundo

NEMA G-10 = National Electrical Manufacturers Association Grade G-10

nm = nanômetro

-OCH₃ = Radical metoxi

Ø = diâmetro

PDMS = poli (di-metilsiloxano)

poliHEMA = poli (hidroxietil metacrilato)

s = segundos

-Si-O-Si- = Siloxano

-Si-OH = Silanol

σ - tensão

TEGDMA - Tetraetilenoglicol Dimetacrilato

UDMA = Uretano Dimetacrilato

ν - coeficiente de Poisson

YTZP - zircônia estabilizada por ítria (do inglês: "yttria tetragonal zirconia polycrystal")

May LG. Efeito da espessura oclusal do cimento e da sua união à cerâmica na resistência à fratura de coroas CAD/CAM: método de elementos finitos e testes monotônicos [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2010.

RESUMO

Neste estudo avaliou-se a influência da espessura oclusal do cimento e de sua união à cerâmica na resistência à fratura de coroas CAD/CAM. O software COMSOL Multiphysics® foi utilizado para análise de elementos finitos (AEF) em modelos axi-simétricos bidimensionais de coroas de cerâmica vítrea estilizadas, com espessura oclusal de 1,5 mm, cimentadas à troqueis de material análogo à dentina quanto ao módulo elástico e potencial de união à resina composta (NEMA G-10 International Paper, USA). Variou-se as espessuras oclusais de cimento resinoso de 50 a 500 μm . Uma carga de 500 N foi aplicada com um pistão de extremidade circular plana (2 mm de diâmetro) sobre as coroas. A contração de polimerização do cimento foi simulada através de contração térmica. O contato entre cimento e cerâmica foi configurado para “união” e “ausência de união”. O contato cimento-troquel foi sempre do tipo “união”. As tensões dadas pela AEF foram utilizadas para o cálculo de cargas para fratura, levando-se em conta os efeitos deletérios da usinagem e do condicionamento ácido relatados na literatura. As coroas (Mark II, Vita Zhanfabrik, Germany) foram usinadas (CEREC InLab, Sirona, Germany), condicionadas e cimentadas (Multilink Automix, Ivoclar, Lietchstein) à troqueis de NEMA G-10 (n=6). Para a produção de corpos-de-prova na condição “ausência de união”, aplicou-se uma fina película de poli(dimetilsiloxano) 30,000 cSt na superfície interna das coroas. As coroas foram submetidas à carregamento de 5N/s, com pistão de NEMA G-10, de extremidade plana e 2 mm de diâmetro. As fraturas radiais foram detectadas por sensor acústico. A magnitude das tensões resultantes da contração de polimerização dependeram da condição de união à cerâmica e da espessura oclusal de cimento. As cargas médias para fratura (N) de coroas com “união” ao cimento foram de 673,5 N, na espessura de 50 μm e de 300,6 N na espessura de 500 μm . Na “ausência de união”, as cargas para fratura foram de 308,3 N para 50 μm , e de 233,3 N para 500 μm . Para 50 μm de espessura de cimento, a carga para fratura de coroas “unidas” foi ao menos 2 vezes maior que a de coroas “não-unidas”, tanto experimentalmente quanto através de cálculo com base na AEF. O efeito benéfico da união foi perdido quando a

espessura de cimento foi maior de 500 μm . A resistência à fratura decresceu com o aumento da espessura do cimento. As cargas calculadas utilizando-se AEF e as experimentais foram comparáveis para a avaliação das implicações mecânicas da espessura oclusal de cimento.

Palavras-chave: Cerâmicas. Carga para fratura. Tensão de tração. Análise de elementos finitos. Testes monotônicos. Cimentos de resina. Espessura de cimento. União.

1 INTRODUÇÃO

A Odontologia, como ciência que abrange procedimentos restauradores e reabilitadores, não pode furtar-se à busca de técnicas e materiais que possam atender às necessidades funcionais e estéticas dos pacientes, com qualidade e longevidade cada vez maiores. As cerâmicas odontológicas são cada vez mais utilizadas e pesquisadas, não só por suas características ópticas superiores, mas também pelo desenvolvimento de materiais mais confiáveis e da utilização dos sistemas CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Machine), que permitem o projeto e a usinagem automatizada das restaurações, tornando mais ágil o seu processo de confecção.

A fabricação de coroas ou infra-estruturas cerâmicas usinadas tem se tornado parte da rotina de laboratórios e clínicas dentais. Além disso, novos materiais para confecção de restaurações cerâmicas por sistemas CAD/CAM vem sendo constantemente lançados no mercado odontológico. Este cenário, resultado do anseio por trabalhos restauradores que devolvam naturalidade aos arcos dentários e ao sorriso, parece apontar para a utilização predominante de cerâmicas para CAD/CAM, como materiais restauradores indiretos, nos próximos anos ou décadas.

Apesar de todo o desenvolvimento e utilização crescente, os critérios para a avaliação da qualidade das restaurações produzidas por processos CAD/CAM não estão bem estabelecidos. Dentistas e técnicos de laboratório conhecem pouco sobre as adaptações internas das coroas, resultantes de suas usinagens. A adaptação marginal tem sido alvo de maior investigação (Kawai et al., 1995; Lin et al, 1998; Quintas et al., 2004, Coli; Karlsson, 2004; Bindl; Mörmann, 2005; Bindl; Mörmann, 2007), em virtude da preocupação com o surgimento de lesões

de cárie secundárias ou com o desenvolvimento de doença periodontal. No entanto, não há evidências clínicas dessa associação (Mjör; Toffenetti, 2000).

Alguns trabalhos mostram que a adaptação oclusal interna de coroas usinadas a partir de diferentes materiais cerâmicos, fabricadas por diferentes sistemas CAD/CAM, pode variar amplamente, desde 24 μm , nas pontas de cúspides, a 634 μm , nas fossas centrais (Lin et al., 1998). Em algumas coroas são encontrados valores tão discrepantes quanto 1.316 μm (Luthard et al., 2004). A maior parte dos trabalhos parece indicar que os espaços oclusais médios ficam entre 100 e 200 μm (Boening et al., 2000; Kokubo et al. 2005; Nakamura et al., 2005; Kunii et al., 2007). Apesar de alguns desses sistemas permitirem a previsão destes espaços pelo programa para CAD, o resultado final não é bem controlado (Luthardt et al., 2004; Nakamura et al., 2005; Reich et al., 2005; Kunii et al., 2007). Tal variação irá resultar em diferentes espessuras de cimento após a instalação das coroas.

O efeito da espessura de cimento na resistência à fratura das restaurações cerâmicas tem recebido pouca atenção e os resultados obtidos nos estudos são conflitantes. Proos et al.(2003) e Rekow et al. (2006) encontraram pouco ou nenhum efeito da espessura de cimento nas tensões geradas em restaurações cerâmicas. No entanto, Scherrer et al. (1994) observou decréscimo significativo na resistência característica (valor que corresponde à 63,2% da probabilidade de falha segundo a distribuição de Weibull), quando a espessura de cimento sob pastilhas cerâmicas aumentou de 26 μm para 297 μm . Portanto, a influência sobre a resistência à fratura das cerâmicas e sua durabilidade estrutural permanece indefinida.

Outro fator relacionado à cimentação, que possivelmente afeta a resistência à fratura de restaurações cerâmicas é a qualidade da união estabelecida entre cerâmica e cimento. Apesar de não haver uma comprovação direta dessa teoria, pode-se inferir que existe relação entre união e resistência à fratura, visto que estudos comparando cimentação

adesiva e convencional tem demonstrado que coroas cimentadas adesivamente suportaram cargas mais altas para fratura (Mörmann et al., 1998; Blind et al., 2006; Al-Makramani et al., 2008).

O estudo de procedimentos e fatores que possam melhorar o desempenho clínico das cerâmicas odontológicas, fornecendo referências de conduta aos profissionais da área, é necessário e plenamente justificável.

Estudos clínicos sobre a sobrevivência de restaurações cerâmicas são limitados. São reportados percentuais de falhas desde 0 até 8 %, dependendo da localização no arco, tempo de uso (1,5 a 10 anos) e material utilizado (Pröbster, 1996; Lehner et al., 1997; Odén et al., 1998; McLaren; White, 2000; Segal et al., 2001; Blind; Mörmann, 2004; Blind; Mörmann, 2005; Kelly, 2004). A associação entre a taxa de sobrevivência com fatores relacionados com a cimentação é ainda mais rara. Apenas um estudo clínico evidencia a importância da união entre cerâmica e agente cimentante (Malament; Socranski, 2001).

Testes mecânicos e análise de elementos finitos permitem a obtenção mais rápida de resultados do que estudos clínicos, e podem auxiliar na investigação inicial desses fatores, fornecendo algumas orientações para a usinagem e a cimentação de coroas cerâmicas, com o objetivo de prolongar a longevidade dessas restaurações.

Não está claro na literatura científica se os fatores espessura oclusal do cimento e união cimento/cerâmica podem afetar a resistência à fratura de restaurações cerâmicas, por modificarem a capacidade de absorção e de distribuição das tensões em resposta à cargas aplicadas. Por isso, este trabalho orienta-se para a investigação do efeito desses fatores nas cargas para fratura de coroas de cerâmica feldspática, através de testes monotônicos de compressão e da análise de elementos finitos, considerando-se pela primeira vez, a influência da contração de polimerização do cimento resinoso nesses resultados.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 As cerâmicas como materiais odontológicos restauradores

As cerâmicas dentais são composições de duas ou mais fases, entre os quais a matriz é normalmente um vidro, o qual é parcialmente reforçado por partículas cristalinas ou vítreas de alta-fusão. No caso de cerâmicas policristalinas, a matriz não é um vidro, mas sim óxido de alumínio ou de zircônio, e o reforço não é dado pelo acréscimo de partículas, mas sim por átomos modificadores ou estabilizadores de fase (Kelly, 2008).

As primeiras tentativas de uso de cerâmicas na Odontologia foram feitas por Dubois de Chemant, em 1774 (a porcelana dental constava de uma mistura de argila, quartzo e feldspato). O acréscimo de leucita deu-se por volta de 1950, no desenvolvimento das cerâmicas para recobrimento das restaurações metalocerâmicas. O uso de restaurações totalmente cerâmicas ganhou popularidade nos anos 80, quando surgiram os sistemas Dicor (Dentsply/York Division, EUA) e Cerestore (Coors Biomedical, EUA) e quando se passou a acrescentar alumina à porcelana, para aumentar sua resistência (Kelly et al., 1996).

Inicialmente, eram disponíveis apenas materiais pouco resistentes e bastante frágeis, recomendados somente para coroas de jaqueta em regiões de pouco esforço mastigatório, para restaurações parciais e para recobrimento estético em próteses parciais fixas e coroas metalocerâmicas. Hoje, com a evolução desses materiais, encontra-se disponível uma vasta gama de produtos com maior resistência e tenacidade, tais como zircônia e alumina. Para estes materiais alguns

sistemas permitem a confecção de próteses parciais fixas de até dez elementos (Sirona, 2010).

As cerâmicas odontológicas podem ser classificadas em três tipos básicos: 1) *cerâmicas predominantemente vítreas*, 2) *cerâmicas vítreas reforçadas com partículas* e 3) *cerâmicas policristalinas* (Kelly, 2008). As primeiras contêm uma matriz amorfa, com alto conteúdo de vidro feldspático, baseadas em óxido de silício e de alumínio, com pequenos acréscimos de outras partículas para controlar propriedades ópticas e melhorar as propriedades térmicas. São altamente estéticas e podem ser usadas para a confecção de facetas, *onlays*, *inlays* e para recobrimento estético de infra-estruturas. As segundas apresentam uma base vítrea que é acrescida de componentes cristalinos, tais como leucita, óxido de alumínio, óxido de zircônio, dissilicato de lítio ou vidros de alta fusão, para melhorar suas propriedades mecânicas e controlar algumas propriedades ópticas, como opalescência, cor e opacidade. Podem ser utilizadas para coroas unitárias. As policristalinas não apresentam componentes vítreos e os átomos são densamente arranjados em uma estrutura cristalina, tornando-as muito mais resistentes à propagação de trincas, mas também mais opacas. Devido à opacidade, são indicadas para a confecção de infra-estruturas para coroas e próteses parciais fixas (Kelly, 2004; Kelly, 2008).

A cerâmica utilizada no presente estudo - Vitablocs Mark II® (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen - Alemanha), para usinagem pelo sistema CEREC (Sirona, Bensheim - Alemanha) - é uma cerâmica vítrea de estrutura feldspática fina, indicada pelo fabricante para confecção de facetas, *inlays/onlays* e também para coroas anteriores e posteriores (Vita Zahnfabrik, 2010).

2.1.1 Propriedades mecânicas

A cerâmicas são geralmente materiais muito frágeis, o que significa que elas não podem ser dobradas ou deformadas em qualquer extensão sem trincar ou quebrar. São muito rígidas, com alto limite elástico e muito baixa percentagem de elongação (menos de 1%). Como a maioria dos materiais frágeis elas são bastante resistentes em compressão, mas relativamente fracas quando submetidas à tensões de tração. A sua resistência à tração é de apenas 4% da resistência à compressão (Ferracane, 2001). A propagação de trincas a partir de falhas existentes em sua superfície ou no seu volume são as responsáveis pelo pobre comportamento mecânico das cerâmicas sob tração (Anusavice, 2003).

A resistência à fratura das cerâmicas é resultado do tamanho, do tipo e da distribuição das falhas, da tenacidade de fratura e da influência da água. Esta medição pode ser influenciada por fatores externos, entre outros, tratamento de superfície e tipo de cimento utilizado. Enquanto resistência é uma medida condicional, tenacidade é uma propriedade inerente, que pode permitir a comparação de diferentes materiais. A tenacidade é uma característica intrínseca das cerâmicas, relacionada com a tensão crítica de tração necessária para induzir propagação da abertura nas pontas das trincas (Kelly, 2004).

2.1.2 Índices de sobrevivência clínica de coroas

Estudos sobre as taxas de sobrevivência/falha tem sido predominantemente conduzidas com cerâmicas feldspáticas, vítreas

reforçados por leucita, infiltradas por vidro e com alumina policristalina. A despeito das diferenças em microestrutura, composição, métodos de processamento, e região do arco onde estavam instaladas as coroas, a maioria dos estudos mostra uma taxa de sucesso de mais de 90%, após tempos variáveis de serviço (Della Bona; Kelly, 2008).

No Quadro 1, consta um resumo de alguns estudos clínicos realizados para verificar a taxa de sobrevivência de coroas cerâmicas anteriores e posteriores, bem como os tipos de falhas encontrados. Os dados provenientes de estudos clínicos são limitados a poucos materiais e a maioria tem um período de acompanhamento curto (menor que 5-6 anos), mas parecem mostrar que as cerâmicas são materiais confiáveis mecanicamente (mais de 90% de sobrevivência).

Coroas anteriores apresentam menores taxas de insucesso do que as posteriores (Della Bona; Kelly, 2008; Quadro 1; Pjetursson et al., 2007). Pode ser observado também que, como são materiais friáveis, as falhas ocorrem principalmente devido à fraturas da cerâmica de cobertura (lascamento) ou na espessura total da restauração. As complicações biológicas são menos freqüentes, e segundo Della Bona; Kelly (2008), no caso de lesões de cárie secundárias, as mesmas são provavelmente uma resposta às condições do hospedeiro e não relacionadas ao material.

Quadro 1 - Estudos clínicos para avaliação da sobrevivência de coroas cerâmicas

Descrição do material (infraestrutura ou camada única)	Método de confecção (autor(es), ano)	coroas anteriores		Tipo de falha ou complicação (%)	Período
		Número (% sobrevivência)	coroas posteriores Número (% sobrevivência)		
Cerâmica de óxido de alumina infiltrado por vidro (InCeram® Alumina)	"Slip cast" (Pröbster, 1996)	28 (100%)	68 (100%)	Lesões de cárie secundárias, perda de retenção, lascamento	56 m
	"Slip cast" (Pröbster, 1996)	61 (100%)		Lesões de cárie secundárias, problemas endodônticos	4-35 m
	"Slip cast" (McLaren; White, 2000)	97 (98%)	100 (93.8% - molares) (93.5% - pré-molares)	Fratura da infra-estrutura (1.8%), lascamento (0.9%)	36 m
	"Slip cast" (Segal et al., 2001)	177 (98.9%)	369 (99.2%)	Fratura da infra-estrutura (0.4%), lascamento (0.5%)	6 anos
	CAD-CAM (Blind; Mormann, 2004)	18 (91.7%)	---	Fratura completa	45.2 m
Cerâmica feldspática (Mark II®)	CAD-CAM (Blind; Mormann, 2004)	18 (94.4%)	---		
	CAD/CAM (Bindl; Mormann, 2005)	---	70 coroas (97% - molares) (94.6% - pré-molares)	Fratura completa (4%), falha endodôntica (7%), fratura vertical da raiz (4%)	55±15 m
Cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPS-Empress®)	Injetável (Lehner et al., 1997)*	41 (92,7%)*	37 (97,3%)*	Fratura completa; fratura cervical	19.7± 8.5 m
Cerâmica à base de alumina (Procera®)	CAD/CAM (Odén et al., 1998)	17 (100%)*	83 (94%)*	Fratura da infra-estrutura (3%), lascamento (2%), lesão de cárie secundária (1%)	5 anos

* valor calculado a partir dos dados fornecidos pelos autores

2.2 Utilização de tecnologias CAD/CAM para confecção de restaurações cerâmicas

Vários sistemas CAD/CAM tem sido contínua e rapidamente desenvolvidos e estão disponíveis para a usinagem de coroas e de infra-estruturas unitárias e parciais. O sistema CEREC foi o primeiro sistema CAD/CAM, idealizado e desenvolvido por Mörmann; Brandestini, no começo da década de 1980 (Mörmann, 2006). A última atualização das unidades para usinagem foi realizada em 2007 (CEREC MC XL e inLab MC XL, Sirona, Bensheim, Germany). Atualmente, este sistema pode usinar infra-estruturas de até 10 unidades e de realizar ajuste oclusal virtual, automaticamente (Sirona, 2010).

Basicamente, todos os blocos para produção de coroas CAD/CAM (por exemplo, Vitablocks Mark II®, ProCAD®, Vitablocs TriLuxe®) são obtidos por um processo padronizado e reproduzível, consistindo de pós de granulação fina, que produzem uma cerâmica quase livre de porosidades. Esses blocos cerâmicos produzem restaurações com maior confiabilidade, comparando-se com aquelas prensadas (injetadas) ou confeccionadas manualmente (Giordano, 2006).

Existem diferenças entre as técnicas para produção de blocos para usinagem de diferentes materiais cerâmicos. Alguns materiais podem ser cortados antes ou após a sinterização completa. As restaurações são fabricadas pela fresagem de peças no seu tamanho definitivo, a partir de blocos cerâmicos de materiais densamente sinterizados (que não apresentam contração após a sinterização) ou pela fresagem de peças com tamanho maior que o final, a partir de blocos parcialmente sinterizados, que contraem de 20 a 25% após a sinterização (Denry; Kelly, 2008; Giordano, 2006).

A usinagem de materiais completamente sinterizados (corte duro) é cerca de 8 vezes mais demorada do que a usinagem de

materiais parcialmente sinterizados (corte macio)(Giordano 2006). Além disso, segundo Kelly; Denry (2008) a usinagem mais fácil parece levar a um estado final mais consistente quando a restauração não é submetida à corte após a sinterização.

O corte de materiais previamente sinterizados pode afetar a resistência à fratura do material. Incorporação de trincas pela usinagem foi verificada através de análise das superfícies e fractográfica, em microscopia eletrônica de varredura, para as cerâmicas Vita Mark II[®] (feldspática) e Dicor[®] (vítrea). Tais falhas foram as responsáveis pela origem das fraturas nos dois materiais (Kelly et al., 1991).

2.3 Adaptação de coroas CAD/CAM

2.3.1 Adaptação marginal vs. adaptação interna: consequências biológicas e estruturais

A adaptação das restaurações indiretas há muito vem sendo considerada como um parâmetro para o sucesso clínico e a longevidade das mesmas. A especificação 96 da ANSI/ADA prevê uma espessura marginal máxima de película de 25 μm para os cimentos à base de água, fosfato de zinco e ionômero de vidro (Anusavice, 2003). Segundo Rosenstiel et al. (1998), cimentos resinosos apresentam, via de regra, espessuras maiores que 25 μm , presumivelmente devido às suas maiores viscosidades. Menores viscosidades podem ser obtidas pelo aumento de temperatura durante a manipulação desses cimentos.

Muitos estudos, tais como os de Lin et al. (1998), Quintas et al. (2004), Bindl; Mörmann (2005), Nakamura et al. (2005), Kunii et al. (2007), Souza (2007) e Rahme et al. (2008) entre outros, foram realizados

nas últimas décadas para verificar a adaptação marginal de restaurações cerâmicas, em virtude da preocupação com o surgimento de cáries secundárias ou com o desenvolvimento de doença periodontal. Mjör; Toffenetti (2000), em uma revisão de literatura sobre cáries secundárias, concluíram que, de um modo geral, não existe correlação entre a presença de cáries secundárias e fendas marginais. Heintze (2007), em uma revisão sistemática, concluiu que análise qualitativa das fendas marginais, foi incapaz de prever a performance das restaurações, in vivo. Corroborando esses achados, Sarret (2007), examinando a literatura, não encontrou qualquer evidência de que pobre qualidade marginal promove ou é causa primária para lesões de cárie secundária (recorrente). De acordo com esses achados, existe evidência de que cáries secundárias são relacionadas com a composição bacteriana do biofilme marginal e que este e higiene oral são os fatores primários para o desenvolvimento dessa patologia. Correlação com o índice gengival e com o volume de fluido crevicular foi encontrada em apenas um estudo clínico, mas não houve correlação com a profundidade de bolsas periodontais. Leve inflamação gengival apareceu onde as discrepâncias marginais foram maiores do que 75 μm (Felton et al., 1991).

A adaptação interna de uma restauração cerâmica, particularmente na região oclusal, pode ser importante para sua resistência estrutural, já que os cimentos apresentam módulo de elasticidade bem mais baixo e poderiam permitir maior ou menor concentração de tensões na cerâmica sob carga, quando presentes em maior ou menor espessura. Não existem estudos clínicos sobre a relação entre a adaptação interna das restaurações e sua sobrevivência. Alguns estudos “in vitro” foram conduzidos para verificar essa associação, mas os resultados são controversos.

De acordo com Scherrer et al. (1994), a espessura do cimento resinoso não afetou a resistência à fratura da cerâmica vítrea estudada para camadas de cimento de até 300 μm . Prakki et al. (2007)

encontrou um efeito positivo do aumento da espessura do cimento resinoso sobre a resistência à fratura de porcelana com 1 mm de espessura, mas houve ausência de efeito quando a espessura foi de 2 mm. Estes estudos utilizaram esferas de aço para a aplicação de carga, o que torna difícil projetar esses resultados para situações clínicas, devido à ínfima área de contato entre o indentador e a cerâmica, que não simula adequadamente a magnitude das forças oclusais e frequentemente provoca dano na superfície de contato ao invés de induzir a falha na superfície de tração (Kelly, 1999).

Utilizando análise de elementos finitos, Proos (2003) aumentou a espessura de cimento de 50 para 100µm, mas o pico de tensão de tração na porcelana aumentou somente 3% para cimento resinoso e 1% para fosfato de zinco. Rekow et al. (2006), também através da análise de elementos finitos, variou a espessura do cimento resinoso e do fosfato de zinco de 80 para 100 µm, mas não encontraram diferença significativa na máxima tensão principal em coroas cerâmicas.

2.3.2 Resultados de investigações das adaptações internas oclusais em coroas cerâmicas

O espaço oclusal existente entre as coroas CAD/CAM e os dentes preparados é proveniente do alívio que deve ser informado ao programa CAD, durante o desenho das restaurações, para evitar contatos com as faces oclusais/incisais dos preparos. Ou ainda, devido a desgastes realizados posteriormente à confecção da restauração, para melhorar seu assentamento (Reich et al., 2005), os quais são na realidade contra-indicados, devido à possibilidade de incorporação de falhas (Kelly et al., 1991). Certos fenômenos podem ocorrer em sistemas que se utilizam de câmeras para capturar as dimensões e as formas dos

troqueis, como um leve arredondamento das arestas, pela limitação na resolução da leitura, e/ou um leve aumento virtual nas superfícies oclusais/incisais, ambos podendo também contribuir para uma maior discrepância oclusal (Reich et al., 2005).

Os resultados existentes para a adaptação interna de coroas cerâmicas CAD/CAM parecem refletir a falta de critérios para nortear um adequado espaço oclusal para cimentação durante a confecção dessas restaurações. Vários estudos foram conduzidos para determinar a adaptação marginal e interna, produzidas por diferentes sistemas CAD/CAM, em diferentes tipos de cerâmicas, revelando uma ampla variação de resultados. Nesta sessão, será abordada a adaptação interna **oclusal** de coroas CAD/CAM, já que essa é a principal face dentária a receber as cargas funcionais e para-funcionais. Estes resultados serão descritos aqui com maior detalhe, pois serviram como referências para a seleção das espessuras de cimento avaliadas no presente estudo.

Lin et al. (1998) avaliaram a adaptação interna e marginal de 120 copings de Procera® (Nobel Biocare), usando diferentes formas de preparo em molares inferiores. Não foram realizados ajustes internos. Após cimentação com fosfato de zinco, os conjuntos coroas/troquéis foram seccionados e a espessura oclusal de cimento foi medida. A espessura de cimento nas faces oclusais variaram de $24\pm 19\text{ }\mu\text{m}$ a $73\pm 78\text{ }\mu\text{m}$ nas pontas de cúspides, e de $73\pm 80\text{ }\mu\text{m}$ a $634\pm 112\text{ }\mu\text{m}$ nas fossas centrais, conforme a forma de redução oclusal do preparo, respectivamente plana e anatômica.

Boening et al. (2000) avaliaram a adaptação *in vivo* de 80 coroas cerâmicas anteriores e posteriores Procera® All Ceram® (Nobel Biocare). A mediana e o máximo espaço interno oclusal (dentes posteriores) encontrados foram de $181\text{ }\mu\text{m}$ e $850\text{ }\mu\text{m}$, respectivamente.

Coli et al. (2004) realizaram estudo para avaliar a adaptação marginal e interna de coroas para incisivos centrais e primeiros

pré-molares superiores feitas em sistema CAD/CAM Denzir (Dentronic, Sweden). Utilizando a técnica da réplica, com as coroas Denzir (Dentronic, Sweden) assentadas sobre o modelo mestre (padrão metálico do preparo), observaram que a adaptação oclusal variou de 103 a 323 μm , para os primeiros pré-molares.

Luthardt et al. (2004) avaliaram a adaptação interna de coroas cerâmicas produzidas pelo sistema CEREC 3, através de digitalização das réplicas. Utilizando o sistema indireto de escaneamento (digitalização dos modelos dos preparos) para programa de desenho das coroas, encontraram espessuras oclusais médias de 214 a 494 μm , e máximas, de 636 a 1.316 μm , para Vitablocs Mark II[®] (Vita Zanhfabrik). Estas espessuras foram obtidas mesmo após o espaço para cimentação solicitado ao software ter sido de 0 μm . No entanto, os autores realizaram ajuste de contatos internos com brocas diamantadas, o que deixa questões sobre o que teria causado essa desadaptação: a usinagem ou o ajuste interno.

Kokubo et al. (2005) avaliaram 90 coroas de Procera[®] All Ceram[®], antes da cimentação, utilizando a técnica da réplica in vivo, sob pressão digital. Não foram realizados ajustes internos antes da cimentação. As médias das discrepâncias oclusais foram de 119 μm em pré-molares e 126 μm em molares.

Nakamura et al. (2005) estimaram o espaço interno de coroas cerâmicas (ProCAD, Ivoclar-Vivadent) fabricadas pelo sistema CAD/CAM Decsy (Media/Digital Process, Japão), utilizando uma técnica de pesagem. Os autores configuraram o programa do sistema para diferentes espaçamentos para o cimento (15 e 25 μm). Em preparos com convergência de 12 graus, as discrepâncias internas foram de 88 e 138 μm , para as configurações dos espaços de 15 μm e 25 μm , respectivamente, demonstrando discrepância entre o espaço requerido e o obtido após usinagem.

Fleming et al. (2005) estudaram a adaptação de coroas Procera[®], e encontraram variações de 30 a 130 µm nas pontas de cúspides e de 29 a 271 µm na área de fossa central, dependendo do tipo de preparo utilizado.

Bindl; Mörmann (2005), em estudo da adaptação marginal e interna de copings cerâmicos para molares fabricados por usinagem “CAD/CAM” (Cerec InLab[®], DCS[®], Decim[®], Procera[®]), colagem de barbotina “slip-cast” (In-Ceram Zircônia[®]) e prensagem a quente “hot-pressing” (Empress II[®]), encontraram espaços internos médios entre 71±30 µm, nos copings de In-Ceram Zircônia, e 136±68 µm, nos copings de Procera[®].

Kunii et al. (2007) investigaram o efeito da sinterização pós-usinagem em infra-estruturas de coroas e próteses parciais fixas feitas a partir de blocos de zircônia, pelo sistema CAD/CAM KATANA, (Noritake, Aichi, Japan). No programa utilizado para projetar os copings, foram previstos 50 µm de espaço para o cimento nas superfícies axiais e oclusais. Após a cimentação das mesmas, com carga de 2 KgF, o espaço médio preenchido pelo cimento nas superfícies oclusais das coroas foi de 101 µm.

Souza (2007), variando o desenho do término cervical para coroas em IPS ProCAD, confeccionadas pelo sistema CEREC, encontrou valores médios de discrepância interna na face oclusal de 244 a 301 µm, apesar de ter programado o software para um alívio interno de 20 µm. No entanto as mensurações foram realizadas após o ajuste interno das restaurações com brocas.

Rahmé et al. (2008), após cimentação de infra-estruturas para coroas de pré-molares, em Procera[®], verificaram espessura média oclusal de cimento de 82±45 µm.

O Quadro 2 apresenta um resumo dos dados encontrados na literatura, para a adaptação oclusal de infra-estruturas e coroas

CAD/CAM, de maneira a oferecer uma visualização geral mais clara da informação.

Quadro 2 - Espaços oclusais para cimentação ou espessura de cimento (μm) em coroas e infra-estruturas CAD/CAM, segundo a literatura

Material	Sistema CAD/CAM	Espessura (μm)	Autor(s), ano
Procera [®]	Procera [®]	24 μm a 73 μm (cúspides) 73 μm a 634 μm (fossa central)	Lin et al., 1998
		181 μm (mediana) 850 μm (valor máximo)	Boening et al., 2000
		119 a 126 μm	Kokubo et al., 2005
		30 a 130 μm (cúspides) 29 a 271 μm (fossa central)	Fleming et al., 2005
		82 μm	Rahmé et al., 2008
		136 μm	Bindl; Mormann, 2005
In Ceram Zircônia [®]	CEREC In Lab [®]	114 μm^*	Bindl and Mormann, 2005
DCS [®]	DCS [®]	110 μm^*	
Decim [®]	Decim [®]	81 μm^*	
Denzir [®]	Dentronic [®]	103 a 323 μm	Coli et al., 2004
Vitablocks MK II [®]	CEREC [®] 3	214 a 494 μm (média)* 636 a 1.316 μm (valores máximos)*	Luthardt et al., 2004
ProCAD [®]	CEREC 3 [®]	227 a 442 μm (média)* 698 a 1.202 μm (valores máximos)*	Luthardt et al., 2004
	CEREC [®]	244 to 301 μm^*	Souza, 2007
	Decsy [®]	88 μm (espaçador para 15 μm) 138 (espaçador para 25 μm)	Nakamura et al., 2005
Yttrium Zirconia	KATANA [®]	101 μm (espaçador para 50 μm)	Kunii et al, 2007

* medições realizadas após ajustes internos das restaurações

As ferramentas espaçadoras dos programas dos sistemas CAD/CAM são utilizadas com os objetivos aliviar contatos indesejáveis da restauração com o preparo, de permitir um melhor escoamento do cimento e evitar o excesso de pressão nas paredes internas da restauração. Mas os resultados após a usinagem tem demonstrado que

essas ferramentas não apresentam boa previsibilidade, uma vez que os valores encontrados foram de duas (Kunii et al., 2007) a seis vezes (Nakamura et al., 2005) maiores do que os espaços projetados, para os sistemas KATANA e DECSY, respectivamente. O sistema CEREC também permite projetar este espaço, mas nos estudo que reportaram o uso do espaçador, Lüthard et al. (2004) e Souza (2007) realizaram ajustes internos antes de medir a adaptação das coroas, o que tornou impossível avaliar a precisão do sistema para reproduzir o espaço projetado.

2.4 A cimentação de coroas cerâmicas

Um agente cimentante deve cumprir duas funções principais: vedar o espaço entre a restauração indireta e o material do núcleo preparado (dentina, metal, resina composta, outros) e unir os mesmos (Diaz-Arnold et al., 1991). Para cumprir este papel, são utilizados atualmente, sob restaurações cerâmicas, três tipos principais de agentes cimentantes (resinas compostas, ionômeros de vidro e fosfatos de zinco).

2.4.1 Cimentos resinosos vs. demais agentes cimentantes

Analisando-se as instruções para cimentação de coroas CAD/CAM, feitas por dois fabricantes bastante reconhecidos, pode-se observar que os cimentos de resina composta são indicados para todos os tipos de materiais, enquanto cimentos convencionais (ionômero de vidro e fosfato de zinco) são indicados para casos particulares, nos quais materiais reforçados ou mais opacos são usados como infra-estrutura em coroas e próteses parciais fixas. Nos manuais para instrução de

cimentação de cerâmicas feldspáticas, reforçadas por leucita e de dissilicato de lítio, a recomendação é cimentação com cimentos resinoso, preferencialmente após o condicionamento da superfície com ácido hidrofluorídrico e silanização (Vita Zahnfabrik, 2010; Ivoclar/Vivadent 2010).

Enquanto os cimentos resinosos tem a possibilidade de se unirem quimicamente à superfície cerâmica, os cimentos de fosfato de zinco unem-se à estes materiais apenas através de embricamento mecânico (Anusavice, 2003; Diaz-Arnold et al. 1999). Igualmente ionômeros de vidro convencionais ou modificados por resina apresentam apenas a possibilidade de união mecânica à superfície das cerâmicas. De acordo com Diaz-Arnold et al. (1999), os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina são contra-indicados para cerâmicas feldspáticas, devido ao seu potencial para substanciais mudanças dimensionais. Isto acontece porque a natureza hidrofílica do poliHEMA presente nesses cimentos, resulta no aumento de sorpção de água e subsequente expansão higroscópica (Martin; Jedynakiewicz, 1998), o que pode induzir à propagação de trincas, quando as tensões de tração excedem a resistência da cerâmica (Pospiech, 2002).

2.4.2 Características dos cimentos resinosos

Os agentes de união resinosos são compostos por uma matriz orgânica com partículas inorgânicas (cargas) tratadas por silano (silica ou partículas de vidro e/ou silica coloidal, 50 a 70% do peso). Eles possuem alguns monômeros adesivos incorporados, tais como HEMA, 4-META e 10-MDP (Anusavice, 2003). Segundo a literatura, 10-MDP (Tjan; Tao, 1992, Hill, 2007, Kern, 2009) e 4-META (Diaz-Arnold et al., 1999)

apresentam união com óxidos metálicos. A matriz resinosa é uma mistura de monômeros dimetacrilato aromáticos e/ou alifáticos, tais como bis-GMA, TEGDMA e UDMA, os quais formam estruturas poliméricas de ligações altamente cruzadas. Organosilanos ou titanatos e zirconatos são usados como agentes de ligação entre os componentes orgânicos e as cargas. Os grupos metoxi do silano ($-\text{OCH}_3$) são hidrolisados a silanol ($-\text{Si-OH}$). Ligações siloxano ($-\text{Si-O-Si}-$) são formadas entre os grupos silanol na superfície das cargas inorgânicas. Os grupos metacrilato formam ligações covalentes com a resina, quando a mesma é polimerizada, completando o processo de união entre as duas fases (Anusavice, 2003).

Produtos quimicamente ativados contém peróxido de benzoila em uma pasta, como iniciador, e uma amina aromática terciária (por exemplo, N, N-dimetil-p-toluidina) em outra pasta, como ativador. Quando as pastas são misturadas, esses dois componentes reagem para formar radicais livres, iniciando polimerização por adição. Resinas ativadas pela luz, contém um componente fotoativador (normalmente a canforoquinona) e uma amina como iniciador. A exposição à luz em um comprimento de onda em torno de 468 nm (azul) produz um estado de excitação da canforoquinona, a qual interage com a amina para formarem radicais livres que iniciam a polimerização por adição (Anusavice, 2003).

O módulo elástico (ϵ) dos cimentos resinosos é bastante variável, com valores entre 1,2 e 10,7 GPa, de acordo com Craig; Powers (2002). Binmahfooz; Nathanson (2008) encontraram uma variação de 2 a 7,7 GPa para sete cimentos resinosos de cura dual. Multilink Automix (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) apresentou ϵ de 6,3 GPa. Saskalauskaite et al. (2008), avaliando 5 cimentos resinosos duais, encontraram ϵ de 7,4 a 16,5 GPa.

2.5 Características da camada de cimento provavelmente associadas com a distribuição de tensões nas restaurações cerâmicas

2.5.1 Espessura do cimento

Testando estruturas em três camadas, compostas por lâminas de silício cimentadas com epóxi em um substrato vítreo, Kim et al (2003) observaram que as cargas para que ocorressem trincas radiais nos corpos-de-prova diminuíram em 4 vezes, à medida em que aumentou-se a espessura da camada adesiva e aumentaram em 2 vezes, quando o módulo elástico dessa camada foi aumentado em 1 GPa.

Não se sabe até que ponto a variação no espaço para o agente cimentante pode influenciar a resistência estrutural de cerâmicas, mas alguns pesquisadores têm se preocupado em verificar qual a importância desse fator sobre a distribuição de tensões nesses materiais e sobre as cargas para fratura dos mesmos.

Scherrer et al. (1994), determinou a resistência à fratura de uma cerâmica feldspática usinável (Macor, Corning, USA) cimentada à resina composta, variando a espessura e o tipo de cimento (fosfato de zinco com $33 \pm 8 \mu\text{m}$ a $128 \pm 8 \mu\text{m}$; resina composta com $26 \pm 11 \mu\text{m}$ a $297 \pm 48 \mu\text{m}$). A carga foi aplicada com uma ponta esférica de aço, no centro da cerâmica. A resistência da cerâmica não variou com as diferentes espessuras de fosfato de zinco, mas a resistência característica da cerâmica diminuiu gradativamente, à medida que a espessura de cimento resinoso aumentou. A diferença entre 26 e 297 μm de cimento resinoso foi significativa. No entanto os autores concluíram que a espessura de cimento não afetou a resistência à fratura da cerâmica.

Tuntiprawon et al. (1995), utilizando um número crescente de espaçadores no modelo do preparo, para a confecção de coroas de “jaqueta” com diferentes espessuras de cimento, verificaram que a carga para fratura diminuiu de 408 N para 324 N, quando a espessura média de cimento de fosfato de zinco nas paredes axiais aumentou de 73,3 μm para 122 μm .

Proos et al. (2003) realizou análise de elementos finitos em modelos bidimensionais axi-simétricos para verificação da resposta em termos de distribuição das tensões principais em coroas de alumina infiltrada por vidro cimentada com fosfato de zinco e cimento resinoso, em duas diferentes espessuras: 50 e 100 μm . A aplicação da carga de 600N foi localizada no centro da coroa, em uma área circular, de diâmetro 3,2 mm. A máxima tensão de tração na porcelana aumentou em apenas 3% quando a espessura de cimento resinoso passou de 50 para 100 μm . Para fosfato de zinco, o efeito foi ainda menor: 1%. Os autores concluíram que o efeito da espessura de cimento foi mínimo.

Investigando o efeito das camadas intermediárias adesivas na indução de trincas radiais por contato em materiais friáveis (estruturas de silício-epóxi-vidro), experimentalmente e por AEF, Hsueh et al. (2003) encontraram que o aumento da espessura da camada adesiva intermediária (epóxi), de 1 para 1000 μm , fez com que a carga crítica para iniciação das trincas na cobertura de silício diminuísse de cerca de 1000 N para 250 N.

Rekow et al. (2006), utilizando análise de elementos finitos em coroas cerâmicas, variou a espessura da camada de cimento de 80 para 100 μm . Encontraram pouca influência do fator espessura de cimento sobre o aumento das tensões máximas nas coroas (5%), quando aplicada carga de 200 N. A cerâmica feldspática apresentou maior tensão quando sobre uma camada de cimento mais espessa, mas a zircônia não apresentou esta diferença.

Prakki et al. (2007) avaliaram a resistência à compressão de pastilhas de cerâmica (Duceram Plus, Degussa) cimentados com um cimento resinoso à dentina em três diferentes espessuras (100, 200 e 300 μm). Carga de compressão foi aplicada através de uma esfera de aço de 2 mm de diâmetro. Nas pastilhas cerâmicas com 1 mm de espessura, o aumento na camada de cimento aumentou a resistência à fratura da cerâmica. Naquelas com 2 mm, não houve diferença entre as diferentes espessuras de cimento.

Silva et al. (2008) cimentaram discos de cerâmica Dicor[®] à blocos de resina, utilizando espessuras maiores que 100 μm e menores que 100 μm . Após armazenamento em água por 24-48 horas, verificaram que a confiabilidade da cerâmica diminuiu, de 90% para uma espessura média de cimento de 72 μm para 82%, para uma espessura média de 149 μm .

2.5.2 União entre cimento e cerâmica

A união entre a superfície interna da cerâmica e o agente cimentante é fundamental para a retenção da restauração. Segundo Nakabayashi; Pashley (2000), a adesão química, física ou mecânica ou ainda, o embricamento mecânico são mecanismos que promovem a união entre dois materiais.

Testando estruturas de silício-cimento-vidro, utilizando diferentes cimentos, Kim et al. (2003) verificaram que a união entre a cobertura e o cimento é muito importante para a resistência do conjunto, pois observaram que a delaminação (descolamento das camadas) estava diretamente relacionada com a diminuição na carga crítica para ocorrência de fraturas radiais, pois permitiu não só a separação entre a cobertura e o substrato, mas também, o deslocamento das bordas da

cobertura de silício para cima, aumentando a flexão na região sob a aplicação de carga. A carga para fratura radial de corpos-de-prova sem delaminação foi 4 vezes maior do que a de corpos-de-prova com delaminação anterior à aplicação de carga.

Alguns estudos tem demonstrado que o uso de cimentos adesivos pode melhorar não somente a resistência de união, mas também a resistência à fratura de restaurações cerâmicas.

Mormann et al. (1998), estudando o efeito do tipo de cimento utilizado (não adesivo e adesivo) sobre a resistência à fratura de restaurações CAD/CAM (Vita Mark II[®]), verificaram que as coroas com adesão ao cimento (Panavia 21[®]) apresentaram os maiores valores de carga para fratura do que aquelas sem adesão (cimentadas com fosfato de zinco).

Comparando tipos de cimento (fosfato de zinco e resina composta), Scherrer et al. (1994) verificaram que quando o cimento resinoso foi utilizado, a resistência característica da cerâmica foi cerca de 75% mais alta do que quando usou-se o fosfato de zinco. Esta diferença foi atribuída à adesão do cimento resinoso à cerâmica e à estrutura de suporte. Os autores propuseram possíveis explicações para o aumento observado na cerâmica aderida vs não-aderida: 1) o tratamento ácido da superfície da cerâmica, com aumento do raio de curvatura nas extremidades das falhas da superfície, reduzindo a probabilidade de propagação de trincas; 2) a cobertura de tais falhas com agente silano e cimento resinoso; 3) a união química entre cimento, cerâmica e suporte, que produz tensão de cisalhamento nas interfaces, aumentando a carga para fratura aparente da cerâmica.

O mecanismo de reforço que os cimentos resinosos exercem sobre as porcelanas tem sido reportado na literatura. O efeito dos cimentos resinosos sobre o reforço das porcelanas foi demonstrado por Rosenstiel et al. (1993), com 40% de aumento na resistência flexural

pela aplicação de uma camada de compósito de 0,1 mm de espessura à uma pastilha de cerâmica vítrea condicionada com ácido e silanizada.

Addison; Fleming (2004) compararam a resistência flexural de discos de porcelana condicionados com ácido hidrofúorídrico e jateados com alumina antes e após a aplicação de uma camada de resina, e verificaram que a cobertura com cimento resinoso aumentou significativamente a resistência flexural dos discos em ambas as condições, especialmente para os discos jateados com alumina. Os autores atribuíram o efeito maior nos discos jateados à maior rugosidade e às condições para melhor embricamento do cimento à superfície tratada da porcelana.

Fleming et al. (2006), testaram coberturas com cimento resinoso (Compolute[®] e Unicem[®]) em porcelana e verificaram aumentos de 28 e 48% na resistência, para os dois cimentos respectivamente, após polimento das superfícies dos discos com papéis abrasivos até granulação 4000.

Addison et al. (2008) confirmaram o efeito positivo de cobertura com resina sobre a resistência flexural de cerâmica feldspática após diferentes tratamentos de superfície (polimento, polimento-identação, abrasão à ar com alumina).

Isgró et al. (2010) também observaram que a cobertura com cimento resinoso na superfície inferior de discos cerâmicos jateados com alumina aumentou a capacidade de deflexão das suas superfícies superiores, quando comparada com discos não cobertos.

Pagniano et al. (2005), através de testes de resistência flexural biaxial, investigaram o efeito da camada de cimento resinoso (Nexus 2[®]) na resistência característica de dois materiais cerâmicos (IPS-Empress e IPS-Empress II). Os espécimes com cimento foram capazes de suportar maiores tensões antes de iniciar a fratura. Ao discutir o resultado, os autores sugeriram que a penetração de moléculas de silano e o mecanismo de formação de pontes adesivas, colocando a cerâmica

sob tensão de compressão, devido à contração de polimerização, preveniriam a abertura das trincas. Os autores concluíram que a camada de cimento resinoso, após condicionamento ácido e silanização aumentou significativamente a resistência característica das cerâmicas.

Al-Makramani et al. (2008) investigaram a influência de diferentes agentes cimentantes (fosfato de zinco Elite[®], ionômero de vidro Fuji I[®] e resina composta Panavia F[®]) na resistência à fratura de copings de Procera AllCeram[®] cimentados a troquéis metálicos de primeiros pré-molares superiores. A cimentação com Panavia F resultou na maior resistência à fratura (1953 N), seguido de Elite (1092 N) e de Fuji I (785 N). Houve diferença significativa entre os três cimentos. Examinando o modo de fratura dos espécimes, os autores encontraram fraturas severas dos copings cimentados com fosfato de zinco e ionômero de vidro, em contraste com os cimentados com Panavia, que apresentaram fraturas mínimas sem perda do coping. Segundo os autores, a retenção do Panavia na superfície do coping pode ser a razão para essa diferença no modo de fratura entre os grupos. Além disso, os autores consideraram que o uso de silano na superfície da cerâmica, anteriormente à aplicação do cimento resinoso, diminuiu a tensão nas extremidades das trincas, o que restringiu a propagação da mesma dentro da infra-estrutura.

Magne et al. (1999), utilizando análise de elementos finitos, indicou que a contração da resina coloca a cerâmica aderida sob tensão de compressão, o que poderia ajudar a proteger a cerâmica das tensões de tração.

Para uma boa união, as superfícies das partes a serem unidas devem permitir uma estreita ligação entre as moléculas do agente de união e da restauração. Esta união deve ser forte o suficiente para suportar as tensões que são geradas pela contração de polimerização. Um requisito fundamental é que as superfícies estejam limpas, secas e livres de gordura. A contaminação (com umidade, por exemplo) reduz a

energia de superfície (Pospiech, 2002). Klosa et al. (2009) verificaram que dissilicato de lítio contaminado (com saliva ou com saliva e isolante de silicone) apresentou uma diminuição significativa na resistência de união à tração.

Fatores tais como, tratamento de superfície, silanização e contração de polimerização podem influenciar na união entre cimento e cerâmica, o que poderia também modificar sua resistência à fratura. Esses fatores serão revistos a seguir.

2.5.2.1 Tratamento de superfície

Uma boa união com a resina depende de embricamento micromecânico e de união química com a superfície da cerâmica. A união é favorecida na presença de rugosidades e após limpeza para uma adequada ativação da superfície (Blatz et al., 2003). A união do cimento com as cerâmicas dentais depende da sua microestrutura e ainda, do tratamento de superfície utilizado (Della Bona, 2000).

De acordo com Kern (2009), os métodos de tratamento da superfície incluem condicionamento com ácido hidrofluorídrico, abrasão com brocas diamantadas, abrasão por jateamento de partículas, silicatização, spray de plasma com hexametildissiloxano, aplicação de camada de porcelana de baixa fusão, ou técnica da infiltração seletiva e condicionamento.

Condicionamento com soluções de ácido hidrofluorídrico, nas concentrações de 2,5 a 10%, podem proporcionar esta modificação em textura e rugosidade na superfície de cerâmicas com matriz vítrea, removendo seletivamente esta matriz e expondo as estruturas cristalinas (Blatz et al., 2003).

Resultados de testes de resistência flexural para comparação entre cerâmica condicionada e não-condicionada, após silanização e aplicação de cimento resinoso, mostraram que esses procedimentos não afetam a resistência à fratura de porcelanas, quando um procedimento adesivo segue o tratamento da superfície. Em análise da topografia superficial após o condicionamento, por microscopia eletrônica de varredura, verificou-se que ocorre dissolução seletiva das fases e que diferentes tempos (30 segundos a 5 minutos) promovem diferentes profundidades de alterações superficiais, as quais não alteram significativamente a resistência (Yen et al., 1993).

Lüthy et al. (1991) testaram a resistência flexural em 3 pontos de cerâmicas usinadas pelo sistema CEREC (Vita Mark II®), antes e após condicionamento ácido (ácido hidrófluorídrico 5%). A resistência flexural média de Vita Mark II® variou de 77,7 MPa no grupo não-condicionado, para 73,5 MPa no grupo condicionado. No entanto essa diferença não foi estatisticamente significativa.

Em contraste ao estudo anterior, Addison et al. (2007), testando o efeito de diferentes concentrações de ácido hidrófluorídrico (5, 10 e 20%) e períodos de condicionamento (45, 90 e 180 segundos) na resistência flexural de uma porcelana (Vitadur Alpha®) verificaram uma redução significativa da resistência flexural, devida ao condicionamento. Diferentes concentrações e tempos também foram significativos.

Hooshmand et al (2008) também verificaram que o condicionamento ácido (ácido hidrófluorídrico 9%) reduziu a resistência flexural de cerâmica leucítica em 13%, e a de dissilicato de lítio, em 11%. Neste estudo não foi realizada aplicação de cimento sobre a superfície condicionada.

Malament; Socransky (2001), em estudo clínico de sobrevivência de coroas Dicor®, após 16 anos de instalação, observaram que aquelas coroas que foram submetidas à condicionamento ácido anteriormente à cimentação, tiveram maior longevidade do que aquelas

que não haviam sido condicionadas. A probabilidade de sobrevivência para coroas cimentadas em dentina, foi de 75% para condicionadas, e de 43% para não-condicionadas.

2.5.2.2 Silanização

A aplicação de um agente silano à uma superfície cerâmica previamente tratada, fornece uma ligação covalente e pontes de hidrogênio com a cerâmica à base de sílica (vítrea) e aumenta a energia de superfície da mesma, diminuindo o ângulo de contato e aumentando sua molhabilidade (Blatz et al, 2003). Aplicação de silano após o condicionamento ácido aumentou a resistência à microtração da união entre cimento resinoso e cerâmica feldspática (Brentel et al., 2007).

Em estudos realizados por Shen et al. (2004) e Hooshmand et al. (2002), ar quente e secagem das superfícies silanizadas produziu maior resistência de união entre a resina composta e cerâmicas leucíticas do que a secagem ao ar e temperatura ambientes.

A resistência de união ao cisalhamento também foi maior após tratamento térmico do silano por 60 minutos a 60 °C (Barghi et al., 2000). O aquecimento do silano até 100°C após sua aplicação na superfície de cerâmicas vítreas, resultou em uma resistência de união ao cisalhamento duas vezes maior do que o não aquecimento (Roulet et al, 1995). O efeito do aquecimento é hipoteticamente associado com a eliminação de água, álcool e outros sub-produtos da reação e, também à completa reação de condensação entre silano e sílica (Plueddemann, 1991).

Segundo Hooshmand et al. (2002), o uso de “microbrush” ao invés de imersão, parece resultar em melhor resistência de união, por produzir uma camada supostamente mais fina de silano, já que uma camada mais espessa poderia afetar negativamente a união.

Hooshmand et al. (2004) testaram a hidrólise e a estabilidade química de soluções pré-ativadas de silano, nos tempos de 15 minutos, 2 horas, 24 horas, 1 semana, 1 mês, 6 meses e 1 ano após o preparo das soluções e verificaram que a efetividade adesiva de soluções pré-ativadas de γ -metacriloxipropiltrimetoxisilane (γ -MPTS), ácido acético e etanol não se deterioram mesmo quando armazenadas por até 1 ano.

2.5.2.3 Contração de polimerização

Durante a reação de polimerização das resinas compostas, os monômeros em proximidade estabelecem uniões covalentes, a distância entre os dois átomos é reduzida e ocorre uma redução no volume, o que se traduz em contração volumétrica. A quantidade de contração volumétrica de um compósito é determinado pela sua fração de carga por volume e pela composição e grau de conversão da matriz resinosa. Os valores de contração reportados para BisGMA e TEGDMA são respectivamente 5.2% e 12,5% (Braga et al, 2005).

A magnitude da contração de polimerização livre varia de ± 4 a 9 %vol para resinas sem carga, e de ± 1 a 5 %vol para resinas compostas e cimentos de ionômeros de vidro (CIV).

Osman et al. (2008) estudou a contração volumétrica de cimentos dentais, que foi de 1.34% para fosfato de zinco e de 1.69% a 4.62% para cimentos resinosos de polimerização química (Panavia 21[®], Variolink[®], All Bond C&B cement[®], Superbond[®]). Os valores máximos de contração ocorreram em 25 minutos para o fosfato de zinco e entre 20 e 40 minutos, para os cimentos resinosos.

A máxima contração axial livre observada por Spinell et al. (2009), variou de 1,77 a 5,29%, para seis diferentes cimentos

resinosos. Entre estes, Multilink Automix[®] (Ivoclar-Vivadent) apresentou 4,65%.

Quando a contração é restringida (não-livre) e o material é rígido o suficiente para resistir ao escoamento plástico, tensões de contração são geradas. A menos que as estruturas circundantes tenham alguma resiliência, algum tipo de fratura irá ocorrer, para compensar a redução de volume do material que contraiu. Além da resiliência das paredes circundantes, a magnitude das tensões de contração é modulada pelas propriedades visco-elásticas do material. Para um mesmo valor de deformação por contração, um material mais rígido irá produzir tensões maiores (Davidson and Feilzer, 1997).

Sorensen; Munksgaard (1995) observaram fendas de 1,6 a 7,1 μm em camadas de cimento, cerca de 3 a 10 vezes maiores que a contração que ocorre parede a parede, quando resinas compostas são usadas como materiais de preenchimento.

Segundo Braga et al. (2005) estudos realizados para caracterização das tensões de polimerização, utilizando modelos lineares elásticos produziram resultados diferentes dos testes mecânicos, devido à ocorrência do escoamento viscoso que ocorre principalmente antes da aquisição significativa de módulo elástico. Esse escoamento acomoda uma fração significativa da contração total volumétrica. Polimerização mais rápida não permite tempo suficiente para o escoamento. A aquisição de módulo elástico (endurecimento) em resinas compostas ocorre rapidamente, o que encurta o tempo disponível para o relaxamento das tensões (Braga et al, 2005).

Spinell et al. (2009) determinou a cinética da contração de polimerização de sete cimentos resinosos duais de dimetacrilato, através do grau de conversão por espectroscopia FTIR ("Fourier transformation infra red"). A tensão de contração variou de 3,36 a 10,37 MPa. Para Multilink Automix[®], a máxima taxa de contração foi de 1,09% por segundo

(aos 4.4 segundos) e a máxima taxa de tensão de contração foi de 1,798 MPa/s (aos 6.8 segundos).

Em uma revisão sistemática sobre os fatores envolvidos no desenvolvimento das tensões durante a contração de polimerização em resinas compostas, Braga et al. (2005) concluíram que este fenômeno é multi-fatorial determinado pela contração volumétrica, comportamento visco-elástico e por restrições cavitárias. As influências da composição do material, seu grau de conversão, suas reações cinéticas, o confinamento e resiliência da cavidade também tem sido estudadas em relação à geração dessas tensões. A restrição da contração de polimerização é dada pelo fator cavitário (fator C) e pelo endurecimento vs capacidade de escoamento do compósito. De acordo com Feilzer et al (1987), fator C é a proporção entre superfícies unidas e não-unidas (livres).

Feilzer et al. (1989) verificou a contração parede a parede de resinas compostas quimicamente e fotoativadas, em camadas finas, como películas de cimento. Observaram que a contração é indiretamente proporcional à distância parede a parede e que aproximadamente toda a contração ocorre em um único sentido, perpendicular às paredes, podendo atingir cerca de quase 3 vezes a contração linear de polimerização. Eles entendiam como um erro acreditar que a contração em camadas finas tem apenas pequenos efeitos. Concordando com esses autores, De Jager et al. (2005) afirmou que em camadas de cimento com alto fator C, aproximadamente toda a contração volumétrica é convertida em contração linear, perpendicular à camada de cimento. Após as fases líquida e visco-elástica, a contração continua e o material torna-se mais rígido, provocando tensões maiores para a mesma deformação elástica.

Alster et al. (1995), verificou que a resistência à tração da união entre resina composta quimicamente ativada e metal, diminuiu gradualmente de 62 MPa, numa camada de 50 μm de cimento, para 42 MPa, numa camada de 700 μm . Falhas adesivas começaram a ser

observadas quando a espessura foi $\geq 500 \mu\text{m}$. Segundo os autores, quanto mais espesso o cimento, maior a concentração de tensões que ocorre na periferia da interface adesiva, tornando camadas espessas mais suscetíveis a falhar adesivamente. Os autores sugeriram que em compósitos fotoativados, as tensões de polimerização se desenvolvem mais rapidamente e poderiam exceder a resistência coesiva ou adesiva desses materiais.

De acordo com Feilzer et al (1987), restaurações classe IV teriam fator $C \leq 1$ e classes I e V, teriam os maiores valores (fator $C=5$). Estes autores observaram que quando o fator C foi $\geq 2,5$, o desenvolvimento de tensões por polimerização foi tão rápido que levou à falhas coesivas espontâneas, uma vez que a resina havia sido cimentada à discos de metal silanizados. Quando o fator C foi ≤ 1 , aparentemente houve relaxamento das tensões pelo escoamento, e isto foi suficiente para manter a coesão da resina e sua união. Uma separação parcial na interface de união poderia diminuir o fator C e contribuir para a capacidade de escoamento do material, resultando em menor tensão de contração. Os autores sugeriram que altos fatores- C (>25) poderiam ocorrer em camadas de cimento, mas as tensões em camadas mais finas poderiam ser liberadas quando ocorre deformação suficiente das paredes da cavidade e/ou restauração. Poderia ser esperado que camadas mais espessas de cimento resinoso, com maior proporção de superfícies livres (menor fator C), apresentassem uma menor restrição à contração, portanto reduzindo as tensões. Entretanto, a restrição à contração não se deve somente à proporção de superfícies unidas (fator C), mas também ao volume de cimento, resultando em menor desenvolvimento de tensões em camadas mais finas.

O estudo das tensões de contração de polimerização demonstrou que uma camadas de compósito mais espessa (1,2 mm) desenvolveu maiores tensões do que uma camada mais fina (0,8 mm). Foi observado que o menor fator C (nas camadas mais espessas)

permitiu um leve alívio das tensões radiais, diminuindo a tensão axial, mas mesmo assim, a tensão resultante foi de 11-15% maior na camada mais espessa (Watts et al., 2003).

Watts e Satterthwaite (2008) verificou que quando o diâmetro dos discos cimentados variou de maneira à aumentar o fator C (maior diâmetro), a tensão pela contração diminuiu exponencialmente, mas quando a altura foi aumentada (diminuindo o fator C, mas aumentando o volume), o oposto ocorreu. A menor tensão de contração foi vista na camada com menor volume.

Em estudo das tensões de contração utilizando análise de elementos finitos e testes experimentais, em duas diferentes espessuras (140 e 250 μm) de cimentos resinosos duais, De Jager et al. (2005b) também verificaram que as menores tensões e deformações plásticas ocorrem na camada mais fina.

De Jager et al. (2005a), através da análise de elementos finitos, também avaliaram a influência da geometria do preparo e da uniformidade da camada de cimento na distribuição das tensões em coroas cerâmicas CAD-CAM e na camada de cimento. A camada não uniforme de cimento aumentou as tensões máximas de cisalhamento nas superfícies unidas para valores que excederam a resistência de união do cimento à restauração e ao preparo. Os autores sugeriram que a espessura da camada de cimento deveria ser o mais uniforme e fina possível.

De Jager et al. (2004) observaram que o módulo de Young aparente (rigidez) aumenta com o aumento do fator C e pode atingir um valor final de aproximadamente 1,25 vezes o módulo de Young, em camadas finas. Segundo esses autores, o ocultamento da contração transversa tem que ser levado em conta quando se estuda as propriedades mecânicas dos agentes cimentantes, porque isto pode levar ao desenvolvimento de forças severas de cisalhamento nas interfaces

adesivas, quando elas são submetidas à carga de tração ou compressão, aumentando a probabilidade de falha adesiva.

A sorção de água libera as tensões de cisalhamento geradas pela polimerização em compósitos hidrofílicos, tais como aqueles à base de BisGMA/TEGDMA ou UDMA, podendo até mesmo ultrapassar a condição neutra e ser responsável por alguma tensão de expansão na interface adesiva (Feilzer et al., 1990). A taxa de sorção de água é dependente da natureza da resina, da quantidade e tipo de cargas, da adesão entre matriz e carga, do volume de resina e da acessibilidade da água (Feilzer et al., 1989). A dentina sob a restauração é uma fonte para o relaxamento das tensões pela sorção de água (Feilzer et al., 1990).

2.6 Fratura em restaurações cerâmicas

Como é de interesse de clínicos, pacientes e fabricantes contar com materiais cerâmicos mais previsíveis e duráveis, é importante saber como esses materiais falham e quais são as causas. Esse entendimento pode auxiliar tanto para o desenvolvimento de novos materiais como para o estabelecimento de protocolos clínicos. É importante que os testes laboratoriais para materiais cerâmicos possam simular as falhas da maneira como elas ocorrem clinicamente, para que os resultados obtidos possam ser inferidos na prática clínica.

2.6.1 Como as fraturas ocorrem clinicamente?

Coroas cerâmicas fraturadas foram avaliadas em alguns estudos e elas parecem seguir alguns padrões gerais, tais como: fraturas

podem ocorrer somente na cerâmica de cobertura (lascamento), sem afetar a infra-estrutura; ou podem envolver cobertura e infra-estrutura (Quadro 1); b) o lascamento é comum em áreas de cristas, podendo não comprometer a integridade da coroa (Odén et al., 1998; Haselton et al., 2000); c) quando coroas monolíticas ou de duas camadas fraturam na sua espessura total, elas tipicamente fraturam em dois pedaços (Bindl; Mörmann, 2004; Bindl; Mörmann, 2005; Quinn et al., 2005); d) fraturas clínicas são originadas de falhas e tensões localizadas na superfície de cimentação das coroas (Kelly et al., 1989, Thompson et al., 1994, Kelly, 1999); e) a ausência de ramificação das trincas e resultante fragmentação em coroas que falharam clinicamente, indicam baixa tensão para fratura (Quinn et al., 2005).

Segal (2001) observou que as possíveis razões para falhas nas infra-estruturas ocorridas em seu estudo foram: redução de espessura nas infra-estruturas de coroas anteriores, para prover mais espaço para a cerâmica de cobertura e excessivas forças parafuncionais oclusais causadas por bruxismo severo. Presumiu que os fatores oclusais e inadequado suporte da porcelana de cobertura poderiam ser relacionados com falhas das cerâmicas de cobertura.

Quinn et al. (2005) analisaram as características fractográficas de três cerâmicas (alumina policristalina [Procera[®]]; alumina/alumina-magnesia [Cerestore[®]]; dissilicato de lítio [Empress2[®]]), através de suas características fractográficas, e verificaram que as fraturas originaram-se no material de infra-estrutura, onde a espessura era menor e onde tensão circunferencial (“hoop stress”) estava presente. Em um estudo posterior, Scherrer et al. (2006), analisando 4 coroas cerâmicas, verificaram que uma delas, um molar em Procera[®], falhou na espessura total e a trinca se propagou da infra-estrutura para a cobertura. Três coroas (um incisivo central Cerestore[®], um pré-molar InCeram[®] com lascamento e um molar Cerestore[®] fraturado) falharam devido à carga do contato oclusal. Os autores associaram essas fraturas com atividade de

bruxismo nas primeiras duas (havia desgaste na superfície de contato oclusal) e com contatos oclusais prematuros na terceira coroa.

2.6.2 Fatores que podem influenciar a resistência à fratura

Vários fatores estão envolvidos com a ocorrência de fraturas em restaurações cerâmicas. As propriedades intrínsecas do material são determinadas por sua microestrutura, sua composição, seu conteúdo cristalino e vítreo, e seu processamento. Além dessas propriedades, é esperado que todos os fatores envolvidos na produção e distribuição de tensões nessas restaurações, durante a fabricação, instalação e função, tenham algum grau de influência na sua resistência estrutural. Existem muitas questões sobre o significado clínico desses fatores à curto e longo prazo. Contatos oclusais e a espessura da cerâmica são assumidos como fatores críticos relacionados com falhas clínicas (lascamento e fratura completa em espessura) de coroas cerâmicas (Mörmann et al., 1998; Segal, 2001; Scherrer et al., 2006; Quinn et al., 2005; Yi and Kelly, 2008). Hoop stress, o qual poderia resultar da tensão das paredes axiais contra a dentina ou de tensões hidráulicas não liberadas, desenvolvidas durante a cimentação, também tem sido questionado como fator relacionado à resistência à fratura de coroas cerâmicas (Quinn et al. 2005).

Yi; Kelly (2008), em um estudo envolvendo testes monotônicos para a formação de trincas radiais e a predição de cargas para fratura utilizando análise de elementos finitos, encontraram que as cargas para fratura são proporcionais ao quadrado da espessura da porcelana sob o pistão. Eles também verificaram que, quando utilizaram um pistão de extremidade plana circular de 3 mm de diâmetro, a carga para fratura foi mais alta do que para um pistão de 1 mm. Sugeriram que

a utilização de contatos oclusais amplos pode aumentar a capacidade das coroas de suportar cargas.

O substrato do preparo também tem influência sobre a incidência de falhas. Isto foi demonstrado pelo estudo clínico de Malament; Socranski (2001), no qual verificou-se que coroas sobre núcleos mais rígidos (em ouro) tiveram uma sobrevivência de 91% em 16 anos, contra 75% para núcleos menos rígidos (em dentina).

Variáveis relacionadas à cimentação, tais como adesividade do cimento (Scherrer et al., 1994; Mörmann et al., 1998; Bindl et al., 2006, Al-Makramani et al., 2008a; Al-Makramani et al., 2008b) e espessura (Scherrer et al., 1994), também tem sido associadas com a resistência à fratura de restaurações cerâmicas, segundo estudos já descritos nos itens 2.5.1 e 2.5.2.

2.6.3 Tensões críticas para a fratura

A resistência flexural de materiais cerâmicos foi determinada por Tinschert et al. (2000) e os valores encontrados foram de 86 MPa para cerâmica felspática usinada (Cerec Mark II[®]), 83 MPa para cerâmica feldspática preparada por processo convencional (Vita VMK 68[®]), 84 MPa para cerâmica feldspática reforçada por leucita (IPS Empress[®]), 429 MPa para alumina infiltrada por vidro (In Ceram Alumina[®]) e 912 MPa para zircônia estabilizada por ítria – YTZP (Zirconia-TZP[®]).

Lüthy et al. (1991) testaram a resistência flexural de cerâmicas usinadas pelo sistema CEREC (Vita Mark II[®]). Encontraram valores de 77,7 MPa para a cerâmica após usinagem e de 73,5 MPa, após condicionamento ácido (ácido hidrófluorídrico 5%).

Yi; Kelly (2008) mostraram através de análise de elementos finitos, que a tensão para fratura da cerâmica feldspática Vita Mark II® pode variar de 152 a 54 MPa quando o diâmetro de contato com o indentador utilizado no teste aumenta de 1 para 3 mm, em uma relação inversa. No entanto, a carga para fratura aumenta de 343 to 522 N, em uma relação direta.

2.7 Testes monotônicos para a avaliação da resistência à fratura de coroas cerâmicas

Tensão é a reação interna de um corpo à aplicação de uma força externa. Ambos, a força externa e a tensão, são distribuídos sobre uma determinada área, então a tensão em uma estrutura é designada como força por unidade de área. As tensões necessárias para provocar a fratura ou uma determinada deformação permanente (que é extremamente pequena em cerâmicas) são chamadas de limite de tensão (“ultimate strength”) e limite de elasticidade (“yield strength”) (Anusavice, 2003; Craig; Powers, 2002). Quando forças de flexão são aplicadas sobre restaurações cerâmicas, em sua superfície oclusal, isto resulta em tensão de compressão próximo à superfície de contato e em tensão de tração na superfície cimentante. Para cálculo da tensão de tração, a força aplicada é dividida pela área da secção transversal (perpendicular à direção da força) ($\sigma = \text{carga}/\text{área}$; MN/m^2 , N/mm^2 ou MPa). O limite de tensão de tração é muito menor do que o de compressão em materiais friáveis como as cerâmicas. É por isso que as fraturas ocorrem em regiões de tração, onde as moléculas tem que resistir à separação (Anusavice, 2003).

Testes de resistência à fratura “In vitro” dependem de várias condições, tais como, taxas de tensão, concentrações de tensões, efeito do tamanho do corpo-de-prova, limitações das soluções elásticas,

modo de falha (localização e tipo) e ambiente do teste (Kelly, 1995). Um grande número de estudos tem sido conduzido, utilizando abordagens que são questionáveis do ponto de vista da sua significância clínica. Estes estudos tem utilizado indentadores esféricos com forma e diâmetros inapropriados, e tem reportado cargas para falha que excedem em muito a faixa de cargas que ocorrem durante a mastigação, deglutição e parafunção (bruxismo) (Kelly, 1999); as falhas resultam em inúmeros fragmentos, incluindo dano por esmagamento (“crushing”) e formação cônica de trincas (ou dano de superfície), diferentemente do que tem sido reportado clinicamente (Kelly et al., 2010; Kelly, 1999). Foi demonstrado por Chai; Lawn (2000), que estas trincas em cone ocorrem somente em casos de espessura extrema do material vítreo ou contatos muito agudos (com reduzida superfície de contato).

O uso de indentadores esféricos de diâmetro pequeno resulta em alta pressão na superfície de contato, em função da pequena área em que a carga é distribuída, favorecendo a ocorrência de trincas em forma de cones de “Hertzian” a partir da superfície de contato, o que não abrange as falhas localizadas na superfície de cimentação, onde ocorrem as tensões de tração, responsáveis pela fratura de coroas cerâmicas em serviço (Kelly, 1999; Kelly et al. 2010).

Buscando determinar um protocolo de teste que pudesse reproduzir o tipo de fratura que são verificadas clinicamente em cerâmicas dentais, isto é, com a origem da fratura na superfície de cimentação, Kelly et al. (2010) testaram três diferentes materiais para pistão (indentadores): aço inoxidável, alumínio e resina epóxica com reforço de fibras de vidro (G-10). A formação de fraturas em cone ocorreu freqüentemente com pistão de aço e uma vez com pistão de alumínio. Com G-10, que apresenta propriedades visco-elásticas semelhantes às da dentina, não foram verificadas trincas em cone. Quando a ponta foi envolvida por um tubo de aço, o pistão foi capaz de suportar cargas de até 1200 N. Eles também sugeriram o uso do material como um análogo da dentina, pois

essa resina epóxica reforçada por malha de fibra de vidro (NEMA grade G10) apresenta comportamento puramente elástico, curva tensão-deformação com a mesma inclinação (módulo elástico) da dentina e resistência de união à cimento resinoso levemente melhor que da dentina.

Testes de resistência flexural são descritos nas normas internacionais para cerâmicas (ISO 6872, 2008). Estes testes de flexão (3-pontos, 4-pontos ou biaxiais) são realizados utilizando corpos-de-prova em forma de barras ou discos e as tensões de fratura são dependentes da distância entre os pontos de suporte para o ponto de aplicação da carga. A resistência flexural é determinada pelas características da secção transversal da cerâmica (composição, densidade, presença de inclusões, poros, falhas e acabamento).

Em situações clínicas, a restauração cerâmica é parte de um sistema que inclui também o cimento e o substrato de suporte (dentina, núcleo metálico ou em resina). Esta é uma situação mais complexa, que envolve materiais com diferentes comportamentos e propriedades mecânicas. Quando esta condição está sendo simulada, o uso de teste de compressão parece ser uma abordagem mais razoável. Neste tipo de teste monotônico, uma carga conhecida deve ser aplicada através de um pistão com extremidade plana, seguindo os princípios discutidos anteriormente nessa sessão. A utilização de um sensor acústico, com o objetivo de detectar o evento em que ocorre a primeira trinca durante a aplicação da carga e parar o teste para evitar danos de superfície na cerâmica, foi descrita por Yi; Kelly (2008). O evento acústico é captado, amplificado, filtrado e registrado em um programa computacional para aquisição dos dados. Este protocolo é bastante preciso para detecção precoce da fratura, que se inicia na superfície cimentante, evitando a super-estimativa de cargas para fratura e o dano por contato na superfície de compressão (fraturas em cone).

2.8 Análise de elementos finitos para estudo das tensões em coroas cerâmicas

Análise de elementos finitos é um método de análise computacional para problemas de diversas áreas que utiliza o método de elementos finitos, o qual subdivide um objeto em ínfimas partes (elementos) de tamanho finito. O conjunto de elementos formam a malha do objeto. Os pontos de conexão entre os elementos são os chamados nós do modelo. A partir do conhecimento do deslocamento dos nós, pode-se calcular o comportamento interno de cada modelo. As características físicas de um elemento são descritas por um número finito de graus de liberdade. A cada elemento é atribuído um conjunto de equações características (descrevendo propriedades físicas, condições das superfícies externas e forças aplicadas), as quais são então resolvidas como um conjunto de equações simultâneas para prever o comportamento do objeto em termos de deslocamentos nodais e a partir destes, das tensões e deformações (Alves Filho, 2006).

Sendo assim, com a utilização de programas computacionais, pode-se calcular a deformação e a tensão de cada elemento de um objeto, em função da magnitude e da área de aplicação da carga.

Para a realização de análises experimentais, são consumidos tempo e dinheiro que muitas vezes tornam proibitivo o estudo da combinação de um grande número de fatores. O método de elementos finitos permite maior liberdade para explorar uma maior variedade e combinação de fatores (Rekow et al., 2006). Por essa razão e pela grande evolução na capacidade de armazenamento e processamento dos computadores e programas, a análise de elementos finitos vem sendo amplamente utilizada para a análise de tensões que ocorrem nos

materiais restauradores sob condições clínicas ou experimentais. Rekow et al. (2006), Proos et al. (2000) e Magne et al. (1999) realizaram estudos para verificarem a influência de fatores relacionados à camada de cimento nas tensões geradas em restaurações cerâmicas.

COMSOL[®] Multiphysics (Comsol Group, Estocolmo, Suécia) é um programa que utiliza o elemento finito e soluciona problemas para vários fenômenos físicos e aplicações em engenharia, especialmente fenômenos dependentes, ou multifísicos. COMSOL[®] Multiphysics permite o modelamento completo de todos os passos envolvidos no processo estudado. Sua interface gráfica para o usuário permite desenhar, importar desenhos e imagens, definir equações e características físicas, gerar malhas, definir equações para solução, visualização e pós-processamento. Este software torna possível a solução simultânea ou separada para dois ou mais problemas físicos, por exemplo, transferência de calor e tensão-deformação (Comsol, 2010).

As tensões calculadas pelo método de elementos finitos podem ser do tipo tensões principais, que são aquelas tensões normais nas direções principais x , y e z (direções nas quais as tensões de cisalhamento são iguais a zero). A primeira tensão principal é a tensão normal na primeira direção principal (maior tensão). A segunda e terceira correspondem às tensões normais na segunda e terceira direções principais (intermédia e menor). A primeira direção principal é aquela correspondente ao eixo de aplicação da força, e as outras duas são normais à primeira. As tensões de cisalhamento ocorrem fora dos três eixos principais. A tensão de Von Mises é um escalar positivo que descreve o estado de tensão dado pela combinação de todas as tensões (normais ou principais e de cisalhamento ou corte), bastante usadas para o estudo de tensões em materiais dúcteis, tais como as ligas metálicas (Adams; Askenazi, 1999).

A máxima tensão principal é o valor de tensão mais positivo que ocorreu em todos os elementos analisados (Adams;

Askenazi, 1999).

Os módulos de falha estão freqüentemente relacionados com as tensões principais ou com as máximas tensões principais. Em materiais friáveis, as falhas ocorrem por tração, quando as tensões atingem níveis críticos. Por isso a primeira tensão principal é preferencialmente analisada na cerâmica, por descrever o estado de tensões (tração) de maior interesse nesses materiais. Por convenção, valores positivos descrevem tensões de tração, e negativos, de compressão (Adams; Askenazi, 1999; Collins, 1992).

3 PROPOSIÇÃO

Neste estudo, procurou-se a obtenção de parâmetros para a indicação de espaço oclusal interno para cimentação de coroas feldspáticas CAD/CAM, nas condições “união” e “ausência de união” entre cerâmica e cimento. Para tanto, foram utilizados análise de elementos finitos (AEF) e testes monotônicos para fratura, com os seguintes objetivos:

1. Avaliar a influência da espessura oclusal de cimento resinoso, na distribuição de tensões e na carga para fratura de coroas de cerâmica feldspática CAD/CAM;
2. Avaliar a influência da união da cerâmica feldspática ao cimento resinoso na distribuição de tensões e na carga para fratura de coroas cimentadas;
3. Verificar a interação dos efeitos espessura e condição de união na carga para fratura de coroas cimentadas;
4. Desenvolver um modelo de elementos finitos que reproduza as condições experimentais, incluindo a contração de polimerização do cimento, para verificar a distribuição de tensões nas coroas cerâmicas e para a predição dos valores de carga para fratura encontrados experimentalmente.

As hipóteses foram de que:

1. Coroas cerâmicas com uma camada mais fina de cimento na região oclusal interna (melhor adaptadas ao preparo) suportam maiores cargas;
2. Coroas com união ao cimento são capazes de resistir à cargas para fratura mais altas do que coroas não-unidas ao cimento;

3. O modelo desenvolvido para análise de elementos finitos pode ser usado para simular as tensões geradas em coroas cerâmicas, sendo capaz de fornecer dados para o cálculo (predição) de cargas para fratura observadas clinicamente.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Esta pesquisa foi realizada no Laboratório de Materiais Dentários do *Department of Reconstructive Sciences*, da *UCHC (University of Connecticut Health Center*, Farmington, CT, Estados Unidos). Para realização deste estudo, foram executados testes preliminares, com corpos-de-prova de geometria simplificada (pastilhas cerâmicas cimentadas à discos de material análogo à dentina). Estes testes foram importantes para o desenvolvimento e a definição da metodologia final utilizada na pesquisa. A seguir, serão descritos os materiais e métodos utilizados nos estudos preliminares, bem como a metodologia utilizada para a obtenção dos resultados finais, na qual coroas cerâmicas foram utilizadas para a confecção dos corpos-de-prova.

4.1 Estudos preliminares

Nesta etapa da pesquisa, pastilhas cerâmicas foram cimentadas em discos de material análogo à dentina, variando-se a espessura do cimento e o fator cavitário da restauração (fator-C). Corpos-de-prova com as mesmas dimensões e materiais foram desenhados para simulação da aplicação de carga em modelos de elementos finitos tridimensionais. Os resultados experimentais preliminares obtidos em testes monotônicos de compressão e por cálculos a partir de análise de elementos finitos, foram comparados entre si.

4.1.1 Confeção dos corpos-de-prova para testes monotônicos

4.1.1.1 Corpos-de-prova com diferentes espessuras de cimento e fator-C.

Inicialmente, pastilhas de cerâmica feldspática Vitablocs® Triluxe for Cerec (Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Germany, lot # 7910), com as dimensões de 12 x 14 x 1,5 mm foram obtidas pela secção de blocos para CAD/CAM com disco diamantado em uma máquina de corte (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, USA). Após o acabamento em ambos os lados com lixas de granulação #240 and #400 (no. 30-543 Carbimet abrasise paper, Buehler, Lake Bluff, IL, USA), as pastilhas apresentavam espessuras de 1,42 a 1,46 mm.

Bastões de 20 mm de diâmetro de um material análogo à dentina (G-10), à base de resina epóxica reforçada por malha de fibra de vidro (NEMA grade G10, International Paper, Hampton, SC, USA) foram seccionados para a obtenção de bases cilíndricas com 5 mm de altura e 20 mm de diâmetro. Este material é considerado análogo à dentina no que diz respeito às suas propriedades elásticas e resistência de união à resina composta, conforme descrito no item 2.7.

As pastilhas de cerâmica e as bases (G-10) foram limpas em banho com ultra-som por 2 minutos, e então deixadas para secar em condições ambientes.

A superfície cimentante da cerâmica foi condicionada com ácido hidrofluorídrico a 9% (AHF) (Porcelain Etch, Lote B461M, Ultradent Products Inc., South Jordan, Utah, USA) por 60 segundos, lavada com água destilada por 15 segundos e deixada para secagem ao ar livre.

Durante a cimentação da cerâmica à base, um micrômetro com precisão de 0.00005" (Fowler, Newton, MA, USA) foi usado para controlar a espessura de cimento. Uma mesa foi adaptada à

haste fixa do micrômetro, para acomodar a base de análogo da dentina em uma posição estável, sem deslocamento lateral (Figura 1).

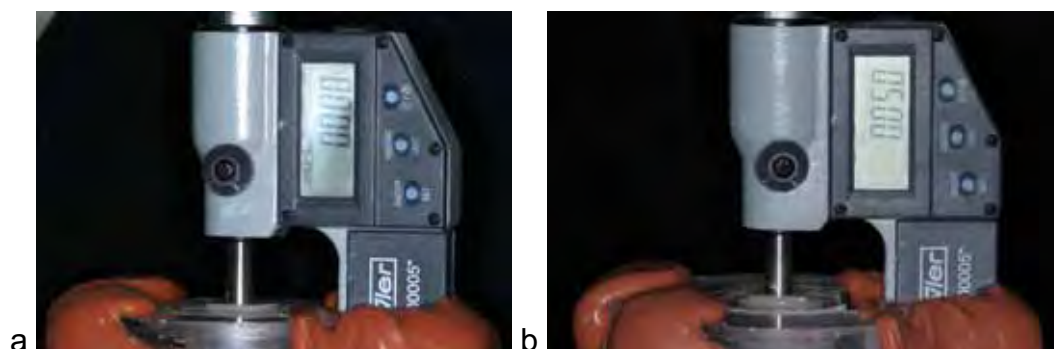


Figura 1 - Micrômetro utilizado para controle da espessura do agente cimentante nos estudos preliminares. No braço inferior foi adaptada uma mesa, com encaixe para a base em G10. a) pastilha cerâmica sobre a base, micrômetro ajustado para zero; b) espessura de 50 μm de cimento interposta entre a cerâmica e a base

O conjunto experimental foi formado por grupos ($n=5$) com diferentes espessuras de cimento (G1- 50 μm , G2- 100 μm , G3- 200 μm , G4- 400 μm and G5- 800 μm). Um grupo adicional, confeccionado em dois passos incrementais para construção da camada de cimento (G6- 750 + 50 μm), foi preparado para verificar a influência do fator-C na resistência à fratura da cerâmica, quando comparado ao G5 (800 μm).

A espessura de cada pastilha foi medida no centro, com micrômetro, e os valores foram registrados para futura normalização da carga para fratura em função da espessura da cerâmica.

Para o procedimento de cimentação, a base de G-10 e a pastilha cerâmica foram posicionados na mesa do micrômetro, a haste móvel foi ajustada para tocar a cerâmica sem pressão, e o micrômetro foi zerado (Figura 1a). Após, a haste móvel foi liberada e a pastilha cerâmica foi removida. O cimento resinoso dual (Multilink Automix, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) foi manipulado e aplicado sobre a superfície cimentante da pastilha cerâmica, a qual foi assentada sobre a base. O micrômetro foi

então ajustado para a espessura desejada de cimento (Figura 1b). Fotoativação rápida de 2 segundos (Astralis 7, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), foi realizada em dois lados opostos da linha de cimentação, o cimento excedente foi removido, e então, foi realizada fotopolimerização por 20 segundos em cada lado da linha de cimentação. Para a cimentação do grupo G6 (750+50 μm), um papel impermeável, com 140 μm de espessura foi usado entre a cerâmica e o cimento. Este isolante foi usado para evitar contato entre cerâmica e cimento. O micrômetro foi zerado com o conjunto G-10/papel isolante/pastilha de cerâmica em posição. A pastilha cerâmica e o papel isolante foram removidos, O cimento foi aplicado sobre o papel e o conjunto pastilha cerâmica/papel isolante foram assentados sobre a base. O micrômetro foi ajustado para 890 μm (750 μm para a espessura de cimento + 140 μm para compensar a espessura do papel isolante). O excesso de cimento foi removido e fotoativação foi realizada por 20 segundos em cada lado da linha de cimentação. Após, o papel isolante foi removido e cimento foi novamente manipulado e aplicado à cerâmica. A cerâmica foi assentada sobre a camada de cimento já polimerizada e o micrômetro foi ajustado até 800 μm .

4.1.1.2 Corpos-de-prova com ou sem união entre cerâmica e cimento

Dois outros grupos de corpos-de-prova ($n=5$) foram confeccionados de maneira a simular a “ausência de união” entre cimento e cerâmica (G7 and G8), para as espessuras de 50 e 800 μm .

Para a escolha do material a ser utilizado para evitar o contato do cimento com a cerâmica, promovendo “ausência de união”, foram realizados testes com a aplicação das seguintes soluções: 1) PDMS (Poli(dimetilsiloxano) 30,000 cSt 11% (Aldrich Chemical Company, Milwaukee, WI, USA), diluído em Ciclohexano (Aldrich Chemical Company, Milwaukee, WI, USA); 2) PDMS 30,000 cSt; 3) PDMS 1,000 cSt; 4) PDMS 100 cSt PDMS.

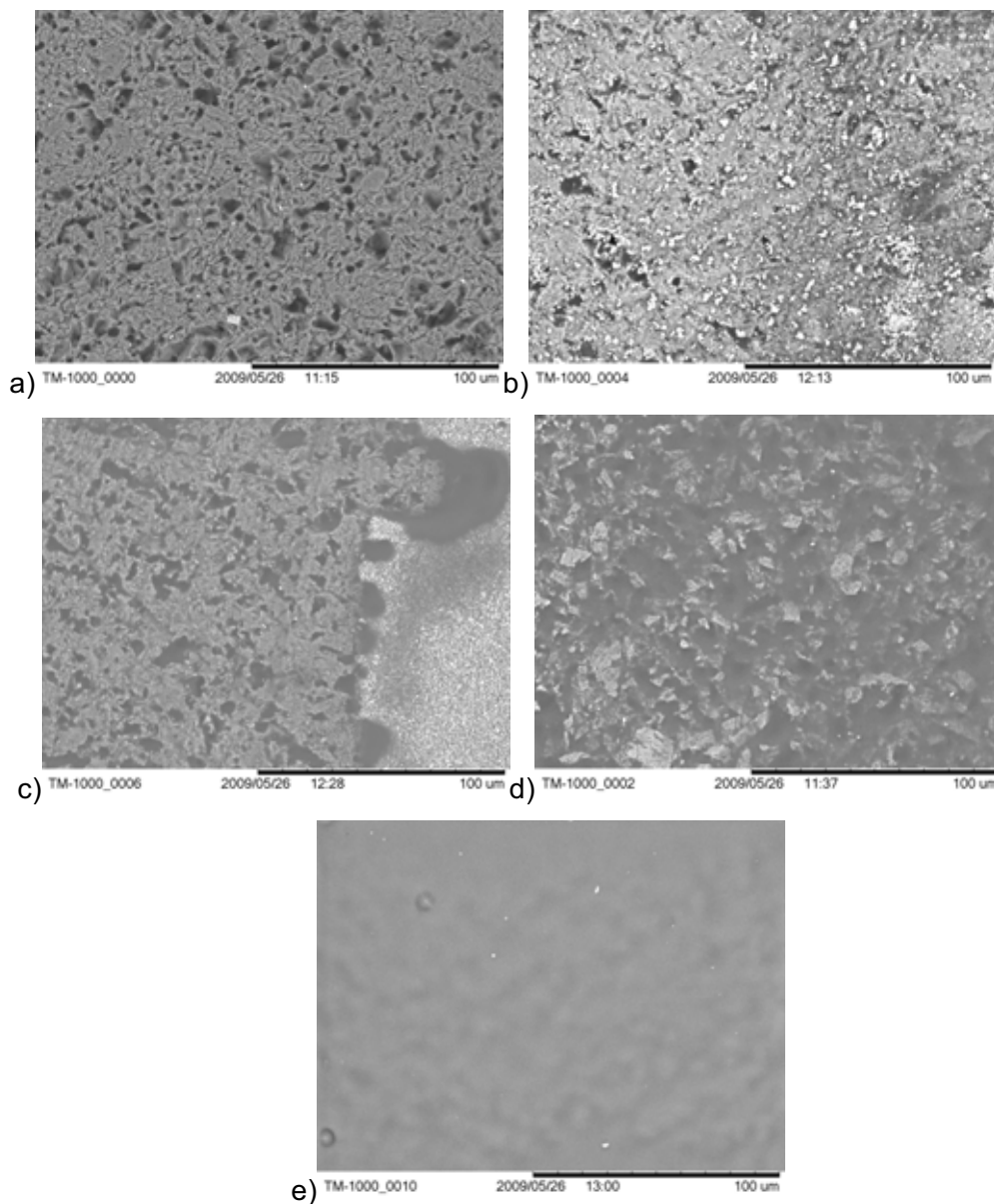


Figura 2 - Imagens em MEV (microscópio eletrônico de varredura) da superfície de cerâmica feldspática condicionada com ácido hidrófluorídrico (a), e após diferentes procedimentos de cobertura com PDMS em diferentes viscosidades, aplicação, fotopolimerização e remoção de cimento resinoso: b) após cobertura com PDMS 100 cSt; c) após cobertura com PDMS 1,000 cSt PDMS; d) após cobertura com solução de PDMS 30,000 cSt a 11%; e) após cobertura com PDMS 30,000 cSt. Nesta última condição (e), pôde-se observar um preenchimento completo das porosidades da superfície cerâmica condicionada e ausência de vestígios de cimento

Duas gotas de cada solução foram aplicadas para recobrimento da superfície cimentante de pastilhas cerâmicas condicionadas com ácido hidrófluorídrico. Nenhuma tentativa para remover o excesso dessas soluções da superfície cerâmica foi realizada e após sua aplicação a superfície apresentava um aspecto úmido brilhante. Após a aplicação, as pastilhas cerâmicas foram colocadas em uma placa de aquecimento por 5 minutos, a 80 °C, de forma que a solução pudesse escoar e penetrar melhor nas porosidades da superfície da cerâmica. Cimento resinoso foi manipulado e colocado sobre a superfície recoberta com isolante, fotoativado por 40 segundos e então removido com a utilização de uma espátula. Em microscopia eletrônica de varredura (MEV), foi observado que PDMS 30,000 cSt recobriu totalmente as microretenções da superfície e não foram visualizados vestígios de cimento (Figura 2e). Portanto, PDMS 30,000 cSt foi escolhido como material isolante, sendo aplicado anteriormente à cimentação das pastilhas cerâmicas dos grupos na condição “ausência de união”.

Para simular corpos-de-prova cimentados com 50 µm de fosfato de zinco “unido” à cerâmica, o grupo G9 foi confeccionado, utilizando um papel isolante entre a cerâmica e o cimento, de maneira a produzir uma camada de cimento de 50µm de fosfato de zinco (Cimento de Zinco, Lot 0050109, SSWhite Artigos Dentários, Rio de Janeiro, Brazil). A base de G-10 e o cimento foram levados a uma placa de aquecimento (80°C, 10 minutos), para secagem e eliminação de água das porosidades do cimento. Após, o cimento foi aderido à superfície condicionada da cerâmica pela aplicação simultânea de um etil-cianoacrilato de baixa viscosidade (Krazy Glue[®], Krazy Glue Products, Columbus, OH, USA) sobre o cimento, e de um gel de cianoacrilato (Super Glue[®] Loctite, Henkel Corporation, Rocky Hill, CT, USA) na superfície da cerâmica.

Para verificar a influência da aplicação de silano e do protocolo utilizado nesta aplicação sobre a resistência à fratura da cerâmica condicionada, outros cinco grupos (G10 a G13, n=5) foram preparados para cimentação, de acordo com a seguinte descrição: G10) aplicação de silano comercial (Ultradent[®] Silane, Ultradent Products Inc, South Jordan, Utah, USA); G11) aplicação de silano comercial seguida de aquecimento (60-75°C) por 6 minutos; G12) aplicação de silano comercial seguida de aquecimento (60-75°C) por 6 minutos; lavagem e secagem com água fervente (80°C); G13) imersão em solução de formulação própria de silano, recém preparada e aquecimento (60-75°C) por 2 horas (fórmula e modo de confecção descritos no Apêndice A). Após, as pastilhas cerâmicas serem submetidas aos diferentes protocolos de silanização, foram deixadas secar à temperatura ambiente. A cimentação foi realizada de acordo com os mesmos procedimentos já descritos para o G1.

4.1.1.3 Teste monotônico (carga para fratura)

Testes monotônicos são caracterizados pela aplicação de carga através de uma taxa de carregamento constante, sem reversão desde o início do teste até o momento da fratura. Os corpos-de-prova foram armazenados por 96 horas sob condições ambientes antes do teste. Um sensor transdutor de emissão acústica (Pico, Physical Acoustics Co., New Jersey, USA) foi acoplado à face superior da pastilha cerâmica, ao lado da região de aplicação da carga, utilizando-se uma cola de silicone para fixação (Silicone Rubber Sealant, DAP, Baltimore, MD, USA). A carga foi aplicada à uma taxa de 5N/s em uma máquina de ensaios (Elf 3300, EnduraTEC Systems Co., Minnesota, USA). O pistão para aplicação da carga, feito em resina epóxica com malha de fibra de

vidro (G-10), possuía um diâmetro de 2 mm. Uma tira de plástico de 110 µm (não incluída no modelo de elementos finitos) foi colocada entre a cerâmica e o pistão. Os sinais acústicos emitidos durante a aplicação de carga foram pré-amplificados para 40 dB, filtrados numa banda de 10 KHz a 2 MHz, e adquiridos por uma unidade de processamento de sinais acústicos (µDisp, Physical Acoustics Co., New Jersey, USA). Parâmetros de emissão acústica, tais como, pico de amplitude e energia, foram analisados por um programa computacional (AEwin for DiSP version E1.55, Physical Acoustics Co., New Jersey, USA).

Quando o evento acústico foi detectado, a aplicação de carga foi imediatamente interrompida e o corpo-de-prova foi examinado sob transiluminação em microscópio (Leica MZ95, Leica Microsystems Inc, Illinois, USA), para confirmar a trinca radial e inspecionar a presença indesejada de cones de Hertzian (fratura em cone). A carga necessária para provocar a trinca radial e o evento acústico foi calculada pelo tempo necessário para a ocorrência do evento multiplicado pela taxa de aplicação de carga (5 N/s). Sabendo que a carga para fratura é proporcional ao quadrado da espessura da porcelana sob a carga (Yi; Kelly, 2008) e conhecendo a espessura real de cada pastilha cerâmica, foi possível normalizar os valores de carga (N) para uma espessura de 1,45 mm (Fórmula 1):

$$L_{\text{fratura}} = L_{\text{experimental}} (1,45 / T_{\text{real}})^2 \quad (1)$$

Onde:

L é a carga (N);

T é a espessura da cerâmica (mm)

Análise de variância e teste de Tukey ao nível de significância de 5% foram utilizados para analisar e comparar estatisticamente as cargas para fratura nos diferentes grupos.

4.1.2 Avaliação do efeito do condicionamento ácido e da cobertura com PDMS na resistência flexural da cerâmica.

Para verificar os efeitos dos tratamentos aplicados à superfície de cimentação das amostras cerâmicas, testes de flexão biaxial foram realizados em pastilhas cerâmicas de 10 x 12 x 1.5 mm (n=10) em quatro diferentes grupos:

T1) cerâmica sem tratamento e sem cobertura;

T2) cerâmica condicionada com ácido hidrofluorídrico 9% por 60 segundos;

T3) cerâmica recoberta com PDMS;

T4) cerâmica condicionada e recoberta com PDMS.

A máquina de ensaios utilizada para os testes foi a MTS 858 MiniBionix II (MTS Systems Corporation, Éden Prairie, MN, EUA).

Os valores de resistência flexural biaxial foram calculados através das fórmulas (2) (3) (4):

$$\sigma = -0.2387 \cdot P \cdot (X-Y)/d^2 \quad (2)$$

$$X = (1 + \nu) \cdot \ln(B/C)^2 + [(1 - \nu)/2] \cdot (B/C)^2 \quad (3)$$

$$Y = (1 + \nu) \cdot [1 + \ln(A/C)^2] + (1 - \nu) \cdot (A/C)^2 \quad (4)$$

Onde:

“P” é a carga aplicada para fratura (L) + o peso do dispositivo para aplicação de carga (2.1 N), em N

“d” é a espessura da pastilha cerâmica, em mm

“ν” é o coeficiente de Poisson (0,25)

“b” é a metade da largura para corpos-de-prova quadrangulares, em mm (5,625 mm)

“A” é o raio do círculo de suporte, em mm (5 mm)

“B” é o raio da ponta do pistão, em mm (0,8 mm)

“C” é o raio do corpo-de-prova (8,752 mm)

Os resultados estão apresentados no Apêndice B.

4.1.3 Análise das tensões por elementos finitos (AEF 3-D)

Um modelo formado por um pistão de resina epóxica com malha de fibra de vidro (G-10) aplicando uma força normal de 500 N em um disco de cerâmica feldspática (1,45 mm) cimentado em uma base de G-10 (20 mm de diâmetro; 5 mm de altura), com diferentes espessuras de cimento (50, 100, 200, 400 and 800 μm) foi simulado no programa computacional Solidworks® 2009 (Dassault Systèmes Solidworks Corp., Vélizy-Villacoublay, France) (Figura 3).

As propriedades elásticas usadas para cada material (ϵ = módulo elástico e ν = coeficiente de Poisson), bem como a fonte consultada para obtenção dos valores estão descritos no Quadro 3.

Quadro 3 - Propriedades elásticas dos materiais utilizados nos modelos de elementos finitos (ϵ = módulo elástico e ν = coeficiente de Poisson)

Material	Módulo de elasticidade E (GPa)	Coeficiente de Poisson ν
base/pistão G-10	14.9 ^a	0.31 ^a
Cimento resinoso	6.3 ^b	0.35 ^a
Cerâmica feldspática	64 ^c	0.25 ^a

^a Digital library (Solidworks Corp., Lowell, MA, USA)

^b Binmahfooz; Nathanson (2008)

^c Yi; Kelly (2001)

A face inferior da base em G-10 foi fixada para deslocamento em 3 direções e uma força normal de 500 N foi aplicada à superfície superior do segmento de pistão.

O contato global foi selecionado para “união” e as faces de contato entre pistão e cerâmica foram configuradas para conexão “sem penetração” em todos os modelos. Nestes modelos, a cerâmica estava unida ao cimento, significando que o deslocamento dos nós nas faces de contato aconteceu em conjunto e simultaneamente.

Para simulação da condição “ausência de união”, foi usada configuração similar, mas a conexão entre cerâmica e cimento foi alterada para “sem penetração”, significando que os deslocamentos dos nós de cada face de contato foram independentes.

Elementos parabólicos tetraédricos foram usados e o tamanho do elemento foi determinado por testes de convergência. Modificando-se o tamanho do elemento de 3 mm para 0,3 mm, todos os modelos convergiram. De 0,4 para 0,3 mm, a maior divergência observada foi de 3,4% (para o modelo com 50 μ m de espessura de cimento). Alterando-se o tamanho de elemento de 0,3 para 0,25 mm, a divergência aumentou para 7,9% (no modelo com 400 μ m de espessura de cimento). Portanto, optou-se pelo tamanho de elemento de 0,3 mm.

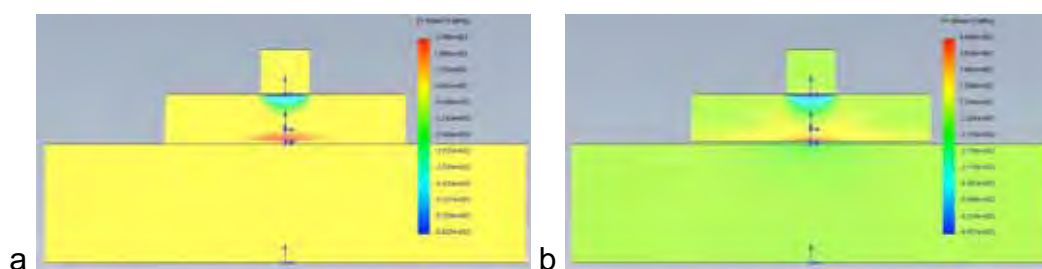


Figura 3 - Imagens da solução por AEF, em tensão principal (MPa), em resposta à aplicação de carga de 500 N nos corpos-de-prova utilizados nos estudos preliminares. Os componentes do modelo, de baixo para cima são: base em G-10, camada de cimento, cerâmica, segmento do pistão. a) união entre cerâmica e cimento; b) ausência de união entre cerâmica e cimento

4.1.4 Comparação entre as cargas experimentais para fratura e aquelas calculadas com base na AEF 3-D

Após a obtenção das tensões principais por AEF (σ_P), a carga para fratura (L) foi calculada, utilizando o valor de tensão crítico para fratura da cerâmica Vita Mark II®, determinado por Yi e Kelly (2008), de acordo com a fórmula (5):

$$L_{calc} = L_{AEF} \cdot (\sigma_{fratura} / \sigma_P) \quad (5)$$

onde:

“ L_{AEF} ” é a carga utilizada na AEF 3-D: (500N)

“ $\sigma_{fratura}$ ” é 76.5 MPa (Yi e Kelly, 2008)

“ σ_P ” é o valor de tensão principal, dado por AEF, localizada na superfície de cimentação da cerâmica, sob a área de aplicação de carga.

Gráficos com as cargas para fratura calculadas e experimentais em função da espessura de cimento, para as condições “união” e “ausência de união” entre cerâmica e cimento, foram elaborados. O confronto entre os resultados de carga para fratura obtidos “in vitro” e com base em AEF nos estudos preliminares, está demonstrado na sub-sessão 5.1, do capítulo de resultados. Foram observadas discrepâncias entre os dois métodos, utilizando-se corpos-de-prova de geometria simplificada. Por isso, e pelas razões apresentadas na sub-sessão 6.1, do capítulo de discussão, decidiu-se pela modificação na metodologia, com utilização de coroas cerâmicas para a confecção dos corpos-de-prova e pela simulação da contração de polimerização nos modelos de elementos finitos.

4.2 Metodologia Final

4.2.1 Análise de elementos finitos (AEF) para tensões em coroas cerâmicas devidas à contração do cimento e aplicação de carga

O programa computacional COMSOL Multiphysics® (COMSOL Inc., Burlington, MA, USA) foi utilizado para AEF, pois é capaz de analisar mais de um fenômeno físico simultânea ou seqüencialmente, permitindo a análise das tensões devidas à contração de polimerização e à aplicação de carga.

O modelo utilizado foi axi-simétrico bidimensional, uma vez que os corpos-de-prova simulados não apresentavam variação na direção angular, somente nas direções radiais e vertical. Em outras palavras, o desenho em duas dimensões pode ser revolvido em 360°, resultando em uma geometria 3-D, já que possui as mesmas dimensões ao redor do eixo vertical. O modelo em duas dimensões tornou mais simples a configuração dos contatos entre os diferentes materiais e a confecção da malha (número de elementos e de nós), possibilitando uma solução mais rápida (menor utilização de memória virtual e de tempo). Os desenhos 2D das estruturas (troquel em G-10, camada de cimento, coroa cerâmica e pistão tronco-cônico com extremidade plana) foram criados no programa computacional Solidworks®, de acordo com as dimensões exemplificadas na Figura 4, variando-se ligeiramente as alturas das coroas, em virtude das diferentes espessuras de cimento 50 μm , 100 μm , 300 μm e 500 μm . Os arquivos foram salvos com a extensão *.dxf, para

que pudessem ser importados como arquivos CAD pelo programa COMSOL® Multiphysics (MP).

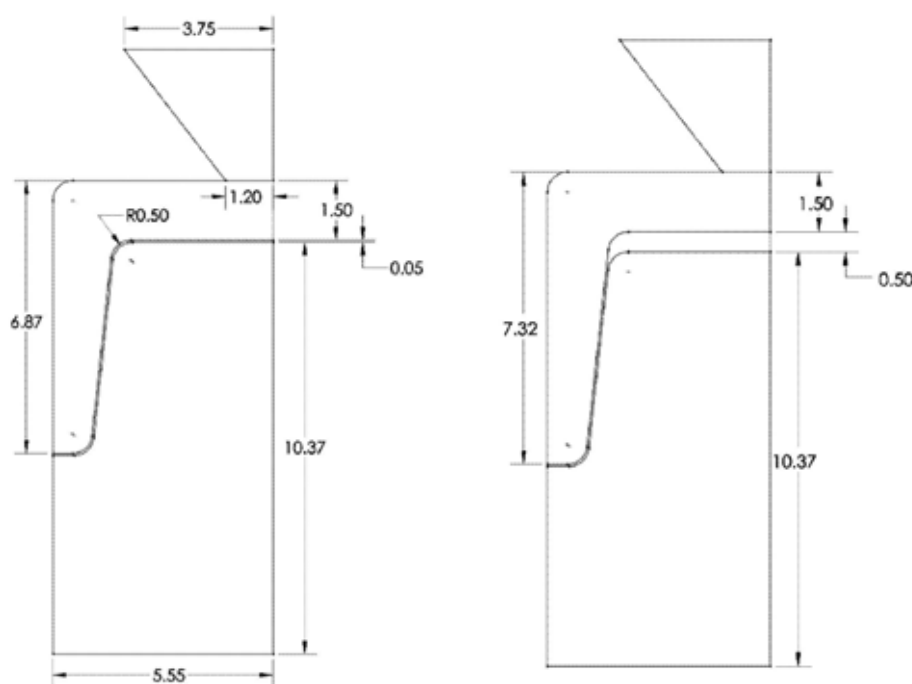


Figura 4 - Linhas e dimensões para a criação dos modelos 2D axi-simétricos, preparados no programa SolidWorks®, para as espessuras de cimento de 50 e 500 μm , respectivamente. Após o arredondamento da aresta do pistão em contato com a coroa, o raio da área de contato passou a ser 1 mm.

O arquivo CAD (em *.dxf) foi importado para um arquivo do módulo de mecânica estrutural do programa COMSOL® MP. Todos os subdomínios (troquel, cimento, cerâmica e pistão) foram designados como corpos sólidos. Após, foi criado um “fillet” (arredondamento) nas arestas de contato do pistão com a cerâmica, de modo a determinar o raio da face inferior do pistão ($r=1.0\text{ mm}$). Para os modelos na condição “união”, os sub-domínios troquel, cimento e cerâmica foram considerados como um objeto composto. O pistão foi considerado como um objeto separado e um par de contato com ausência de fenda e sem fricção foi

criado entre o pistão e a cerâmica. Para os modelos com “ausência de união” entre cerâmica e cimento, um objeto composto foi criado somente entre o troquel e o cimento, considerando a coroa cerâmica como um objeto separado. Um par de contato adicional sem fenda e sem fricção foi criado entre a cerâmica e o cimento. As configurações das bordas (linhas limitantes de cada sub-domínio) foram as seguintes: fixação da borda inferior do troquel nas 3 direções de deslocamento; bordas em $r=0$ foram fixadas como o eixo de simetria; a borda superior do pistão foi designada para “deslocamento prescrito” e as demais bordas foram configuradas como “livres”. Para a aplicação da carga, a borda superior do pistão foi designada para recebimento de “carga distribuída” e parametrizada (Fz_param), de maneira que se pudesse variar os parâmetros de pressão de 0 para -11.3 N/mm^2 (aplicados sobre o topo do pistão para simular respectivamente “ausência de carga” e 500 N de carga em compressão). A conversão de N para N/mm^2 está descrita no Apêndice C.

Os materiais de cada sub-domínio foram definidos de acordo com as mesmas propriedades já descritas no Quadro 3. Os materiais foram considerados como isotrópicos, ou seja, com propriedades elásticas (módulo elástico e razão de Poisson) iguais em todas as direções. A análise matemática realizada pelo programa computacional COMSOL Multiphysics® para os cálculos de tensão e deformação foi do tipo linear.

Para modelos com contração do cimento, a opção “incluir expansão térmica” foi selecionada para o sub-domínio cimento, e as temperaturas inicial e final foram determinadas para criar um gradiente térmico negativo ($-\Delta T$). O valor 4,65% de máxima deformação axial de contração para o cimento Multilink Automix (Spinell et al., 2009) foi usado como referência. Um disco com as mesmas dimensões utilizadas pelos autores citados ($\varnothing=8 \text{ mm}$; $h=1 \text{ mm}$) e com as mesmas propriedades

elásticas da camada de cimento (Quadro 1) foi modelado. Para o coeficiente de expansão térmica (α) de 70e^{-6} , a máxima deformação por contração de 4,65% (no centro do espécime) foi obtido quando $\Delta T = -327^\circ\text{K}$ (Figura 5). Outros ΔT foram determinados para produzirem diferentes contrações axiais do cimento (1, 2, 3, 4 e 4,65 %), e as tensões devidas à essas diferentes percentagens de contração também foram analisadas.

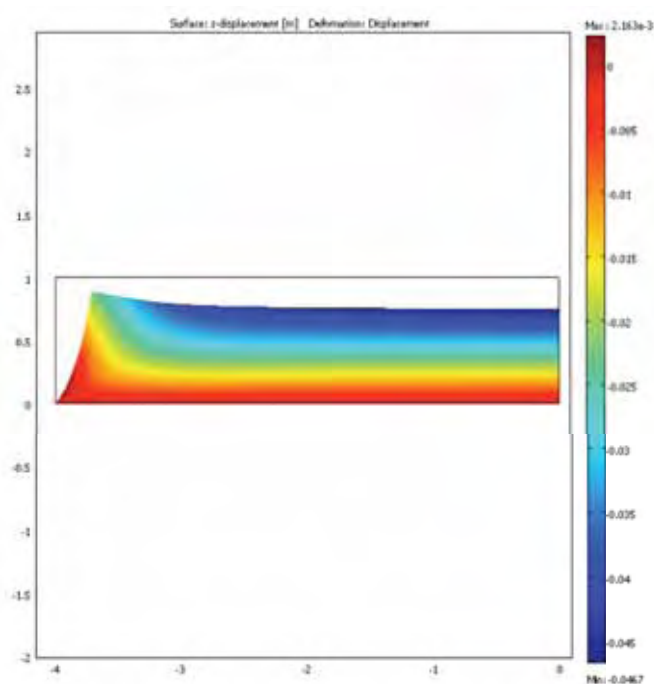


Figura 5 - Imagem do modelo bidimensional axi-simétrico do corpo-de-prova utilizado por Spinell et al. (2009), criado para determinar o gradiente de temperatura necessário para provocar a contração axial de 4,65% da camada de cimento nos modelos para AEF em COMSOL Multiphysics®. Os valores referem-se ao deslocamento sofrido pelas superfícies, em milímetros.

Para verificar as tensões presentes quando a carga era aplicada nos modelos sem prévia solução da contração do cimento, a opção “incluir expansão térmica” foi desativada.

O controle da malha, elementos triangulares foi realizado através de parâmetros ajustáveis livremente. Testes de convergência foram realizados para tamanhos máximos de elementos de 0,2 a 0,05 mm para o cimento, e de 0,4 a 0,1 mm para a coroa cerâmica. As mudanças nos resultados de tensões na superfície cimentante da coroa, sob a região de aplicação de carga não foi maior do que 6% entre os diferentes tamanhos de elementos. Os resultados para todos os testes realizados encontram-se nos Apêndices D1 a D5. Foram escolhidos tamanhos máximos de elemento de 0, 2 mm para a camada de cimento e a borda de contato com o troquel e de 0,1 mm para a coroa cerâmica e sua borda de contato com o pistão. Com essa configuração, a malha apresentou convergência e solução em todos os modelos e um tempo de análise curto (menos de 1 minuto para cada modelo).

Foi selecionada a solução “paramétrica”, e o parâmetro Fz (pressão aplicada no topo do pistão) foi configurado para 0 ou -11.3 N/mm² (valores de pressão correspondentes às cargas compressivas de 0 ou 500 N distribuída na área de contato com a cerâmica, respectivamente).

Após a obtenção da solução para as diferentes condições modeladas, as tensões principais resultantes foram analisadas nos seguintes pontos:

1. centro da coroa cerâmica (r=0), na superfície de cimentação, no centro da área sob aplicação de carga, onde ocorrem as maiores tensões de tração;
2. ângulo ocluso-axial da superfície de cimentação da coroa cerâmica (o ponto de leitura foi padronizado pelo cruzamento de uma reta entre o eixo de simetria, onde a altura do troquel era igual a 7.5 mm e o ponto inferior do fillet no ângulo ocluso-axial externo);
3. ponto da camada de cimento, em contato com o ponto 1;
4. ponto da camada de cimento, em contato com o ponto 2.

4.2.2 Testes monotônicos

4.2.2.1 Confeção das coroas cerâmicas e dos corpos-de-prova

Troqueis foram usinados a partir de bastões de G-10 com 11 mm de diâmetro e enviados para o laboratório para escaneamento e confecção das coroas (Figura 6), em Vitablocs® Mark II® (Vita Zahnfabrick, Bad Säckingen, Germany), com espaços oclusais internos de 50 μm a 500 μm , a ser preenchido com o cimento resinoso. Entretanto, alguns testes feitos pelo técnico laboratorial, revelaram que não havia relação entre o valor requisitado ao espaçador do programa CAD e o espaço obtido após a usinagem das coroas. Além disso, não houve possibilidade de projetar espaços maiores que 100 μm , pois esse era o máximo valor permitido pelo programa. Decidiu-se então, configurar os espaços para mínimo (0 μm), médio (50 μm) e máximo (100 μm). Tal técnica não possibilitou a obtenção de grupos com uma variação suficientemente ampla de espessuras de cimento e o espaço resultante após usinagem não teve relação com os espaços solicitados pelo programa (Apêndice F). Então optou-se por trabalhar com padrões de coroas que apresentassem os espaços oclusais de cimentação pré-definidos de 50 μm e 500 μm . Estes padrões foram escaneados e transformados em uma imagem tri-dimensional no programa CAD, que serviu como referência para a usinagem das coroas cerâmicas.

A espessura oclusal conferida aos padrões foi de 1,5 mm e o espaço para cimentação nas paredes axiais foi de 100 μm . As dimensões do troquel (Figura 6a) determinaram o diâmetro e a altura das coroas, a qual variou em função do espaço oclusal para o cimento. Inicialmente, os padrões foram usinados em plástico, mas o material não era suficientemente reflexivo para um bom escaneamento à laser. Então, os padrões plásticos foram duplicados em gesso tipo IV, mais reflexivo, o que possibilitou o escaneamento. Posteriormente, os padrões foram feitos

em alumínio, de maneira a possibilitar o escaneamento direto (Figura 6b). Os padrões escaneados foram importados para o programa CAD do sistema CEREC in Lab, para que as coroas fossem usinadas de acordo com as dimensões dos padrões. As coroas (Figura 6c) foram usinadas a partir de Vitablocs® Mark II® para CEREC InLab (Vita Zahnfabrik, Germany). Os diferentes lotes (#20280 e #23580) foram distribuídos igualmente entre os diferentes grupos. Após a usinagem, as coroas foram testadas em seus respectivos troqueis, e os mesmos foram levemente desgastados nas paredes axiais até que as coroas apresentassem um assentamento completo e pudessem ser giradas ao redor do preparo sem impedimento. Este procedimento permitiu que a espessura para o cimento na face oclusal fosse mais próxima da espessura definida pelo padrão.

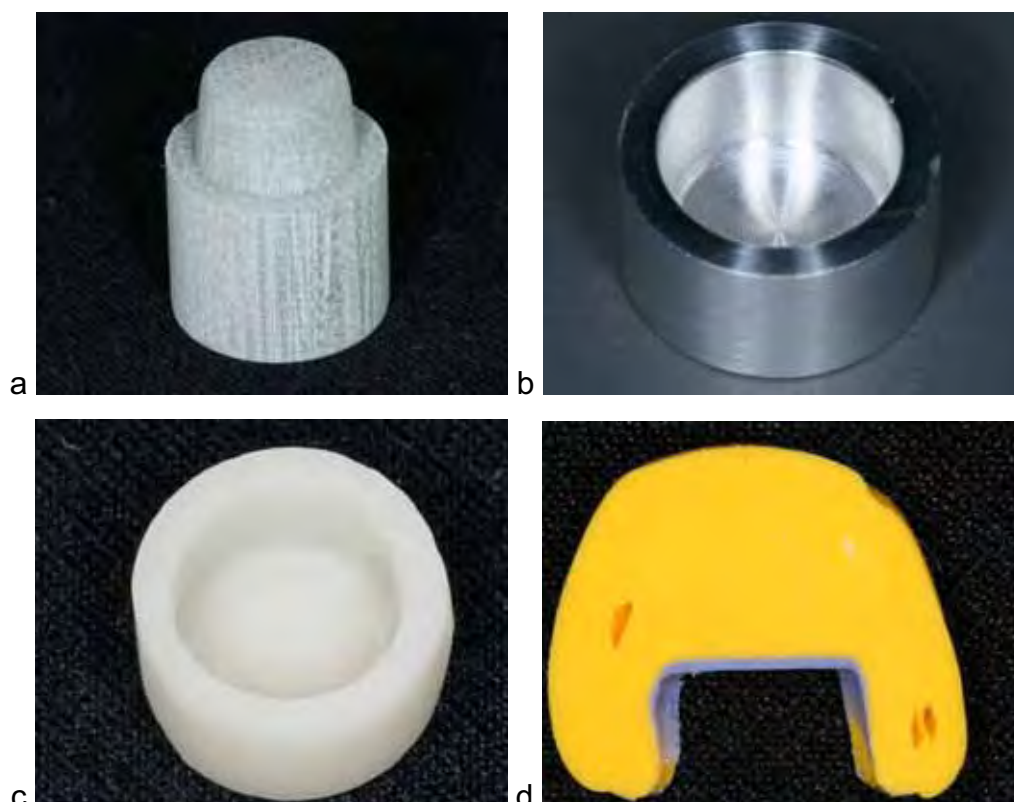


Figura 6 - a) Troquel em G-10; b) padrão em alumínio preparado para o espaço oclusal interno de 500 μm ; c) coroa cerâmica após usinagem; d) réplica do espaço oclusal interno (em lilás), destinado ao preenchimento com cimento resinoso.

Anteriormente à cimentação, duas coroas de cada grupo foram assentadas sobre seus respectivos troqueis, usando vinilpolisiloxano de consistência regular (Elite HD+, Zhermack Clinical, Rovigo, Itália) para preencher o espaço para cimentação. A coroa foi removida e então o material regular foi capturado com um vinilpolisiloxano pesado. Após a polimerização, o conjunto de materiais regular e pesado foi removido e cortado transversalmente em duas partes iguais. Uma das metades foi analisada em um microscópio, para verificação da espessura de silicone na área oclusal (Figure 6d), a qual foi próxima da espessura desejada, nas coroas testadas. Cada grupo (50 μ m, “união”; 50 μ m, “ausência de união”; 500 μ m, “união”; 500 μ m, “ausência de união”) foi inicialmente formado por 5 corpos-de-prova.

Anteriormente à cimentação, as coroas foram levemente planificadas na superfície oclusal, com lixas de carbetto de silício de granulação # 600. A espessura oclusal resultante foi de 1,514 to 1,596 mm.

As coroas e os troquéis foram limpos em banho ultrassônico por 5 minutos. A superfície interna da coroa foi condicionada com ácido hidrófluorídrico 9% (Porcelain Etch, Ultradent products Inc., South Jordan, Utah, USA, batch # B461M) por 60 segundos, lavadas com água destilada por 15 segundos e limpas em ultra-som por 1 minuto, para remoção dos resíduos ácidos da superfície.

Para a preparação das coroas para a condição “ausência de união”, PDMS 30.000 cSt foi aplicado com “microbrush”, para recobrimento da superfície cimentante condicionada com ácido hidrófluorídrico. Após a aplicação, as coroas foram colocadas em uma placa de aquecimento por 5 minutos, a 80 °C (Figura 7b).

Para a preparação das coroas para a condição “união”, as mesmas receberam aplicação de silano (Ultradent® Silane, Ultradent Products Inc, South Jordan, Utah, USA) (Figura 7c), seguindo as

recomendações do fabricante: aplicação com seringa com ponta em pincel, deixando-se evaporar naturalmente por 1 minuto.



Figura 7 - Coroa cerâmica após condicionamento ácido (a), coroa preparada para “ausência de união”, após aplicação de PDMS (b), coroa silanizada para procedimento de “união” (c), tratamento do troquel com mistura dos primers A e B (d), cimento aplicado na face oclusal do troquel (e), coroa assentada no troquel, sendo submetida à carga de assentamento constante durante a fotoativação (f)

Os troqueis de G-10 foram tratados com uma mistura de primers para tratamento pré-cimentação da dentina (Primer A + Primer B, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) (Figura 7d).

O cimento resinoso (Multilink Automix, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein, batch # M41970) foi aplicado através de uma ponteira auto-misturadora, na superfície oclusal do troquel (Figura 7e). Então, a coroa foi assentada, até que a porção cervical tocasse o troquel, em toda a circunferência (por sensação tátil).

O corpo-de-prova foi mantido sob um peso constante de 466 g (Figura 7f). Fotoativação de 2 segundos foi realizada em dois lados opostos na linha de cimentação, para remoção do cimento excedente nas margens. Então, realizou-se fotoativação por 20 segundos em duas paredes opostas e após remoção do peso, na superfície oclusal da coroa.

4.2.2.2 Testes monotônicos (carga para fratura)

Os corpos-de-prova (Figura 8a) foram armazenados por 96 horas sob condições ambientes antes do teste. Um dispositivo foi especialmente projetado e usinado em nylon (Figura 8b), para permitir a estabilização do contato de um sensor transdutor de emissão acústica (Pico, Physical Acoustics Co., New Jersey, USA), utilizando-se uma cola de silicone para fixação (Silicone Rubber Sealant, DAP, Baltimore, MD, USA). Tal sensor foi utilizado para detecção do som emitido durante a propagação da fratura. A carga foi aplicada à taxa de 5N/s em máquina de ensaios (Elf 3300, EnduraTEC Systems Co., Minnesota, USA), com pistão de extremidade plana de 2 mm de diâmetro, em G-10 (NEMA grade G10, International Paper, Hampton, SC, USA). Uma tira de plástico de 110 µm (não incluída no modelo de elementos finitos) foi colocada entre a cerâmica e o pistão para evitar a ocorrência de fratura em cone

devido à concentração de tensões nas arestas do pistão (Figuras 8c e 8d).

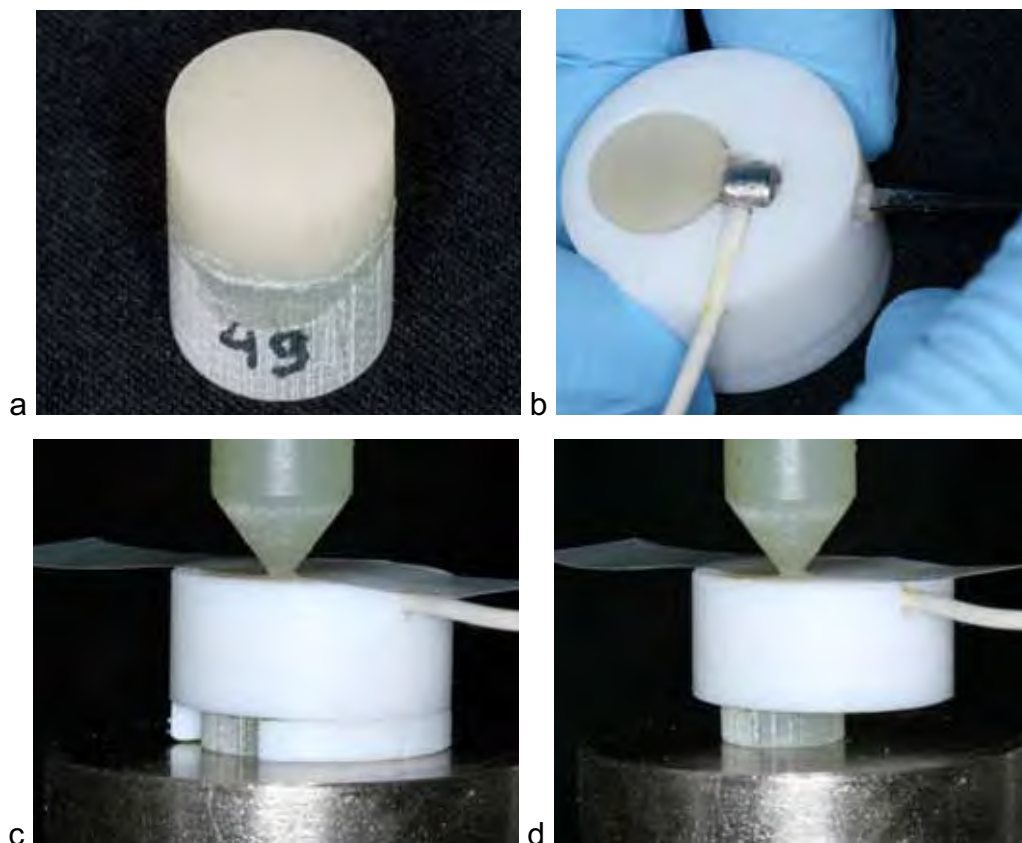


Figura 8 - Corpo-de-prova pronto para o teste (a); dispositivo para acoplamento e estabilização do sensor acústico junto à parede axial da coroa (b); pistão posicionado ao centro da coroa, com a tira plástica (110µm) interposta entre o pistão e a superfície oclusal da coroa (c); aplicação da carga pelo pistão, após a remoção do suporte inferior para que a base do corpo-de-prova tocasse o suporte sem impedimentos ao paralelismo, de maneira uniforme (d)

O evento acústico foi detectado conforme descrito na subseção 4.1.1.3), e então a aplicação de carga foi imediatamente interrompida. O corpo-de-prova foi examinado sob transiluminação em um microscópio (Leica MZ95, Leica Microsystems Inc, Illinois, USA), para confirmar a trinca radial e inspecionar a presença indesejada de cones de Hertzian (fratura em cone).

As trincas radiais visíveis foram demarcadas com lápis na superfície oclusal, e os corpos-de-prova foram embebidos em resina

acrílica. Vinte e quatro horas depois, eles foram seccionados longitudinalmente, procurando-se realizar o corte perpendicular à direção da trinca.

Na Figura 9, observa-se um exemplo de corpo-de-prova seccionado, com uma trinca radial iniciando-se na superfície de cimentação da coroa, aproximadamente ao centro. A espessura da cerâmica e do cimento foram medidas com microscópio (Gaertner, Gaertner Scientific Corporation, Chicago, EUA) na região de início da trinca (Figura 9).

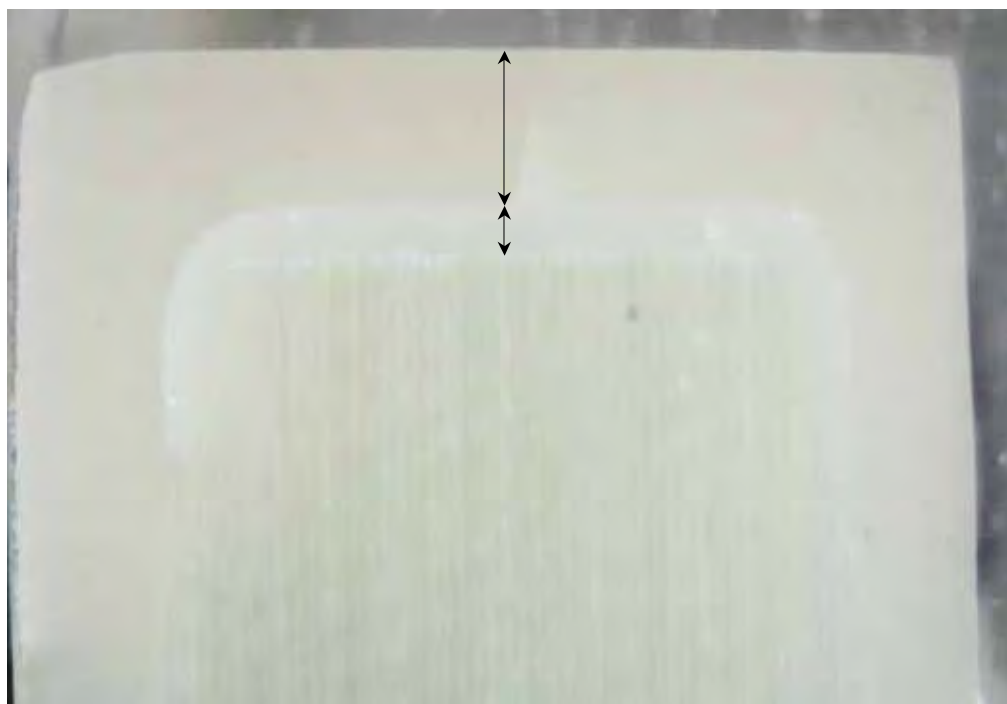


Figura 9 - Corpo-de-prova seccionado após realização do teste monotônico, para mensuração das espessuras da cerâmica e do cimento na região central da coroa correspondente à origem da fratura.

A carga necessária para provocar a trinca radial foi calculada multiplicando-se o tempo necessário para o evento acústico pela taxa de aplicação de carga (5N/s). Conhecendo-se a espessura

oclusal real de cada coroa cerâmica, os valores de carga (N) foram normalizados para uma espessura de 1,65 mm (Fórmula 6), com base no princípio de que a carga para fratura é proporcional ao quadrado da espessura da porcelana sob a carga (Yi & Kelly, 2008).

$$L_{\text{fratura}} = L_{\text{experimental}} (1,65 / T_{\text{real}})^2 \quad (6)$$

Onde:

L é a carga (N);

T é a espessura da cerâmica (mm)

Os resultados foram submetidos à análise de poder estatístico para comparação dos grupos dois a dois. Os cálculos estão demonstrados em detalhe nos Apêndices G1 a G6.

Por convenção, o poder estatístico para rejeitar a hipótese nula deve ser maior ou igual a 0,8. Conhecendo-se o tamanho da amostra total para os dois grupos, o erro tipo I ($\alpha=0,05$) e o tamanho antecipado do efeito, foi possível calcular o real poder estatístico e o “n” mínimo para atingir um poder de análise de 0,8. Os cálculos foram realizados utilizando-se uma página da internet para cálculos estatísticos “online” (<http://www.danielsoper.com/statcalc>). Esses cálculos são baseados em funções de poder estatístico para diferentes níveis de α .

O tamanho da amostra utilizado nos testes experimentais (n=4 para os grupos com 50 μm , e n=5 para os grupos de 500 μm) foi suficiente para obter poder estatístico 1,0 na detecção de diferença entre 50 μm vs. 500 μm para a condição de “união” entre cerâmica e cimento, para 50 μm “união” vs. 50 μm “ausência de união”, e para 50 μm “união” vs. 500 μm “não-união”. Um tamanho de amostra n=6 foi determinado como sendo o mínimo necessário para atingir poder estatístico 0,8 na detecção de diferença de 79,4 N entre 50 μm vs. 500 μm na “ausência de união”.

Após a análise do tamanho mínimo da amostra foram confeccionadas novas coroas para que todos os grupos apresentassem $n=6$. Além disso, foram acrescentados 4 novos grupos (100 μm e 300 μm de espessura de cimento, nas condições “união” e “ausência de união”), também com $n=6$. No quadro 4, constam os grupos experimentais preparados para determinação da carga para fratura através de testes monotônicos.

Quadro 4. Grupos experimentais submetidos aos testes monotônicos para determinação da carga para fratura das coroas cerâmicas

Grupo	Espessura oclusal de cimento (μm)	Condição de união
1	50	União
2	100	
3	300	
4	500	
5	50	Ausência de união
6	100	
7	300	
8	500	

Após a obtenção dos valores de carga para fratura pelos testes monotônicos, os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, ao nível de significância de 5%, para comparação entre as diferentes condições experimentais.

Os dados experimentais foram analisados pelo programa Reliasoft ALTA 7 (Reliasoft Corp., Tucson, AZ, EUA) para estimativa da sobrevivência das coroas, em termos de cargas para fratura (N). Nesta análise o programa utilizou a função de distribuição de probabilidades de Weibull, para a estimativa da provável carga para fratura em função das

espessuras oclusais de cimento (μm). O mesmo programa foi utilizado para estimativa da probabilidade de falha das coroas para as espessuras oclusais de cimento de 50, 500 e 600 μm , em função da carga, nas diferentes condições: “união” e “ausência de união”. Nesta estimativa, os dados também foram analisados segundo a função de distribuição de probabilidades de Weibull. O intervalo de confiança calculado nestas análises foi de 95%.

4.2.3 Comparação entre as cargas para fratura experimentais e calculadas por AEF

Os modelos de elementos finitos foram utilizados para encontrar a carga que deveria ser aplicada pelo pistão na superfície oclusal para atingir o nível de tensão de tração crítico de 76.5 MPa (Yi e Kelly, 2008). Esses resultados (N) foram ajustados para uma espessura de cerâmica de 1,65 mm, usando a Fórmula (7).

$$L_{\text{fratura}} = L_{\text{AEF}} (1,65 / T_{\text{real}})^2 \quad (7)$$

Onde:

L é a carga (N);

T é a espessura da cerâmica (mm)

Essas cargas (N) foram então multiplicadas pelo fator (f) 0,76, o qual foi obtido pelo cálculo de dados de tensão de tração da literatura, levando-se em conta os efeitos da usinagem e condicionamento ácido da cerâmica Vitablocs Mark II for CEREC, de acordo com a Fórmula (8):

$$f = \sigma_{u,c} / \sigma_p = 73,5 \text{ MPa} / 96,5 \text{ MPa} = 0,76 \quad (8)$$

Onde:

$\sigma_{u,c}$ é a tensão crítica para fratura após usinagem e condicionamento ácido = 73,5 MPa (Lüthy et al., 1991);

σ_p é a tensão crítica para fratura encontrada para Vitablocs® Mark II® não usinada, após corte com disco diamantado e polimento, através de teste de flexão de 4 pontos (86 MPa) (Tinschert et al., 2000) convertido pela escala de Weibull (Quinn e Quinn, 2010) para resultado de teste de 3 pontos (96,5 MPa).

Os resultados calculados baseados na AEF (ver apêndice I) foram plotados conjuntamente com aqueles produzidos experimentalmente em gráfico de função carga para fratura vs espessura de cimentação, para as diferentes condições de união entre cerâmica e cimento.

5 RESULTADOS

Na primeira parte deste capítulo, serão apresentados os resultados dos estudos preliminares realizados para investigação do efeito da espessura de cimento e da presença de união entre cerâmica e cimento, utilizando-se corpos-de-prova de geometria simplificada e análise de elementos finitos (AEF) com simulação de aplicação de carga. Na segunda parte, serão apresentados os resultados obtidos com a metodologia desenvolvida ao longo da pesquisa, na qual utilizaram-se coroas cerâmicas e AEF com simulação de aplicação de carga e de contração de polimerização da camada de cimento. Dessa forma, o leitor poderá traçar paralelos entre as metodologias e também, compreender a evolução da pesquisa e as razões que fundamentaram a opção pela metodologia final utilizada.

5.1 Dados experimentais e calculados por análise de elementos finitos (AEF): estudo preliminar com corpos-de-prova de geometria simplificada

Os resultados obtidos experimentalmente (testes monotônicos) e calculados utilizando-se AEF, para corpos-de-prova em forma de pastilhas cerâmicas cimentadas à discos de G-10, estão apresentados na Tabela 1 e Figura 10.

Tabela 1 - Cargas para fratura de cerâmica feldspática (Vitablocks Triluxe®) observadas experimentalmente (C_{obs}) e calculadas (C_{calc}) através da AEF, para as diferentes condições de união e espessura de cimento

	Grupos	C_{obs} (N)	C_{calc} (N)
1	50 μ m cimento resinoso, "união"	612.5 $\pm$ 30.1 ^{abc}	849.1
2	100 μ m cimento resinoso, "união"	600.5 $\pm$ 14.6 ^{bc}	765.8
3	200 μ m cimento resinoso, "união"	559.4 $\pm$ 38.8 ^{cde}	665.2
4	400 μ m cimento resinoso, "união"	523.8 $\pm$ 20.4 ^{ef}	558.6
5	800 μ m cimento resinoso, "união"	480.8 $\pm$ 36.3 ^f	501.84
6	750+50 μ m cimento resinoso, "união"	542.3 $\pm$ 31.4 ^{def}	---
7	50 μ m cimento resinoso, "ausência de união"	305.5 $\pm$ 35.6 ^g	367.4
8	800 μ m cimento resinoso, "ausência de união"	201.9 $\pm$ 18.4 ^h	359.2
9	50 μ m fosfato de zinco, "união"	662.6 $\pm$ 32.6 ^{ab}	---
10	Silano comercial + 50 μ m cimento resinoso	668.2 $\pm$ 19.5 ^a	849.1
11	Silano comercial, aquecimento + 50 μ m cimento resinoso	628.2 $\pm$ 26.1 ^{ab}	849.1
12	Silano comercial, aquecimento, lavagem + 50 μ m cimento resinoso	608.8 $\pm$ 39.8 ^{abc}	849.1
13	Silano recém preparado, aquecimento, 50 μ m cimento resinoso	621.6 $\pm$ 24.7 ^{abc}	849.1

Teste de Tukey ($p \leq 0.05$): letras iguais denotam semelhança estatística

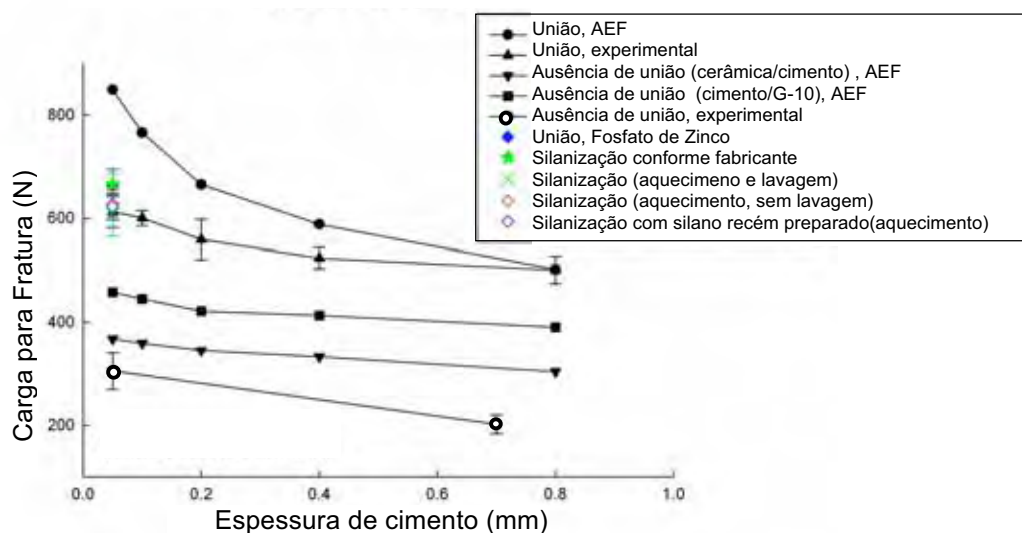


Figura 10 - Cargas para fratura de cerâmica feldspática (Vitablocks Triluxe®) observadas experimentalmente e calculadas através dos dados de AEF, para as diferentes condições de união e espessura de cimento.

Utilizando-se corpos-de-prova em forma de pastilhas cerâmicas cimentadas à bases de G-10, na condição "união", observou-se

um decréscimo nas cargas para fratura com o aumento na espessura de cimento. O efeito da espessura do cimento pareceu mais pronunciado entre 50 e 200 μm . O teste de Tukey não detectou diferença significativa entre 400 μm e 800 μm , no entanto houve diferença entre 50 μm e 400 μm . As cargas para fratura previstas por AEF seguiram a mesma tendência observada experimentalmente, entretanto, na simulação, o uso de uma camada fina de cimento foi mais benéfico do que na observação experimental. Para camadas espessas de cimento, os resultados experimentais e calculados foram mais próximos (Tabela 1 e Figura 10).

No conjunto de corpos-de-prova com “ausência de união”, foi observado um decréscimo nas cargas para fratura, quando a espessura de cimento aumentou de 50 para 800 μm . As cargas calculadas por AEF para a condição “ausência de união” também foram mais altas do que as observadas experimentalmente, mas a discrepância foi maior para a camada mais espessa.

Quando foi realizada a simulação de “ausência de união” entre cimento e base de G-10, as tensões de tração foram ainda mais discrepantes em relação aos resultados experimentais (Figura 10).

Corpos-de-prova na condição “ausência de união” resistiram à apenas 50% e 42% da carga para fratura que aqueles na condição “união” resistiram (para 50 e 800 μm , respectivamente).

Comparando-se as cargas para fratura de corpos-de-prova nas condições “união” e “ausência de união”, é importante que se perceba que o efeito da união mantém-se semelhante à medida em que a espessura de cimento aumenta. Esse comportamento foi diferente quando foram utilizadas coroas cerâmicas, como será apresentado nas próximas sessões.

5.2 Cargas experimentais e calculadas (AEF) para fratura de coroas cerâmicas: metodologia final

As primeiras tensões principais desenvolvidas em coroas cerâmicas com diferentes espessuras de cimento resinoso, nas condições “união” e “ausência de união”, devidas à contração de polimerização e aplicação de carga, obtidas por AEF, estão demonstradas nas Figuras 12 a 14 e Tabelas 2 a 7. Por convenção, valores positivos referem-se à tensões de tração e valores negativos, à tensões de compressão.

A seguir estão apresentadas as cargas para fratura dos corpos-de-prova submetidos aos testes monotônicos (Figuras 15 a 19 e Tabela 8). No gráfico da Figura 15, as cargas calculadas com base na AEF estão plotadas conjuntamente com as cargas para fratura experimentais (testes).

5.2.1 Tensões calculadas por AEF, devidas à contração de polimerização e aplicação de carga em coroas cerâmicas nas diferentes condições de união e de espessura oclusal de cimento

5.2.1.1 Tensões nas coroas

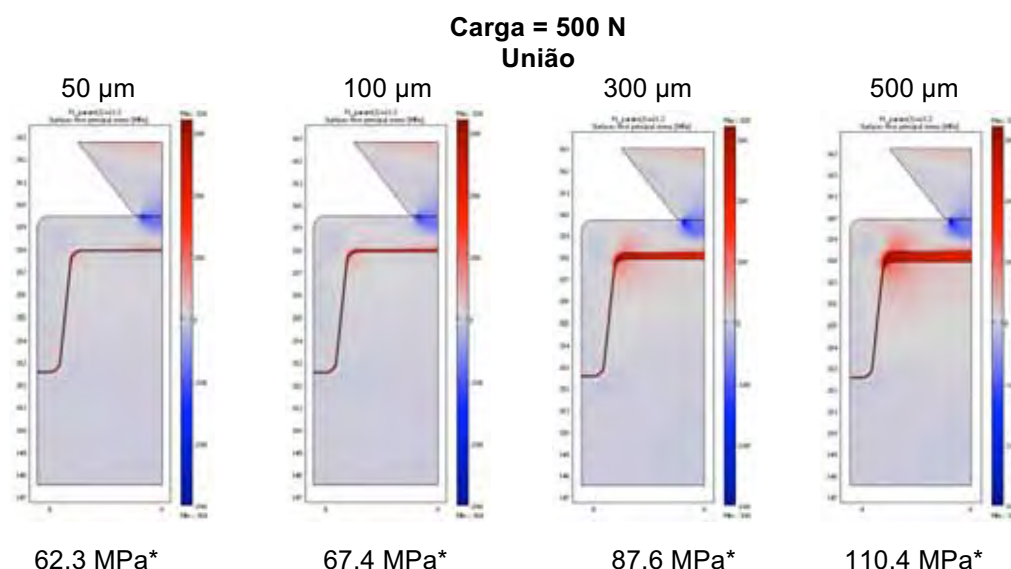


Figura 11 - Ilustrações das 1^{as} tensões principais (MPa) desenvolvidas na superfície cimentante de coroas cerâmicas devidas à contração de polimerização e aplicação de carga, para diferentes espessuras de cimento resinoso, na condição “união”. * os valores apresentados são correspondentes ao centro da coroa, local mais provável de origem da fratura.

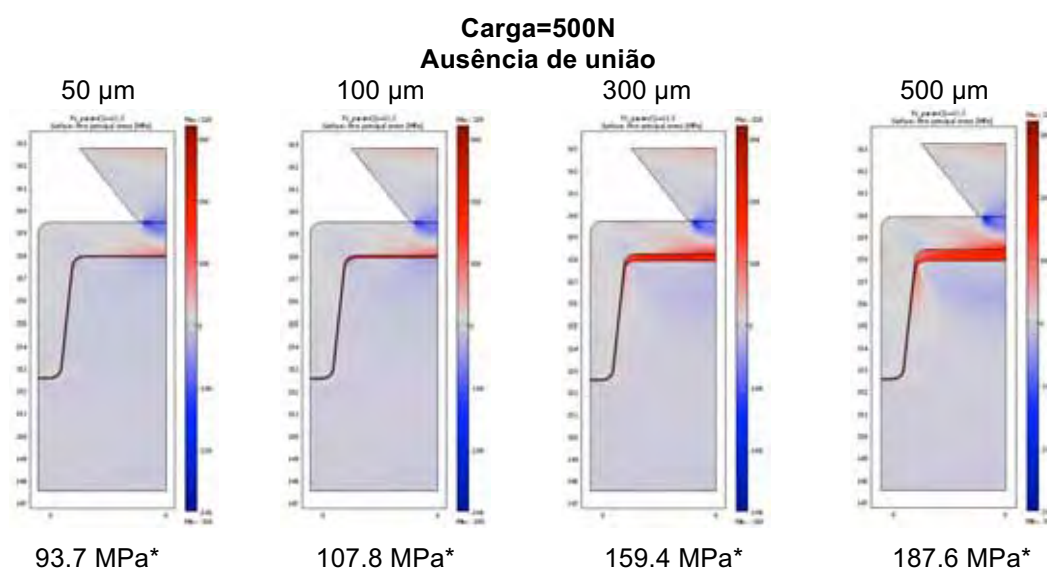


Figura 12 - Ilustrações das 1^{as} tensões principais (MPa) desenvolvidas na superfície cimentante de coroas cerâmicas devidas à contração de polimerização e aplicação de carga, para diferentes espessuras de cimento resinoso, na condição “ausência de união”. * os valores apresentados são correspondentes ao centro da coroa, local mais provável de origem da fratura.

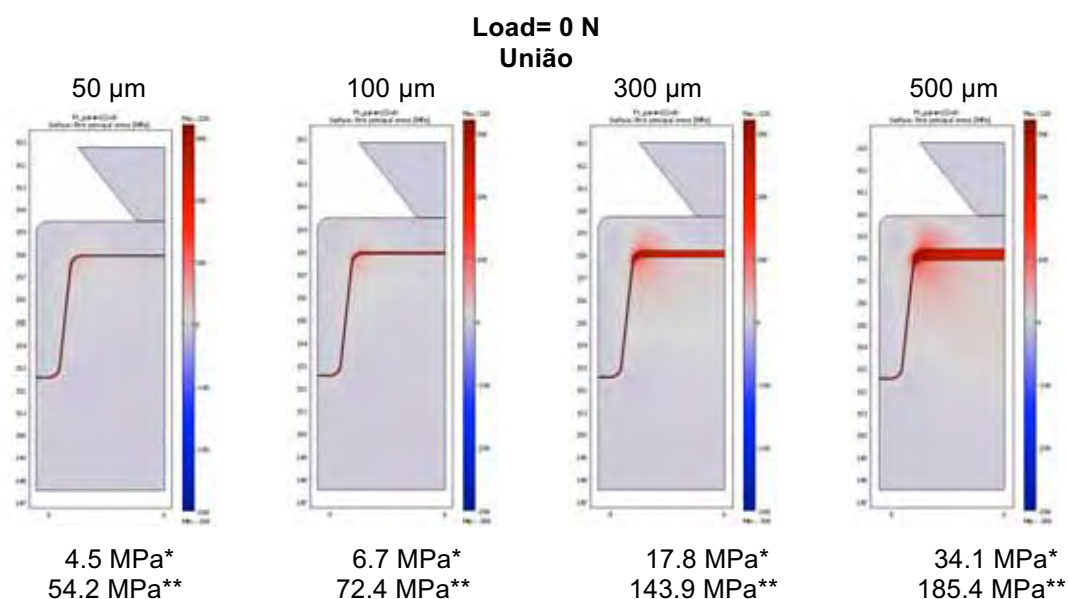


Figura 13 - Ilustrações das 1^{as} tensões principais (MPa) desenvolvidas na superfície cimentante de coroas cerâmicas devidas à contração de polimerização (sem aplicação de carga), para diferentes espessuras de cimento resinoso, na condição “ausência de união”. * valores correspondentes ao centro da coroa, local mais provável de origem da fratura. ** valores correspondentes ao ângulo interno ocluso-axial.

Tabela 2 - 1^{as} tensões principais (MPa) nas superfícies cimentantes de coroas cerâmicas submetidas ou não à carga, utilizando-se ou não simulação de contração de polimerização (CP), para as condições “união” ou “ausência de união” e diferentes espessuras de cimento.

Espessura oclusal de cimento (μm)	Carga (500 N)				Sem carga	
	Sem CP		CP*		CP	
	União	Ausência de união	União	Ausência de união	União	Ausência de união
50	57.0	88.5	62.3	93.7	4.5	0 //
100	60.5	92.7	67.4	107.8	6.7	0 //
300	69.8	92.8	87.6	159.4	17.8	0 //
500	75.4	100.0	110.4	187.6 //	34.1	0 //

* 4,65% de contração axial (Spinell et al., 2009)

// – indica formação de fendas entre cimento e cerâmica

As tensões na superfície de tração das coroas cerâmicas aumentaram proporcionalmente à espessura de cimento para ambas as condições: união e ausência de união (Tabela 2; Figuras 11 a 13). Quando a contração de polimerização foi simulada, as tensões aumentaram em maior proporção para as coroas sem união ao cimento. Analisando-se a tensão de tração causada somente pela contração de polimerização do cimento (Tabela 2; Figura 13), a mesma foi muito maior para coroas com maior espessura oclusal de cimento (aumento de cerca de 7,6 vezes, de 50 para 500 μm). Para coroas unidas ao cimento, a contração de polimerização causou um efeito de aumento na tensão de tração numericamente correspondente às tensões verificadas em coroas sem aplicação de carga. Para “ausência de união”, as tensões no lado de tração da coroa devidas à contração de polimerização foram nulas, mas houve formação de fendas entre cerâmica e cimento, as quais puderam ser visualizadas em maior aumento nas imagens das soluções dos modelos.

Tabela 3 - 1^{as} tensões principais (MPa) nas superfícies cimentantes dos ângulos internos ocluso-axiais das coroas cerâmicas submetidas ou não à carga, utilizando-se ou não simulação de contração de polimerização (CP), para as condições “união” ou “ausência de união” e diferentes espessuras de cimento

Espessura oclusal de cimento (μm)	Carga (500 N)				Sem carga	
	Sem CP		CP*		CP	
	União	Ausência de união	União	Ausência de união	União	Ausência de união
50	0.1	-0.9 //	53.6	-1.2 //	54.2	0 //
100	-0.1	-1.0 //	71.8	-1.8 //	72.4	0 //
300	-0.3	-0.7 //	148.0	-0.4 //	143.9	0 //
500	-0.4	-0.7 //	183.8	-2.6 //	185.4	0 //

* 4,65% de contração axial (Spinell et al., 2009)

// – indica formação de fendas entre cimento e cerâmica

As maiores tensões devidas à contração de polimerização do cimento foram geradas no ângulos ocluso-axiais das coroas unidas ao cimento (Tabela 3). Observando-se o efeito da aplicação de carga, pode-se verificar que as tensões nessa região são causadas em sua maior parte pela contração de polimerização. A carga teve efeito insignificante sobre as tensões resultantes nos ângulos da coroa. Para coroas não unidas, não houve formação de tensões nos ângulos internos.

5.2.1.2 Tensões no cimento

Tabela 4 - 1^{as} tensões principais (MPa) na camada de cimento sob o ponto central das coroas submetidas ou não à carga, utilizando-se ou não simulação de contração de polimerização (CP), para as condições “união” ou “ausência de união” e diferentes espessuras de cimento

Espessura oclusal de cimento (µm)	Carga (500 N)				Sem carga	
	Sem CP		CP*		CP	
	União	Ausência de união	União	Ausência de união	União	Ausência de união
50	-12.5	-21.7	209.3	195.2	221.3	219.8
100	-11.3	-25.2	210.0	190.1	221.3	215.8
300	-9.2	-22.4	213.1	185.3	222.2	198.7
500	-7.6	-20.8	217.3	178.3	224.8	178.3

* 4,65% de contração axial (Spinell et al., 2009)

Grandes tensões de tração foram geradas no cimento, devido à contração de polimerização do mesmo, tanto na presença quanto na ausência de união, mesmo para coroas sem carga (Tabela 4). A aplicação de carga compressiva nas coroas causou um leve decréscimo nas tensões de tração do cimento.

As tensões no cimento foram maiores quando o mesmo estava unido à cerâmica e conforme o cimento se tornou mais espesso. Quando o cimento não estava unido à cerâmica, as tensões de tração no mesmo decresceram com o aumento na sua espessura (Tabela 4).

Quando as coroas com “ausência de união” foram submetidas à carga, as tensões encontradas nas camadas de cimento de 500 μm foram iguais àsquelas de coroas não submetidas à carga. A diferença nas tensões de tração entre as condições “união” e “ausência de união” foi pequena para 50 μm de cimento (1,5 MPa). Entretanto, para 500 μm , essa diferença aumentou (46,5 MPa maior para a condição de “união”). Isso deveu-se às tensões crescentes para coroas unidas e decrescentes para coroas não-unidas.

Tabela 5 - 1^{as} tensões principais (MPa) na camada de cimento na região do ângulo ocluso-axial, sob coroas submetidas ou não à carga, utilizando-se ou não simulação de contração de polimerização (CP), para as condições “união” ou “ausência de união” e diferentes espessuras de cimento

Espessura oclusal de cimento (μm)	Carga (500 N)				Sem carga	
	Sem CP		CP*		CP	
	União	Ausência de união	União	Ausência de união	União	Ausência de união
50	0.15	0.2	244.7	192.7	244.9	192.8
100	-0.1	0.2	255.3	174.6	255.5	174.5
300	-0.1	0.2	284.6	129.9	286.0	130.0
500	-0.4	0.2	303.5	93.1	304.1	93.1

* 4,65% de contração axial (Spinell et al., 2009)

No ângulo ocluso-axial, a cerca de 3 mm da área de aplicação da carga, as tensões de tração no cimento foram maiores do que no centro da região oclusal (comparar tabelas 4 e 5), mas essas tensões não foram modificadas pela aplicação da carga (comparar colunas equivalentes em “carga” e “sem carga”, na Tabela 5).

Nos ângulos, pôde-se observar o mesmo comportamento do cimento no centro da coroa: para cerâmica unida, as tensões no cimento aumentaram com o aumento da sua espessura; e para cerâmica não unida, as tensões diminuíram com o aumento da espessura (Tabela 5).

5.2.2 Tensões na superfície de cimentação das coroas cerâmicas, calculadas por AEF, para diferentes taxas de contração de polimerização

Tabela 6 - 1^{as} tensões principais (MPa) em coroas cerâmicas submetidas ou não à carga, devidas à taxas crescentes de contração axial de polimerização (CP), para a condição “união” entre cerâmica e cimento, com diferentes espessuras de cimento

Espessura oclusal de cimento (μm)	Aplicação de carga	CP					
		0%	1%	2%	3%	4%	4.65%
50	Sim	57*	57.8	58.7	59.6	60.3	62.3
	Não	0	1.0	2.0	3.0	3.8	4.5
100	Sim	60.5	62.3	62.9	64.7	65.1	67.4
	Não	0	1.4	2.8	4.2	5.4	6.7
300	Sim	69.8	73.4	78	80.1	84.5	87.6
	Não	0	3.9	7.8	11.6	15.6	17.8
500	Sim	75.4	82.8	91.7	98.6	104.3	110.4
	Não	0	7.6	14.9	22.8	29.5	34.1

* tensões no ponto central da superfície cimentante das coroas

Tabela 7 – 1^{as} tensões principais (MPa) em coroas cerâmicas submetidas ou não à carga, devidas à taxas crescentes de contração axial de polimerização (CP), para a condição “ausência de união” entre cerâmica e cimento, com diferentes espessuras de cimento

Espessura oclusal de cimento (μm)	Aplicação de carga	CP					
		0%	1%	2%	3%	4%	4.65%
50	Sim	88.5	89.4	89.6	90.5	91.8	93.7
	Não	0	0	0	0	0	0
100	Sim	92.7	95.9	99.1	103.4	106.6	107.8
	Não	0	0	0	0	0	0
300	Sim	92.8	103.6	116.5	130.7	147.8	159.4
	Não	0	0	0	0	0	0
500	Sim	100	118.5	141.9	171.3	186.8	187.6
	Não	0	0	0	0	0	0

* tensões no ponto central da superfície cimentante das coroas

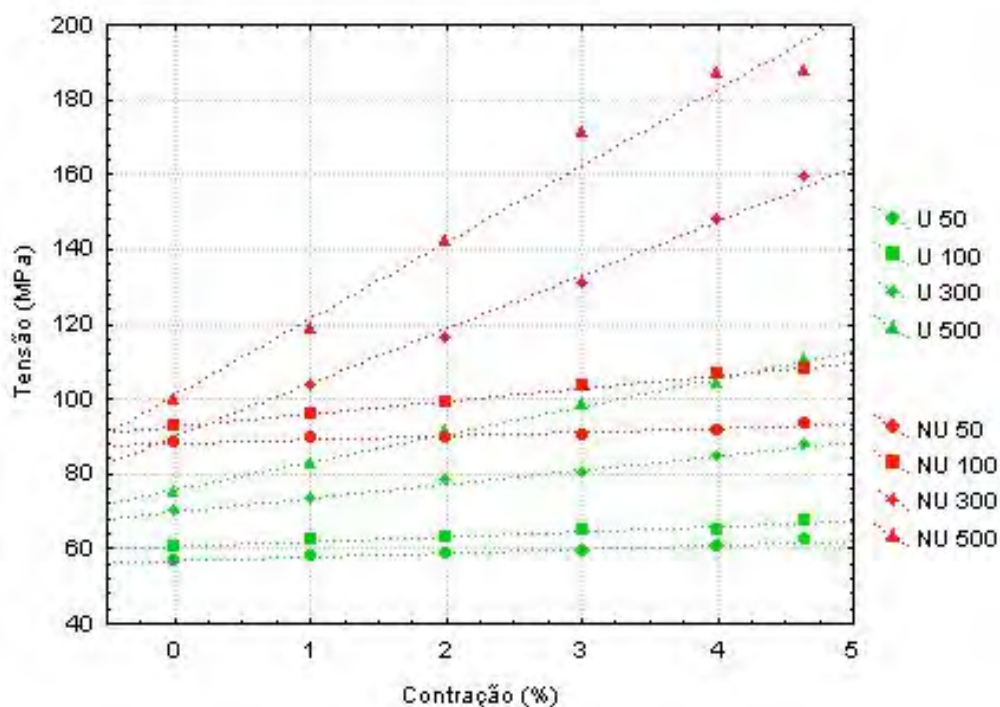


Figura 14 – 1^{as} tensões principais (MPa) nas superfícies cimentantes de coroas cerâmicas submetidas à aplicação de carga, devidas à taxas crescentes de contração axial de polimerização (CP), para as condições “união” (U) e “ausência de união” (NU) em diferentes espessuras de cimento.

O aumento na contração axial do cimento aumentou as tensões de tração na superfície cimentante de coroas cerâmicas, mesmo sem a aplicação de carga (Tabela 6). Para 500 µm com 4,65% de contração, a tensão de tração devida somente à contração de polimerização (34.1 MPa) atingiu cerca de 30% do valor total (devido à aplicação de carga e contração de polimerização: 110.4 MPa) (Tabela 6).

Quando o cimento em pequena espessura (50 e 100 µm) não foi unido à superfície da cerâmica, a contração teve pouco efeito nas tensões de tração em coroas sob aplicação de carga. Esse efeito aumentou para camadas mais espessas de cimento.

Os coeficientes de correlação de Pearson para Tensão vs Contração de polimerização variou de 0.947 a 0.996 para “ausência de

união” e de 0.971 a 0.998 para “união” (Apêndice E). Todos os modelos mostraram tensões crescentes com o aumento da contração. As equações de regressão linear tiveram um poder explicativo (r^2) de 0.90 a 0.99, para tensão como função da contração de polimerização, nas condições “união” e “ausência de união”. As inclinações das curvas para tensão vs contração nos modelos com “ausência de união” foram estatisticamente maiores do que os modelos com “união”, para cimento mais espesso do que 100 μm (Figura 14 e Apêndice E).

As tensões em coroas com espessura de cimento de 500 μm , na “ausência de união”, aumentaram 88% quando a contração do cimento passou de 0 para 4,65% (100 para 188 MPa) (Tabela 7).

5.2.3 Cargas para fratura em coroas cerâmicas com diferentes espessuras de cimento resinoso, nas condições “união” e “ausência de união”

Tabela 8 - Cargas para fratura observadas experimentalmente em coroas cerâmicas CAD/CAM ($_{\text{obsL}}$) para diferentes condições de união e de espessura de cimento

Espessura de cimento, condição de união	$_{\text{obsL}}^*$ (N)
50 μm , união	673,53 ^A
100 μm , união	635,40 ^A
300 μm , união	445,98 ^B
500 μm , união	300,63 ^C
50 μm , ausência de união	308,25 ^C
100 μm , ausência de união	321,47 ^C
300 μm , ausência de união	232,79 ^C
500 μm , ausência de união	233,27 ^C

* conjunto de dados e análise de variância encontram-se no apêndice H; Letras diferentes indicam diferença significativa (Tukey 5%)

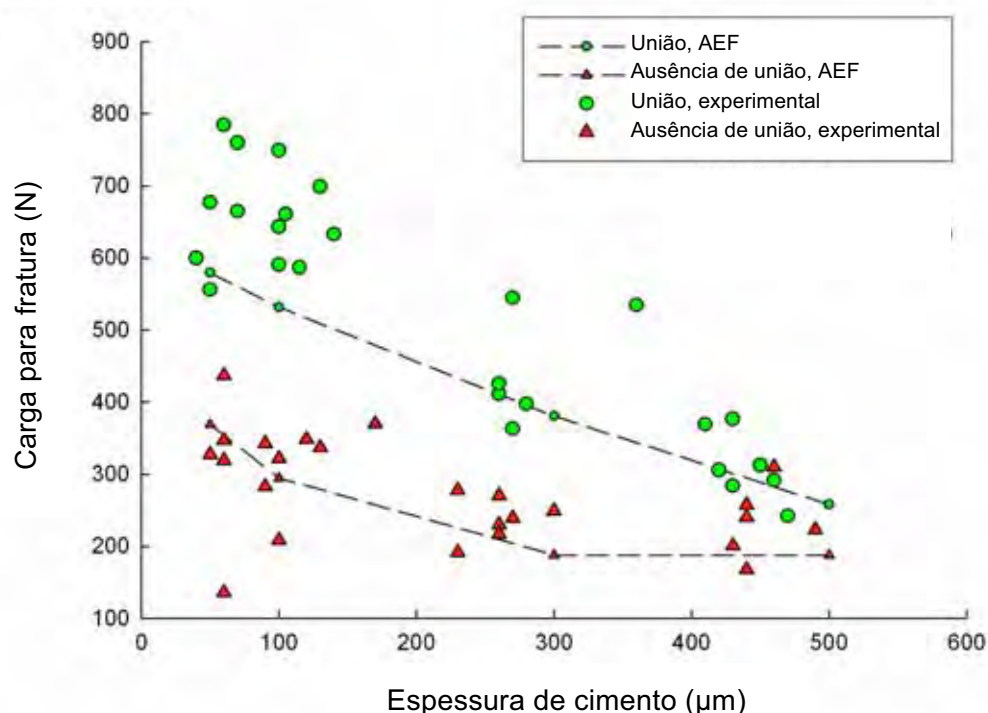


Figura 15 - Cargas para fratura observadas experimentalmente em coroas cerâmicas CAD/CAM e calculadas por AEF, para diferentes espessuras de cimento, nas condições “união” e “ausência de união”

Através do teste de Tukey à 5% de significância, observou-se que as coroas cerâmicas apresentaram maior carga para fratura quando estiverem unidas à camadas de cimento de 50 e 100 μm de espessura (Tabela 8).

Analisando-se a Figura 15, verifica-se que ambos os métodos, experimental e matemático, demonstraram decréscimo nas cargas para fratura conforme a espessura de cimento aumenta. Tanto utilizando-se AEF quanto experimentalmente, as cargas para fratura de coroas na condição “união” foram pelo menos 2 vezes maiores do que as de coroas com “ausência de união”, para a espessura de 50 μm de cimento. Também pôde-se observar através de ambos os métodos, que à medida em que a espessura de cimento aumentou, o efeito da união foi sendo perdido, e tanto coroas unidas quanto não-unidas ao cimento

apresentaram cargas para fratura similares para a espessura de 500 μm , o que não foi observado nos estudos preliminares, quando utilizou-se corpos-de-prova de geometria simplificada (Figura 10).

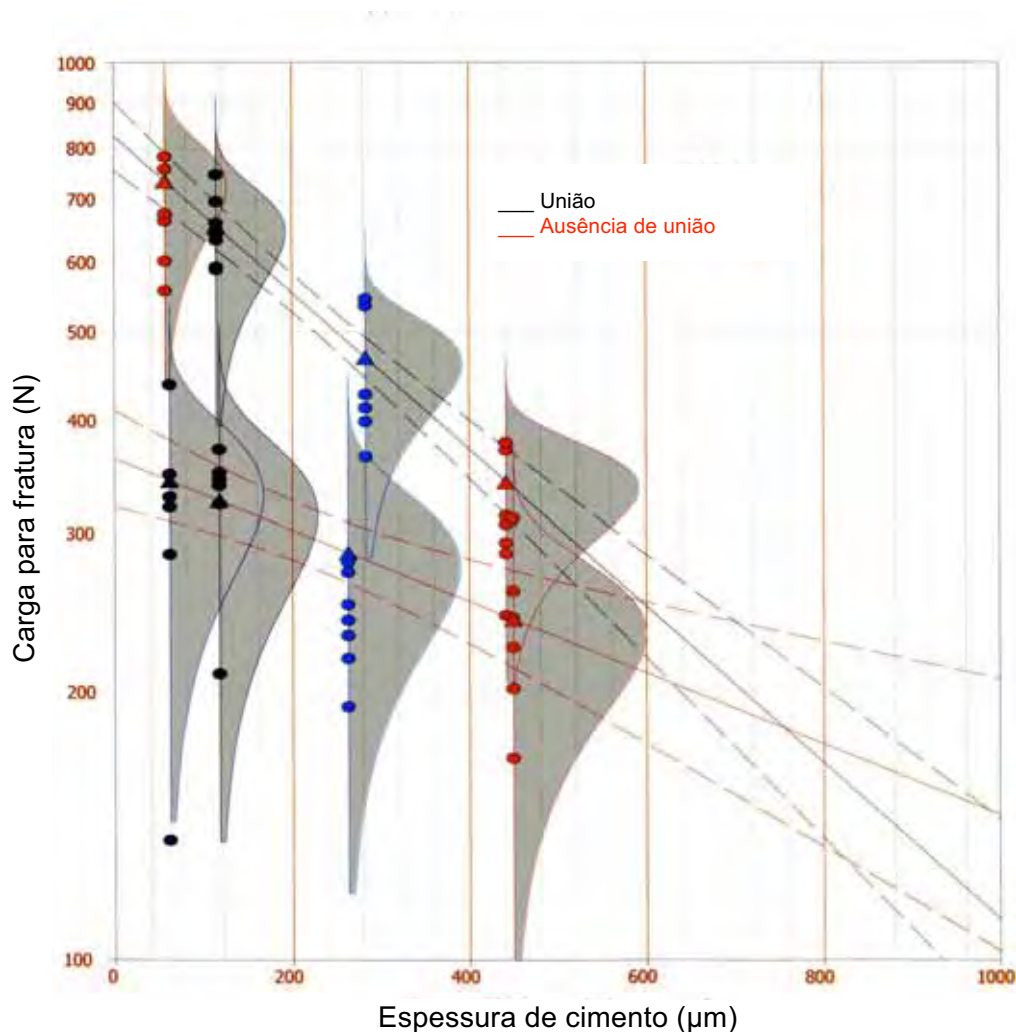


Figura 16 - Distribuição das probabilidades de cargas para fratura de coroas cerâmicas CAD/CAM nas condições “união” e “ausência de união”, em função da espessura oclusal de cimento. As linhas pontilhadas indicam o intervalo de confiança de 95%.

Os dados de carga para fratura foram projetados para as espessuras oclusais de cimento médias (Figura 16), indicando que as coroas unidas ou não apresentariam as mesmas cargas para fratura com a espessura oclusal de cimento de 520 μm , pois os intervalos de

confiança de 95% dos grupos com “união” e com “ausência de união” cruzam-se nesse ponto.

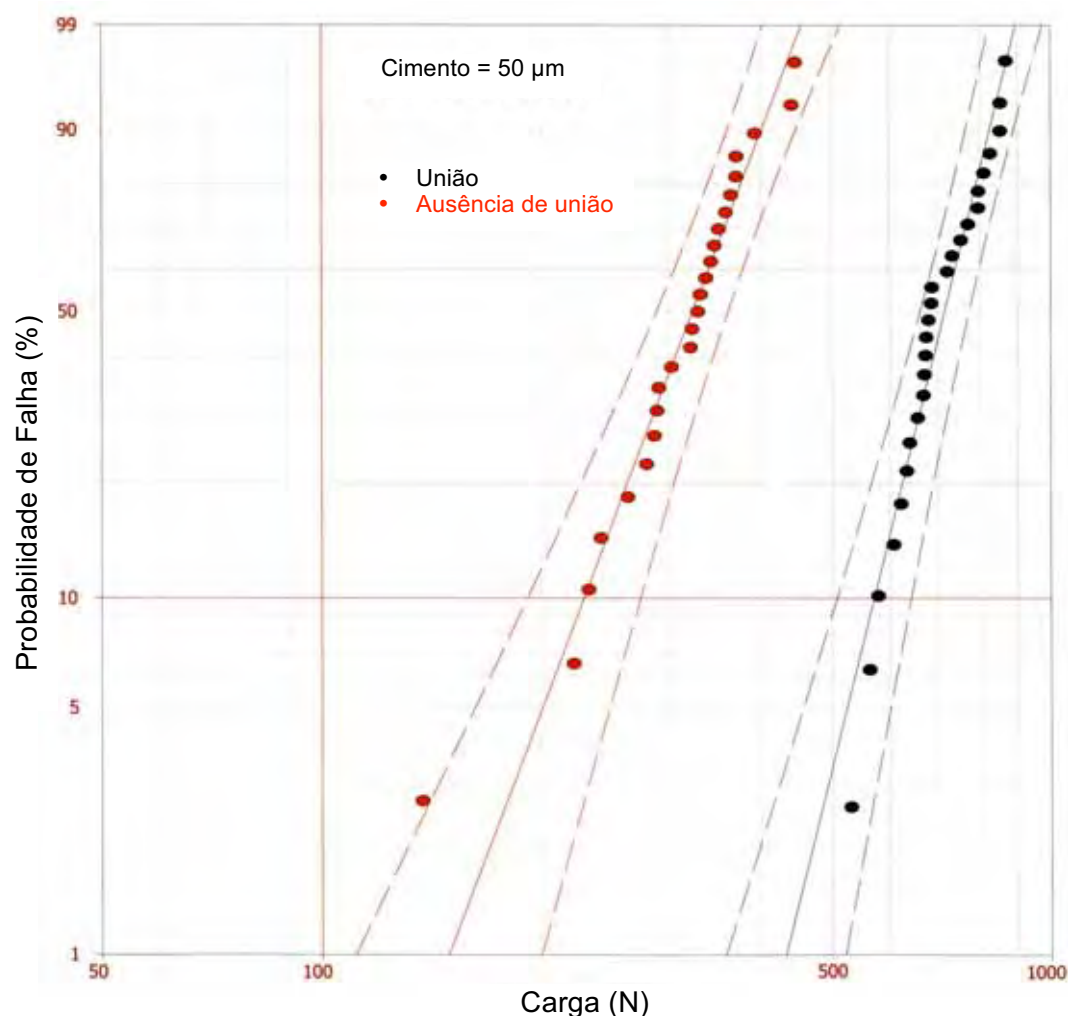


Figura 17 - Distribuição das probabilidades de fratura de coroas cerâmicas CAD/CAM nas condições “união” e “ausência de união”, em função da carga (N), para a espessura oclusal de cimento de 50 µm. As linhas pontilhadas indicam o intervalo de confiança de 95%.

Utilizando-se os dados experimentais para o cálculo das probabilidades de falha das coroas CAD/CAM com espessura oclusal de cimento de 50 µm, observou-se uma clara diferença entre as cargas para fratura de coroas unidas e não unidas (Figura 17). Para uma carga de

aproximadamente 450 N, 100% das coroas não-unidas ao cimento já teriam falhado, enquanto nenhuma coroa unida teria falhado ainda.

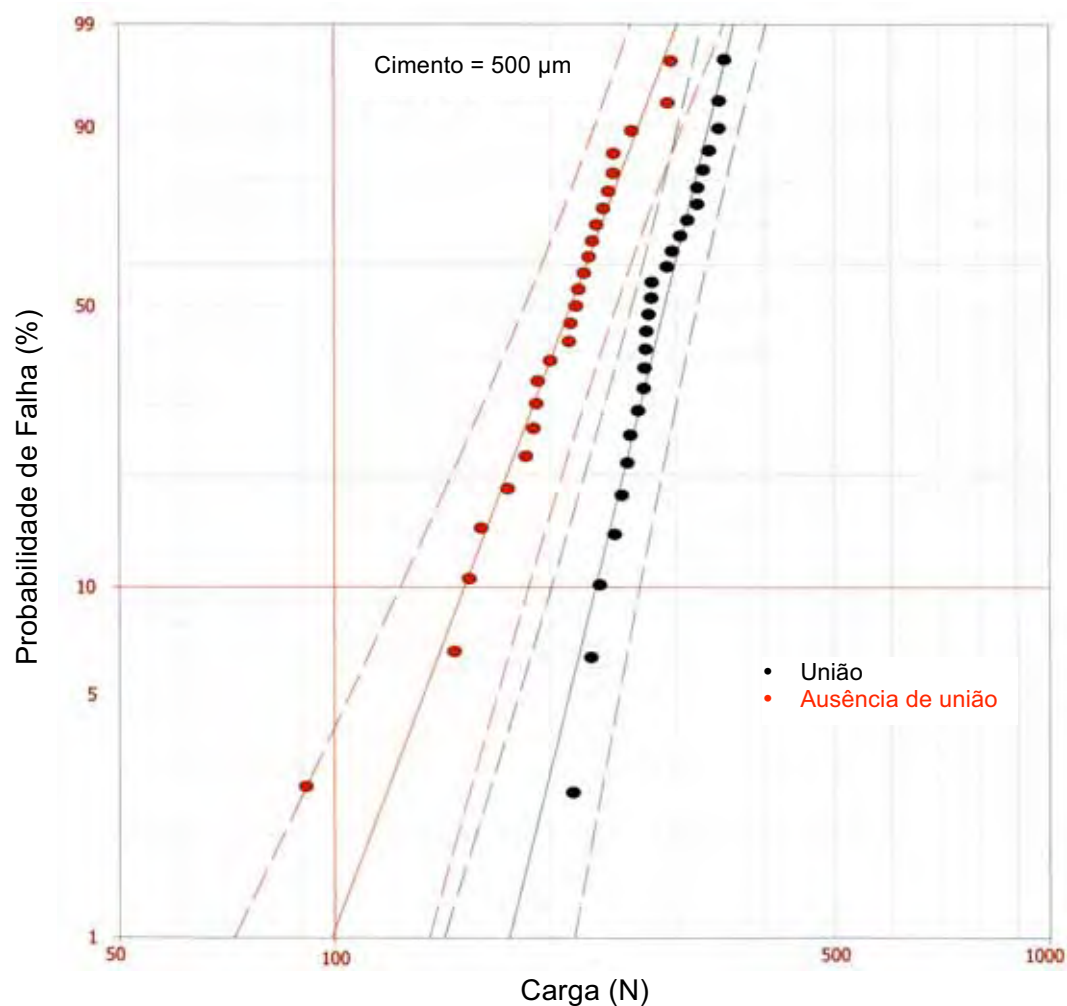


Figura 18 - Distribuição das probabilidades de fratura de coroas cerâmicas CAD/CAM nas condições “união” e “ausência de união”, em função da carga (N), para a espessura oclusal de cimento de 500 µm. As linhas pontilhadas indicam o intervalo de confiança de 95%.

Realizando-se a mesma projeção para 500 µm (Figura 18), pode-se observar uma aproximação entre as cargas para fratura dos dois grupos (“união” e “ausência de união”). Comparando-se as Figuras 17 e 18, pode-se verificar que as cargas para fratura em ambos os grupos

diminuíram para a maior espessura de cimento. Nesta espessura de cimento alguns corpos-de-prova dos dois grupos poderiam falhar com a mesma carga.

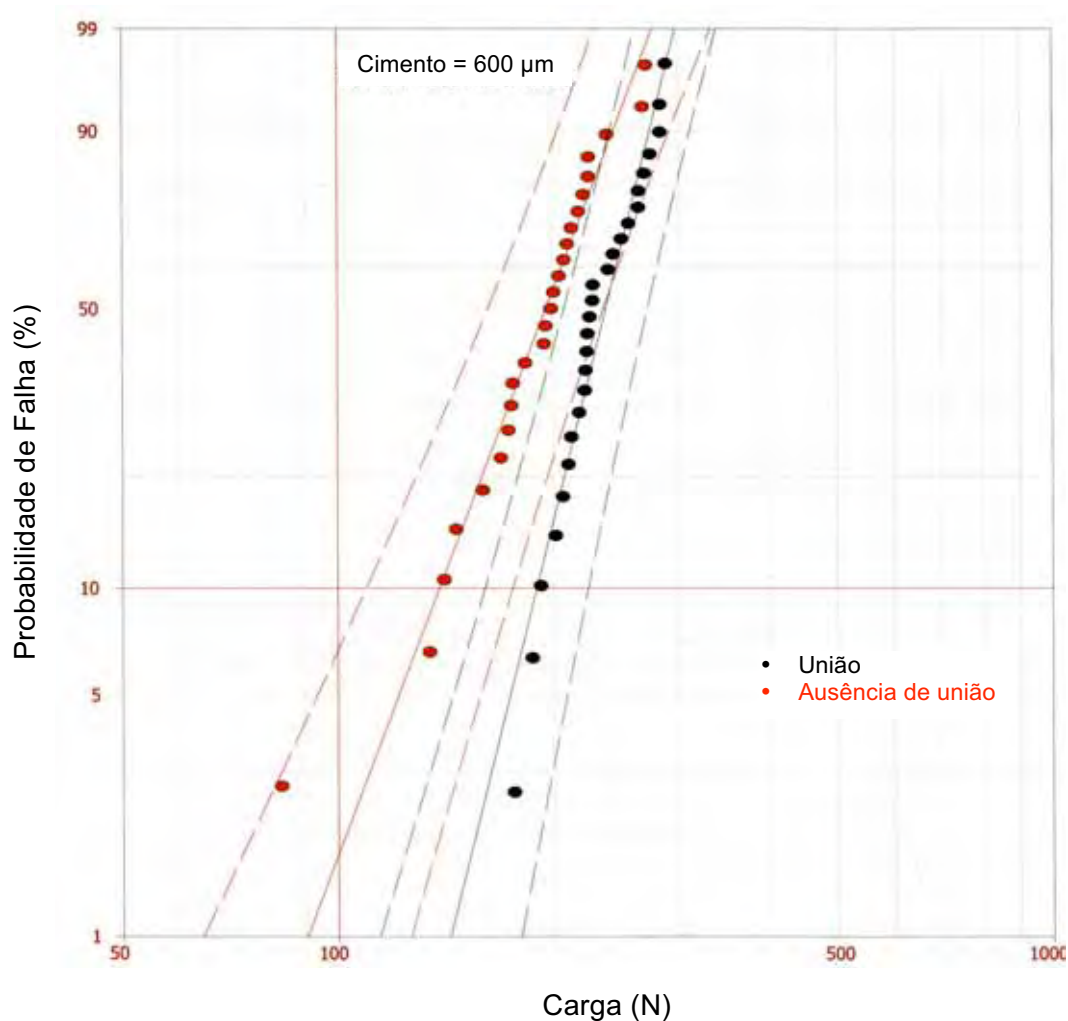


Figura 19 - Distribuição das probabilidades de fratura de coroas cerâmicas CAD/CAM nas condições “união” e “ausência de união”, em função da carga (N), para a espessura oclusal de cimento de 600 µm. As linhas pontilhadas indicam o intervalo de confiança de 95%.

Para 600 µm de espessura de cimento (Figura 19), os intervalos de confiança de 95% estão completamente sobrepostos, demonstrando que nessa espessura de cimento, todas as coroas de ambos os grupos, “união” e “ausência de união”, apresentam probabilidades de falharem sob a mesma carga.

5.2.4 Imagens das coroas fraturadas: microscopia eletrônica de varredura (MEV)

A análise das imagens em MEV permitiu a observação de dois fenômenos em coroas com maior espessura de cimento, na condição “união”, que foram a fratura da cerâmica no ângulo interno da coroa (Figura 21), e a formação de fendas entre o cimento e a cerâmica (Figura 22).

Para maiores espessuras de cimento, espaços entre cimento e cerâmica, parcialmente preenchidos por PDMS, foram observados nas imagens de coroas na condição “ausência de união” (Figura 24).

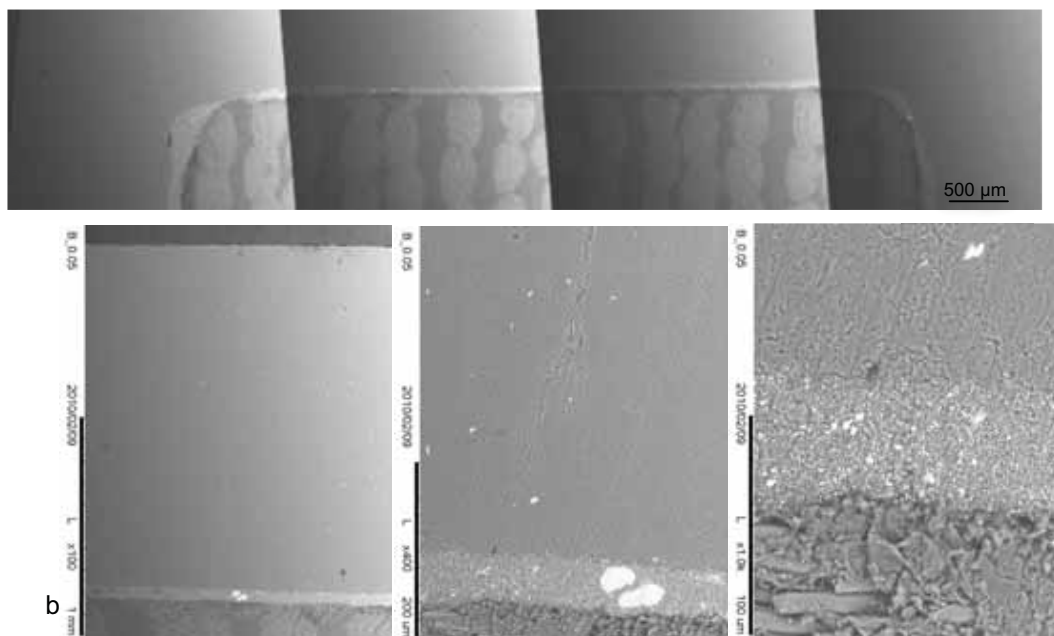


Figura 20 - Imagem de coroa cerâmica (Vitablocks Mark II®) com 50 μm de espessura de cimento, na condição “união”, em MEV: a) vista geral (sobreposição de imagens) e b) detalhamento da cerâmica, do cimento e do troquel em G-10, em aumentos crescentes, na região de origem de fratura

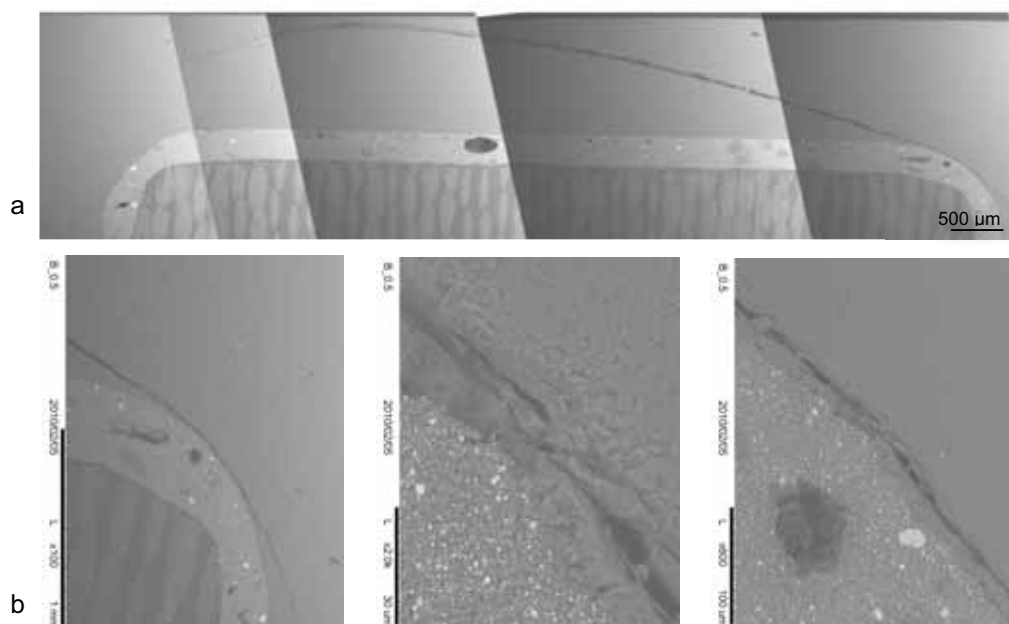


Figura 21 - Imagem de coroa cerâmica (Vitablocks Mark II®) com 500 µm de espessura de cimento, na condição “união”, em MEV: a) vista geral (sobreposição de imagens) e b) detalhamento da cerâmica em aumentos crescentes, demonstrando a origem da fratura no ângulo interno ocluso-axial da coroa cerâmica

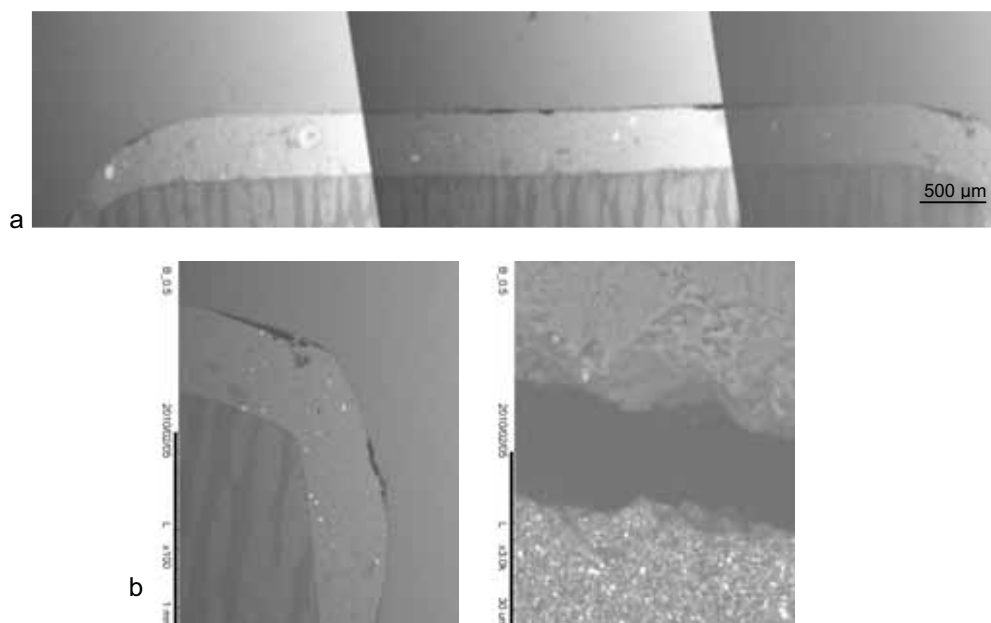


Figura 22 - Imagem de coroa cerâmica (Vitablocks Mark II®) com 500 µm de espessura de cimento, na condição “união”, em MEV: a) vista geral (sobreposição de imagens) e b) detalhamento das fendas formadas entre a cerâmica e o cimento, em aumentos crescentes

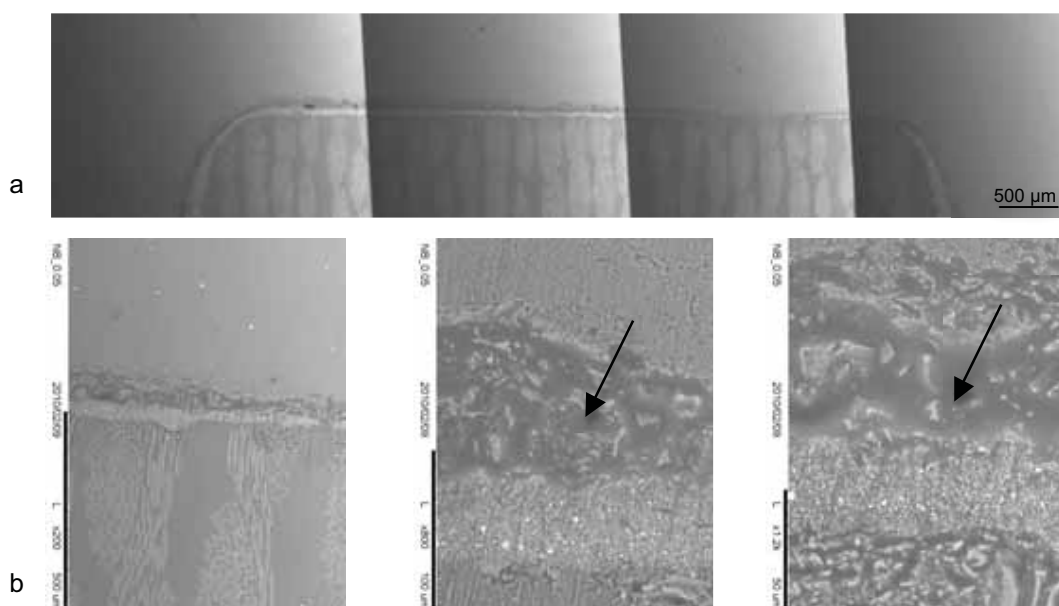


Figura 23 - Imagem de coroa cerâmica (Vitablocks Mark II®) com 50 µm de espessura de cimento, na condição “ausência de união”, em MEV: a) vista geral (sobreposição de imagens) e b) detalhamento em aumentos crescentes, das camadas de cerâmica, PDMS, cimento resinoso e G-10. Observe o PDMS preenchendo as porosidades causadas pelo condicionamento ácido (seta).

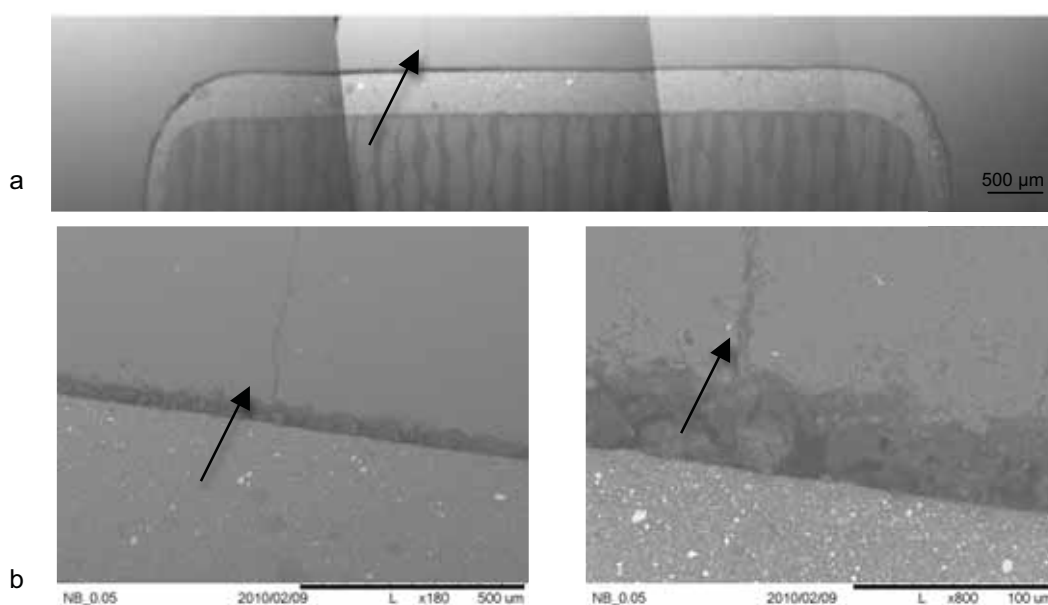


Figura 24 - Imagem de coroa cerâmica (Vitablocks Mark II®) com 500 µm de espessura de cimento, na condição “ausência de união”, em MEV: a) vista geral (sobreposição de imagens) e b) detalhamento em aumentos crescentes, das camadas de cerâmica, PDMS, cimento resinoso e G-10. Observe a fratura radial (seta), com origem na região de maior tensão de tração da coroa (face cimentante).

6 DISCUSSÃO

Este estudo foi conduzido para determinar a influência da espessura oclusal de cimento e da união entre cerâmica e cimento nas cargas para fratura de restaurações cerâmicas. A espessura de cimento em uma coroa protética resulta diretamente da sua adaptação ao preparo e pode ser ainda influenciada por variáveis que afetam a viscosidade do cimento e o assentamento da restauração (Rosenstiel et al., 1998). A adaptação interna de coroas CAD/CAM é resultado da utilização de espaçadores, durante o desenho das restaurações (Reich et al., 2005), da qualidade do escaneamento do preparo, seja direta ou indiretamente, ou ainda de desgastes internos, que apesar de não recomendados, são inadvertidamente realizados, na tentativa de melhorar o assentamento das coroas (Reich et al., 2005)

6.1 Estudos preliminares e o desenvolvimento da metodologia

Inicialmente, foi realizado um estudo preliminar com pastilhas cerâmicas cimentadas em um material análogo da dentina (G-10), o qual apresenta comportamento elástico semelhante ao da dentina e adesão à resina composta, conforme estudo realizado por Kelly et al. (2010). Neste estudo, vários grupos (n=5) foram testados para diferentes espessuras de cimento, para “união” e “ausência de união” entre cerâmica e cimento, e para diferentes protocolos de silanização. Os resultados dos

testes monotônicos foram comparados com as cargas para fratura calculadas com base nas tensões de tração dadas por análise de elementos finitos (AEF) (Tabela 1 e Figura 11).

Experimentalmente, observou-se decréscimo nas cargas para fratura conforme aumentou-se a espessura do cimento para ambas as condições: “união” e “ausência de união”. A cerâmica unida foi cerca de duas vezes mais resistente do que a cerâmica não-unida (Tabela 1 e Figura 11). Para cerâmica unida, este efeito pareceu mais pronunciado entre 50 e 200 μm . As cargas previstas com base na AEF, também seguiram a mesma tendência. Entretanto, quando utilizou-se AEF para cerâmica unida, as camadas mais finas de cimento tiveram um efeito mais benéfico do que o efeito observado através dos testes de fratura. Para 800 μm , a carga para fratura baseada na AEF foi coincidente com a carga para fratura experimental. Esta discrepância entre os resultados do modelo e da situação experimental pode ter sido devida à fatores não-controlados e que não foram incluídos na AEF, tais como contração de polimerização, fator-C (relação entre superfícies unidas e livres do compósito) e presença de bolhas ou porosidades na camada de cimento, os quais poderiam ter algum efeito negativo sobre as tensões desenvolvidas na superfície de cimentação da cerâmica. Na condição “união”, o fator-C para corpos-de-prova com 50 μm de espessura de cimento resinoso foi 16 vezes maior do que para corpos-de-prova com 800 μm . Alguns estudos tem demonstrado que o fator-C tem influência sobre as tensões de contração desenvolvidas nos cimentos resinosos durante a polimerização, uma vez que a capacidade de escoamento durante a polimerização é dependente da razão entre as superfícies unidas e livres (Feilzer et al., 1987; Watts; Satterthwaite, 2008). O confinamento e a restrição ao livre escoamento do cimento na condição “união”, pode ter gerado tensões de tração na superfície cimentante da

cerâmica. Estes eventos podem ter influenciado na maior discrepância observada entre os resultados experimentais e calculados por AEF para as camadas mais finas de cimento. Em uma coroa, o fator-C seria ainda maior, uma vez que apenas, uma superfície livre muito reduzida, nas margens, seria livre para fluir durante a polimerização. De acordo com Feilzer et al (1989) é um erro pensar que a contração em camadas finas de compósitos tem efeitos pequenos. De Jager et al. (2005) e Feilzer et al. (1989) concordam que em camadas de cimento (com altos fatores-C), aproximadamente toda a contração volumétrica é convertida em contração linear perpendicular às paredes.

Para pastilhas de cerâmica na condição “ausência de união”, também foi observado um decréscimo na carga para fratura, ao aumentar-se a espessura de cimento de 50 μm para 800 μm . Como apenas esses dois grupos foram observados experimentalmente, não pode-se afirmar se o efeito foi linear ou não, mas a curva parecem ser aproximadamente paralela à dos resultados para a condição “união”. As cargas para fratura calculadas com base na AEF para “ausência de união” foram maiores do que os resultados experimentais, mas neste caso a maior discrepância entre os dois métodos ocorreu para a camada de cimento mais espessa. Na ausência de união entre cerâmica e cimento, toda a superfície superior da camada de cimento foi livre para contrair durante a polimerização. A maior contração durante a polimerização ocorre no centro da camada de compósito, na sua superfície livre. Quando o cimento é mais espesso, a fenda formada devido à contração é maior, pois o volume é maior. Isso pode ter provocado a menor resistência à fratura, fazendo com que a diferença entre as cargas observadas e calculadas fosse maior para camadas mais espessas. Até esta etapa do estudo, ainda não havia sido realizada a simulação da contração de polimerização nos modelos de AEF.

Optando-se por manter o foco no efeito da união entre cerâmica e cimento, as camadas de cimento e da base em G-10 de todos os modelos foram consideradas unidas entre si. Do mesmo modo, os corpos-de-prova foram preparados de maneira a apresentarem boa união entre cimento e a base de G-10.

Essa comparação, na qual verificou-se certa discrepância entre os resultados experimentais e os resultados do modelo matemático, serviu como base para o desenvolvimento da metodologia final, com a utilização de corpos-de-prova de geometria mais complexa (coroas usinadas cimentadas à troqueis de G-10) e com a inclusão da simulação da contração de polimerização nos modelos para AEF. A utilização de coroas usinadas ofereceria uma configuração cavitária (fator C) bastante diversa da configuração que ocorre em pastilhas cimentadas, portanto os efeitos em termos de contração de polimerização do cimento e da usinagem das coroas poderiam ser mais próximos da realidade clínica.

Como primeiramente as pastilhas, e posteriormente as coroas foram condicionadas com ácido fluorídrico e recobertas com PDMS (no caso dos corpos-de-prova para a condição “ausência de união”), foram realizados testes de flexão biaxial para verificar o efeito desses procedimentos. Os resultados (Apêndice B) mostraram uma influência positiva da cobertura com PDMS sobre a resistência flexural. O PDMS foi capaz de penetrar nas falhas e porosidades existentes na superfície da cerâmica (Figura 2). A exclusão do contato com a água proveniente do ambiente, a qual atua na hidrólise da cerâmica e facilita a propagação das trincas, poderia ser uma das explicações para a maior resistência dos corpos-de-prova recobertos com PDMS. Addison; Fleming (2004), Fleming et al. (2006) e Isgró et al. (2010) observaram que a cobertura com resinas compostas aumentou a resistência das cerâmicas estudadas. PDMS é um fluido, e como tal, de comportamento

incompressível em cavidades fechadas. Portanto, acredita-se que quando a carga foi aplicada sobre uma coroa isolada com PDMS (condição “ausência de união”), as tensões foram transmitidas diretamente para a camada de cimento. Portanto, PDMS funciona como um isolante, mas não como um espaço vazio, em relação ao suporte da cerâmica e foi escolhido por essas razões para criar a condição “ausência de união” entre cimento e cerâmica nesta pesquisa.

O condicionamento ácido não teve influência significativa para o tamanho de amostra utilizado ($n=10$). No entanto, significativa redução na resistência flexural de uma cerâmica feldspática condicionada foi demonstrada por Addison et al. (2007), e atribuída à modificação nas falhas da superfície. Hooshmand et al. (2008) também encontraram o mesmo efeito. De acordo com Addison; Fleming (2004), a menor resistência das cerâmicas condicionadas poderia estar relacionada com a possível extensão de falhas pré-existent. Entretanto, Lüthy et al. (1991) não verificaram diminuição significativa na resistência flexural de cerâmica vítrea CAD/CAM. Em face dos achados literários e dos resultados obtidos no presente estudo (Apêndice B), no qual a diferença pode ter sido mascarada pelo pequeno número de amostras, decidiu-se que todos os espécimes seriam condicionados com ácido fluorídrico, de maneira a ter as condições experimentais padronizadas e evitar algum possível viés pela aplicação desse procedimento apenas nos corpos-de-prova na condição “união”.

6.2 Tensões em coroas para diferentes espessuras de cimento: AEF

6.2.1 Tensões na cerâmica

As 1^{as} tensões principais resultantes da contração do cimento e da aplicação de carga, sob diferentes condições de união e de espessura oclusal do cimento estão apresentadas nas Figuras 11 a 14 e Tabelas 2 a 7.

As tensões na superfície de tração da coroa cerâmica aumentaram proporcionalmente à espessura oclusal de cimento para as duas condições: “união” e “ausência de união” (Tabelas 2 e 3). Isto pode ser explicado pelas tensões por flexão da cerâmica, pelo efeito adesivo e pela contração do cimento.

O módulo de elasticidade relativamente baixo do cimento resinoso (6.3 GPa) comparado com o da cerâmica feldspática (64 GPa), aumenta as tensões de tração causadas pela carga aplicada na superfície oclusal da coroa e tem potencial para causar fratura por tração, na superfície de cimentação (Silva et al., 2008). É esperado que quanto mais espesso o cimento sob a coroa, na região sob aplicação de carga, maior será a deflexão da camada de cimento, e maiores as tensões na superfície de tração da coroa.

Neste estudo, a espessura de cimento isoladamente não foi tão influente sobre as tensões em coroas na condição “união” quando o cimento não sofreu contração (Tabela 2). Outros estudos também tem mostrado pequeno efeito da espessura de cimento nas tensões desenvolvidas na coroa, quando considerou-se a cerâmica unida à cimento sem contração (Proos et al., 2003, Rekow et al., 2006). Proos et al., 2003 encontraram somente 3% de aumento na tensão de tração máxima em coroas cerâmicas, quando compararam as espessuras de cimento resinoso de 50 e 100 µm em AEF. Entretanto, quando a

contração foi simulada e carga foi aplicada (Tabela 2), as tensões de tração na cerâmica foram afetadas pela espessura de cimento.

Na “ausência de união”, as tensões no lado de tração da coroa, devidas somente à contração de polimerização foram nulas, e observou-se ainda a formação de fendas entre cimento e cerâmica (Tabela 2, coluna “sem carga”). Essa informação é um indício da formação de fendas significativas quando a espessura de cimento aumentou, o que teria causado a maior concentração de tensões de tração em uma coroa sob esforço mastigatório.

Observando-se as tensões de tração que ocorreram em coroas unidas somente devido à contração de polimerização (Tabela 2, colunas “sem carga”), verifica-se que elas são muito maiores em camadas mais espessas de cimento (7.6 vezes de 50 para 500 μ m). Para camadas de cimento espessas, as tensões de tração na condição “união” foram grandemente afetadas pela contração de polimerização. Entretanto, em modelos computacionais a união é perfeita. Nos corpos-de-prova, perda de união (Feilzer et al., 1987; Alster et al., 1995; Sorensen; Munksgaard, 1995; De Jager et al. 2004), falhas coesivas do cimento (Feilzer et al., 1987,), resiliência das paredes da dentina (Feilzer et al., 1987, Davidson; Feilzer, 1997), porosidades ou bolhas no cimento, ou ainda sorção de água proveniente da dentina (Feilzer et al., 1990) podem ter aliviado parcialmente essas tensões. Esses fenômenos também poderiam aliviar as tensões em coroas cerâmicas cimentadas adesivamente, em serviço. A imagem em MEV, apresentada na Figura 22 confirma a possibilidade de formação de fendas entre cerâmica e cimento para camadas de cimento mais espessas, na condição “união”.

Altas tensões foram geradas pela contração de polimerização e transmitidas aos ângulos de coroas unidas ao cimento (comparar tensões nas colunas “carga” e “sem carga”, Tabela 3). Em

camadas de cimento mais espessas do que 100 μm , as tensões ultrapassaram o nível crítico de tensão para fratura de 76,5 MPa, o qual foi determinado por Yi; Kelly (2008) para Vitablocks Mark II®. Este potencial para fratura foi confirmado em MEV, onde uma coroa com 500 μm de espessura oclusal de cimento, na condição “união” apresentou falha a partir do ângulo ocluso-axial interno (Figura 21).

6.2.2 Tensões no cimento

Altas tensões de tração no cimento foram geradas devido à sua contração (Tabela 4). Quando o cimento não foi contraído, a aplicação de carga no centro da superfície oclusal da coroa causou tensões de compressão na superfície do cimento em contato com a cerâmica. Devido à esta compressão pela aplicação de carga, um leve decréscimo foi observado nas tensões de tração do cimento. Entretanto, para a camada de cimento de 500 μm , as tensões de tração no cimento não foram alteradas pela aplicação de carga, o que indica que quando ocorreu contração, a presença de fenda entre o cimento e a coroa evitou a transmissão da carga para o cimento, deixando a cerâmica sem suporte.

As tensões de tração no cimento aumentaram com o seu espessamento, na condição “união”. A união com a cerâmica aumenta o fator C, restringindo a deformação durante a contração e isso causa maiores tensões na massa do cimento (Davidson; Feilzer, 1997). Em camadas mais espessas, com maior volume, as tensões de tração no cimento foram maiores. Watts; Satterthwaite (2008) também verificaram maior tensão de contração em camadas mais espessas de cimento.

As tensões na camada de cimento foram menores para a condição “ausência de união” (Tabelas 4 e 5, colunas “sem carga”). Nessa condição o fator C e a constrição do cimento também foram menores, aumentando a deformação e diminuindo as tensões de contração. Na “ausência de união”, as tensões de tração no cimento diminuíram conforme aumentou a espessura do cimento. A diferença entre as tensões de tração do cimento no centro do corpo-de-prova, para as condições “união” e “ausência de união” foi pequena quando a espessura do cimento foi de 50 μm (1.5 MPa). Entretanto, para uma camada tão espessa quanto 500 μm , a diferença tornou-se significativamente maior (46.5 MPa), devido ao decréscimo que ocorreu nas tensões de tração na condição “ausência de união”.

No ângulo, a cerca de 3 mm da área de aplicação da carga, as tensões de tração no cimento foram maiores do que no centro da coroa (Tabelas 4 e 5) para a condição “união”. A variação nas tensões de tração do cimento nos ângulos seguiu o mesmo comportamento observado no centro: aumentaram com o espessamento de cimento na condição “união” e diminuíram com o aumento na espessura do cimento para a condição “ausência de união”.

6.2.3 Tensões em coroas cerâmicas para diferentes percentagens de contração do cimento

Todos os modelos mostraram aumento nas tensões de tração na superfície de cimentação das coroas cerâmicas conforme aumentou-se a percentagem de contração do cimento (Tabelas 6 e 7; Figura 14).

Para a condição “união”, as tensões de tração na superfície cimentante das coroas aumentaram mesmo sem aplicação de carga (Tabela 6). Para a espessura de 500 μm de cimento e contração axial de 4.65%, a tensão de tração devido à polimerização (34,1 MPa) atinge cerca de 1/3 da tensão de tração total (110 MPa, aplicação de carga + contração) (Tabela 6).

Quando o cimento não foi unido à superfície da cerâmica e a espessura do cimento era fina (50 e 100 μm), a contração de polimerização teve um efeito pequeno nas tensões de tração desenvolvidas por aplicação de carga (Tabela 7). Esse efeito aumentou para camadas mais espessas. Para 500 μm , a tensão na superfície de cimentação da coroa foi de 100 MPa, quando não houve contração do cimento, e de 187 MPa, quando a contração foi de 4.65%, (contração axial do cimento utilizado no estudo, segundo Spinell et al., 2009). A formação de fenda, influenciada pela percentagem de contração e pelo volume (Watts; Satterthwaite, 2008), resultou em ausência do suporte conferido pelo cimento e em maior concentração de tensão de tração.

Tensão de tração na superfície de cimentação da cerâmica e percentagem de contração do cimento tiveram forte correlação (Coeficientes de correlação de Pearson de 0,947 a 0,996 para a condição “ausência de união” e de 0,971 a 0,998 para a condição “união”), como pode ser observado no Apêndice E. As equações de regressão linear tiveram um poder explicativo (r^2) de 0,90 a 0,99. Quando o cimento foi mais espesso do que 100 μm , as curvas tensão vs contração para modelos com “ausência de união” foram estatisticamente mais inclinadas do que as curvas para os modelos com “união” (Figura 14 e Apêndice E), demonstrando que a contração teve maior influência sobre as tensões, quando a cerâmica não foi unida ao cimento.

As tensões de tração em uma coroa na condição “ausência de união”, com 500 μm de espessura oclusal de cimento, foram 88% maiores quando a contração aumentou de 0 para 4.65% (100 para 188 MPa) (Tabela 7).

Contração de 4,65% em camada oclusal de cimento de 500 μm , sob coroas na condição “união” (Tabela 6), gerou maior tensão (110 MPa) do que o uso de cimento sem contração (0%) na mesma espessura, na condição “ausência de união” (100 MPa) (Tabela 7). Poderia ser levantado o seguinte questionamento: Especialmente para cerâmicas que tem fraca adesão ao cimento, o uso de cimentos com baixa contração, tais como fosfato de zinco, poderiam fornecer melhor suporte à cerâmica? Pelo menos à curto prazo e para camadas mais espessas de cimento, poderia se supor que sim. Por outro lado, o desenvolvimento de compósitos para cimentação com menor contração de polimerização é importante. Se a contração de polimerização dos cimentos está relacionada com seu conteúdo de carga (Spinell et al., 2009), a pesquisa para obtenção de cimentos com maior conteúdo de carga sem alterações importantes na viscosidade poderia melhorar a confiabilidade de coroas cerâmicas em serviço.

6.3 Cargas para fratura observadas experimentalmente em coroas CAD/CAM vs cargas para fratura calculadas por AEF

A utilização da ferramenta para espaçamento interno do programa CAD no sistema CEREC, permitiu uma variação limitada de espaçamento oclusal para o cimento (de 0 a 100 μm). Em alguns testes realizados (Apêndice F), os espaços resultantes não apresentaram

relação com os espaços solicitados pela ferramenta do programa CAD e além disso não variaram suficientemente para que se pudesse formar grupos de diferentes espessuras de cimento. Por estas razões, a técnica utilizada para confecção das coroas foi modificada. Ao invés da utilização do programa CAD para desenho da coroa, passou-se a produzir padrões com os espaços para cimentação desejados (0, 100, 300 e 500 μm), os quais foram escaneados e adquiridos pelo programa, sendo duplicados durante a usinagem dos blocos de Mark II® pelo sistema CEREC.

O efeito de “almofada” que a camada de cimento exerce sob uma restauração cerâmica, devido à grande diferença de rigidez entre os dois materiais, permite mínimas deformações da coroa por flexão, quando carga é aplicada sobre a mesma. Conseqüentemente, tensões de tração serão desenvolvidas na superfície cimentante da coroa cerâmica. No presente estudo, os módulos elásticos dos materiais utilizados no modelo de elementos finitos e experimentalmente, eram de 6,3 GPa para o cimento resinoso, 14,9 GPa para G-10 (troquel e pistão), e de 64 GPa para a coroa de cerâmica feldspática. As tensões de tração e as cargas para fratura desse conjunto com materiais de rigidez diversa foram influenciadas pela espessura da camada oclusal de cimento, pela “união” ou “ausência de união” entre cerâmica e cimento, e pela contração de polimerização.

De acordo com os dados experimentais e baseados em AEF, quanto maior a espessura de cimento, menores as cargas para fratura das coroas. As cargas para fratura diminuíram cerca de duas vezes, quando a espessura de cimento passou de 50 μm para 500 μm , na condição “união” (Tabela 8 e Figura 15). Hsueh et al. (2003) também encontraram decréscimo na carga para fratura de material friável em função do aumento na espessura de camada intermediária adesiva, através de modelamento matemático e experimentalmente.

Para corpos-de-prova na “ausência de união”, as cargas para fratura não foram tão sensíveis à variação na espessura do cimento, mas também houve um decréscimo conforme o cimento tornou-se mais espesso na superfície oclusal.

Outros autores estudaram a influência da camada de cimento nas cargas para fratura (Tuntiprawon et al., 1995; Sherrer et al., 1994) ou na distribuição de tensões através de simulações por AEF (Proos et al, 2003; Rekow et al., 2006). Proos et al. (2003), Rekow et al. (2006) não encontraram influência significativa nas tensões (AEF) e Sherrer et al. (1994) teve a mesma resposta nos testes para fratura. Somente Tuntiprawon et al. (1995) reportaram uma diminuição na carga para fratura com o aumento na espessura do cimento. Entretanto, esses estudos utilizaram metodologias que podem provocar interpretações equivocadas, uma vez que foram utilizados indentadores esféricos nos testes mecânicos, que sabidamente provocam a iniciação de fraturas por dano de superfície, os chamados cones de Hertzian (ou trincas em cone) (Chai; Lawn, 2000). Neste tipo de fratura, o dano é muito mais relacionado com o contato de bordas com ângulos agudos ou com o “esmigalhamento” da coroa, do que com o dobramento da coroa, que seria responsável pela formação de trincas radiais (Kelly, 1999). Portanto, é difícil traçar paralelos entre os dados destes estudos com os obtidos na presente pesquisa, uma vez que pistões de extremidade plana e detecção acústica da iniciação das trincas radiais foram utilizados, de maneira a justamente evitar a formação de trincas em cone e possibilitar a reprodução de trincas que ocorrem clinicamente. Em adição, a faixa de variação na espessura de cimento utilizada pelos autores foi bastante estreita, variando de 50 a 100 μm (Proos et al., 2003) e de 80 a 100 μm (Rekow et al., 2006) e ainda, a condição de conexão entre cerâmica e

cimento foi sempre do tipo “união”, fatores que podem explicar o pequeno efeito da espessura do cimento detectado nestes estudos.

A cerâmica foi ao menos duas vezes mais resistente na condição “união” do que na “ausência de união”, quando a espessura de cimento foi de 50 μm . De acordo com Hsueh et al. (2003), os adesivos são macios e conferem tolerância ao dano por redistribuição das tensões e confinamento do dano em camadas de material friável. Na presença de camadas intermediárias macias, as tensões por flexão em camadas friáveis são evidenciadas quando o sistema é sujeito à cargas na superfície.

O mecanismo de reforço que os cimentos resinosos exercem sobre as porcelanas tem sido reportado na literatura (Rosenstiel et al., 1993). Em um estudo clínico, Malament and Socransky (2001) verificaram um risco 2,2 vezes maior de falhas em coroas Dicor® sem condicionamento ácido do que em coroas condicionadas, indicando que melhor união é importante para a sobrevivência de coroas de cerâmica. Pagniano et al. (2005), Fleming et al. (2006) e Isgró et al. (2010) observaram que camadas finas de cimento resinoso aplicadas à superfícies de cerâmicas vítreas, aumentaram significativamente sua resistência.

Algumas teorias são propostas para explicar esse efeito protetor da cimentação adesiva. Rosenstiel et al. (1993) sugeriram que ocorre uma cicatrização das trincas pela presença do cimento resinoso. De acordo com Addison et al. (2007), a combinação de tensões de fechamento das trincas devido à contração de polimerização e a criação de uma “camada híbrida” de defeitos infiltrados por cimento, sensíveis ao módulo elástico da resina, pode fornecer uma explicação para este mecanismo de reforço da cerâmica. Magne et al. (1999); Isgró et al. (2010) relacionaram esse mecanismo às tensões de compressão criadas

pela restrição à contração dentro da camada híbrida. Entretanto, as tensões de contração não explicam completamente este mecanismo de reforço, já que mesmo em camadas muito finas de cimento ($<20\text{ }\mu\text{m}$), com mínimas tensões por contração, foi observado esse efeito de proteção da cerâmica (Isgró et al., 2010). Addison et al. (2008) também atribuíram esse reforço à exclusão de umidade, evitando a hidrólise das moléculas da cerâmica nas pontas das trincas.

Comparando-se as condições “união” e “ausência de união”, pode-se observar duas diferentes situações, conforme a espessura oclusal de cimento aumentou (Tabela 8 e Figura 15). Para camadas finas de 50 e 100 μm , a “união” teve um efeito significativo nas cargas para fratura, mas conforme a espessura de cimento aumenta, esse efeito é perdido. Para 500 μm de espessura de cimento, não houve diferença entre “união” e “ausência de união”. Ao utilizar-se uma análise de sobrevivência para calcular a probabilidade de falha das coroas para a espessura oclusal de cimento de 500 μm (Figura 18), algumas coroas apresentaram probabilidade de falhar sob a mesma carga (observar a superposição dos intervalos de confiança). Realizando-se a mesma projeção para 600 μm (Figura 19), todas as coroas poderão falhar sob as mesmas cargas. Poderia ser sugerido que o efeito de união é modulado pela contração de polimerização, a qual depende do volume de cimento resinoso (Watts and Satterthwaite, 2008) (muito maior em camadas de 500 μm do que em de 50 μm).

Analisando-se as tensões dadas por AEF (Figura 13 e Tabela 3), poderia ser dito que em camadas espessas de cimento, as tensões devido à contração de polimerização poderiam ser suficientes para provocar trincas nos ângulos internos das coroas, mesmo antes da aplicação de carga. Lüthy et al. (1991) aponta para um resistência flexural de 3 pontos de 73,5 MPa para coroas em Mark II® usinadas e

condicionadas com ácido. E em ensaio de flexão biaxial realizado durante essa pesquisa (Apêndice B), a mesma cerâmica polida, condicionada e coberta com PDMS apresentou 86,3 MPa. Avaliando-se as micrografias em MEV, pode ser observado uma coroa com 500 µm de cimento falhou a partir do seu ângulo interno (Figura 21), onde as tensões de tração causadas pela contração foram extremamente altas, pela AEF (Figura 13 e Tabela 3). Além da probabilidade de provocar alta concentração de tensões de tração na superfície de cimentação das coroas, a contração de polimerização também poderia provocar perda da união e formação de fendas entre cimento e cerâmica. A perda de suporte poderia permitir maior concentração de tensões de tração na coroa, sob a região de aplicação de carga. Imagens em MEV mostraram fendas entre cerâmica e cimento para uma coroa com 500 µm de espessura oclusal de cimento na condição “união” (Figura 22), o que corrobora essa hipótese.

Os achados do presente estudo estão em acordo com as conclusões de Kim et al. (2003), de que adesivos finos, rígidos e bem unidos são requisitos fundamentais para a prevenção de danos em materiais frágeis.

6.4 Significância da contração de polimerização

O bom acordo entre os dados experimentais e os calculados baseados em AEF com inclusão da contração do cimento, aponta para a influência da contração de polimerização na magnitude e distribuição das tensões em coroas cerâmicas, especialmente quando espessuras maiores de cimento estão sendo estudadas.

A quantidade de contração depende do volume ou da massa do compósito (Watts; Satterthwaite, 2008). Quando um compósito polimeriza e é livre para contrair, um maior volume resulta em maior quantidade de contração, tanto em volume quanto linearmente. Entretanto, alguns fatores irão influenciar nessa redução de dimensões. A configuração da cavidade ou a razão entre as superfícies livres e unidas (fator C) influencia na restrição ao escoamento livre de cimento durante a polimerização (Feilzer et al., 1987; Watts; Satterthwaite, 2008). Para uma maior proporção de superfícies unidas (maior fator C), a restrição será maior, diminuindo a capacidade de escoamento. Isto faz com que haja pouca redução no volume ou nas dimensões lineares do cimento, mas irá produzir tensões de polimerização (Feilzer et al., 1989; Watts; Satterthwaite, 2008; De Jager et al., 2005). Essas tensões podem ser também influenciadas por fatores tais como viscosidade, modo de cura (Spinell et al., 2009) e presença de porosidades na massa do cimento.

Essas tensões são transmitidas ao longo das superfícies unidas (Feilzer et al., 1989), e dependendo da resiliência da restauração e das paredes da cavidade (Feilzer et al., 1987; Davidson and Feilzer, 1997), uma certa quantidade de tensões poderá ser compensada. Se a resiliência das paredes da cavidade e da restauração não for suficiente para compensar essas tensões, poderá ocorrer perda de união entre cimento e cerâmica, entre cimento e substrato cavitário ou tensões de tração serão transmitidas para essas paredes. As cerâmicas, como materiais friáveis, tem uma resiliência muito limitada e as tensões de tração causadas pela contração de polimerização são potencialmente danosas para sua resistência à fratura. Isto pôde ser comprovado em MEV (Figura 21), onde a contração de polimerização de cimento com grande espessura (500 μm) provocou falha da coroa a partir de seu ângulo interno.

Se não há união entre cimento e cerâmica, a contração será livre, em direção à parede da cavidade, criando um espaço entre o cimento e a cerâmica. A Figura 24 mostra um espaço entre a cerâmica e o cimento, devido não só à presença de PDMS, mas também devido à contração de polimerização do cimento. Neste caso, fendas e perda de suporte, mais significativas quando o cimento é mais espesso, permitiriam maior concentração de tensões devido à aplicação de carga na restauração, diminuindo sua resistência à fratura (Tabela 2). Esta razão e o fato de que não há transmissão de tensões para a cerâmica na “ausência de união” (Tabela 2, coluna sem carga) poderiam explicar porque a contração de polimerização em coroas sem união, embora gerem tensões menores nas camadas de cimento mais espesso (Tabela 4), faz com que ocorram maiores tensões de tração na superfície cimentante da cerâmica (Tabela 2).

7 CONCLUSÕES

Esta pesquisa traz informações novas a respeito da resistência à fratura de coroas CAD/CAM para diferentes cenários clínicos de espessura oclusal de cimento e presença/ausência de união. Pode-se observar que ambos os fatores são relevantes e tem papéis importantes nas cargas para fratura de coroas não submetidas à fadiga. O armazenamento em água, termo-ciclagem ou ciclagem mecânica poderiam modificar a qualidade da união entre cimento e cerâmica e talvez, relaxar as tensões geradas no cimento e transmitidas para a cerâmica. Essas condições poderiam alterar os resultados obtidos imediatamente após a cimentação e em condições secas e necessitam ser avaliadas para que se façam inferências clínicas a longo prazo.

A inclusão da contração de polimerização nos modelos de elementos finitos permitiu uma boa aproximação entre as cargas para fraturas calculadas e obtidas experimentalmente, revelando a importância deste fenômeno, que deve ser considerado em coroas cimentadas com compósitos, tanto clinicamente quanto experimentalmente. A primeira hipótese, de que coroas com menor espessura oclusal de cimento são mais resistentes à fratura, foi aceita. A segunda hipótese foi parcialmente aceita, uma vez que coroas na condição “união” são capazes de resistir à maiores cargas, mas somente quando o cimento é menos espesso do que 500 µm na face oclusal. E finalmente, a terceira hipótese foi aceita, pois os modelos desenvolvidos para AEF, com inclusão da contração de

polimerização, puderam ser usados para simulação das tensões geradas em coroas cerâmicas e para predição das cargas para fratura observadas experimentalmente.

Com base na metodologia utilizada e nos resultados obtidos através de modelamento matemático e testes monotônicos para fratura de coroas cerâmicas feldspáticas CAD/CAM, em condições secas, imediatas à cimentação, conclui-se que:

- a espessura oclusal do cimento resinoso tem influência significativa sobre as tensões e a carga para fratura das coroas cerâmicas. Quanto maior a espessura, maiores as tensões de tração na superfície de cimentação das coroas e menores as cargas para fratura;

- a união entre cerâmica feldspática e cimento resinoso proporciona menores tensões de tração e aumenta a carga para fratura das coroas cerâmicas, quando a espessura oclusal de cimento é menor do que 500 μm ;

- os benefícios da união entre cerâmica e cimento resinoso para a resistência das coroas são limitados pela espessura oclusal de cimento resinoso; coroas unidas são pelo menos duas vezes mais resistentes à fratura do que coroas não-unidas, quando a espessura oclusal de cimento é de 50 μm , no entanto quando o espaço oclusal para o cimento resinoso é maior do que 500 μm , o efeito da união é perdido, devido à contração de polimerização;

- a contração de polimerização em espessuras oclusais de cimento resinoso maiores que 300 μm , provoca tensões de tração na superfície cimentante dos ângulos internos das coroas unidas, capazes de causar a falha dessas restaurações, mesmo sem a aplicação de carga;

- a contração de polimerização é importante para a resistência das coroas à aplicação de cargas. Portanto, modelos para análise de elementos finitos deveriam incluir as tensões provocadas pela contração do cimento.

- quanto maior a contração de polimerização do cimento resinoso, maiores serão as tensões desenvolvidas nas coroas sob aplicação de carga. Este efeito será ainda maior se não houver união entre cerâmica e cimento e se as camadas oclusais de cimento forem mais espessas.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

Adams V, Askenazi A. Building better products with finite element analysis. 1st ed. Santa Fe: OnWord Press; 1999.

Addison O, Fleming GJP. The influence of cement lute, thermocycling and surface preparation on the strength of a porcelain laminate veneering material. Dental Mater. 2004;20:286–92.

Addison O, Marquis PM, Fleming GJP. Quantifying the Strength of a Resin-coated Dental Ceramic. J Dent Res. 2008; 87:542-7.

Addison O, Marquis PM, Fleming GJP. Resin elasticity and the strengthening of all-ceramic restorations. J Dent Res. 2007;86(6):519-23.

Addison O, Marquis PM, Fleming GJP. The impact of hydrofluoric acid surface treatments on the performance of a porcelain laminate restorative material. Dent Mater. 2007;23:461-8.

Al-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan MI. Effect of luting cements on the compressive strength of Turkom-Cera all-ceramic copings. J Contemp Dent Pract. 2008;9(2):33-40.

*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

Al-Makramani BMA, Razak AAA, Abu-Hassan MI. Evaluation of load at fracture of Procera All Ceram copings using different luting cements. J Prosthodont. 2008;17:120-4.

Alster D, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Tensile strength of thin resin composite layers as a function of layer thickness. J Dent Res. 1995;74(11):1745-8.

Alves Filho A. Elementos finitos: a base da tecnologia CAE. 4. ed. São Paulo: Érica, 2006. 292 p.

Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 11. ed. St Louis: Saunders; 2003.

Barghi N, Berry T, Chung K. Effects of timing and heat treatment of silanated porcelain on the bond strength. J Oral Rehabil. 2000;27:407-12.

Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. Dent Mater. 2006;22:29-36.

Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Thin-wall ceramic CAD/CAM crown copings: strength and fracture pattern. J Oral Rehab. 2006;33:520-8.

Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil. 2005;32:441-7.

Bindl A, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. Int J Prosthodont. 2005;18:219-224.

Bindl A, Mörmann WH. Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM generated anterior crowns over 2-5 years. *Eur J Oral Sci.* 2004;112:197-204.

Binmahfooz AM, Nathanson, D. Effect of photocuring vs autocuring on properties of resin cements [resumo 0982]. In: IADR 86th General Session & Exhibition; 2007 jul 3-5. 2008. Toronto.

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthetic Dent.* 2003;89(3):268-74.

Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84(4):419-24.

Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater.* 2005;21:962-70.

Brentel AS, Özcan M, Valandro LF, Alarça LG, Amaral R, Bottino MA. Microtensile bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions. *Dent Mater.* 2007;23:1323-31.

Chai H, Lawn B. Role of adhesive interlayer in transverse fracture of brittle layer structures. *J Mater Res.* 2000;15(4):1017-24.

Coli P, Karlsson S. Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont.* 2004;17(1):59-64.

Collins JA. Failure of materials in mechanical design: analysis, prediction and prevention. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons, 1992.

COMSOL® Multiphysics 3.5a. [programa para computador]. Burlington (MA, USA) COMSOL Inc, 2009.

COMSOL. [homepage na internet]; 2009 [atualizado 2010 mar; citado 2010 mar 14] Disponível em: <http://www.comsol.com/products/multiphysics/glossary/>.

Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11. ed. St Louis: Mosby; 2002.

Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. J Dent. 1997;25:435-40.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. Finite element analysis model to simulate the behavior of luting cements during setting. Dent Mater. 2005;21:1025-32.

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. Dent Mater. 2004;20:457-62.

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;21:242-51.

Della Bona A, Kelly JR. The clinical success of all-ceramic restorations. JADA 2008;139: 8S-13S.

Della Bona A, Anusavice KJ, Shen C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. J Adhes Dent. 2000;2(4):305-13.

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

Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1999;81(2):135-41.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res*. 1989;68(1):48-50.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Relaxation of polymerization contraction shear stress by hygroscopic expansion. *J Dent Res*. 1990;69(1):36-9.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res*. 1987;66(11):1636-39.

Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent*. 1991;65(3):357-64.

Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water—Effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res*. 1998; 42(3):465–72.

Ferracane JL. *Materials in dentistry: principles and applications*. 2. ed. Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia; 2001.

Fleming GJP, Maguire FR, Bhamra G, Burke FM, Marquis PM. The Strengthening Mechanism of Resin Cements on Porcelain *J Dent Res*. 2006;85; 272-6.

Fleming GJP. An in vitro investigation of the accuracy of fit of Procera and Empress crowns. *Eur J Prosthodont Rest Dent*. 2005;13(3):109-14.

Giordano R. Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. JADA 2006;137:14S-21S.

Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2000;83:396-401.

Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. J Adhes Dent. 2007;9 Suppl 1:77-106.

Hennige VD, Hausselt J, Ritzhaupt-Kleissl HJ, Windmann T. Shrinkage-free ZrSiO₄-ceramics: characterization and applications. J Eur Ceram Soc. 1999; 19:2901-8.

Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. Dent Clin N Am. 2007;51:643-58.

Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. J Prosthodont. 2008;17:415-9.

Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. Dent Mater. 2002;18(2):179-188.

Hooshmand T, van Noort R, Keshvad A. Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond. Dent Mater. 2004;20:635-42.

Hsueh C-H, Kim JH, Kim DK. Modeling of effects of adhesive interlayers on contact-induced radial cracking in brittle coatings on substrates. J Mater Res. 2003;18(6):1481-6.

Isgró G, Addison O, Fleming GJP. Deformation of a dental ceramic following adhesive cementation. J Dent Res. 2010;89(1):87-90.

International Organization for Standardization. ISO 6872: Dental Ceramics, Geneva: The Organization, 3. ed., 2008.

Ivoclar Vivadent. All ceramic cementation 2009-e Feb09-1.pdf. [homepage na internet]: Liechtenstein; 2009 [atualizado 2009 set; citado 2009 set 14] Disponível em: http://www.ivoclarvivadent.com/en/all/products/all-ceramics/ips-e_max-dentist/cementation-and-professional-care-3.

Kawai K, Hayashi M, Torii M, Tsuchitani Y. Marginal adaptability and fit of ceramic milled inlays. J Am Dent Assoc .1995;126;1414-9.

Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1989;62:536-41.

Kelly JR, Lüthy H, Gougoulakis A, Pober RL, Mörmann WR. Machining effects on feldspathic porcelain and glass ceramic: fractographic analysis. p. 253-273. In: International Symposium on computer restorations (Switzerland). Editor: Mörmann WH. Quintessence Publishing: Berlim, 1991.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75:18-32.

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

Kelly JR. Development of a clinically-validated bulk failure test for ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2010;104: 228-38.

Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin N Am*. 2004;48:513-30.

Kelly JR. Dental ceramics: what is this stuff anyway? *JADA* 2008;139:4S-7S.

Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater*. 1995;11:103-10.

Kern M. Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations. *J Adhes Sci Technol*. 2009;23:1097-111.

Kim JH, Miranda P, Kim DK, Lawn B. effect of an adhesive interlayer on the fracture of a brittle coating on a supporting substrate. *J Mater Res*. 2003; 18(1):222-7.

Klosa K, Wolfart S, Lehmann F, Wenz H-J, Kern M. The effect of storage conditions, contamination modes and cleaning procedures on the resin bond strength to lithium disilicate ceramic. *J Adhes Dent*. 2009;11:127-35.

Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil* .2005;32:526-30.

Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, et al. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J*. 2007;26(6):820-6.

Lehner C, Studer S, Brodbeck U, Schärer P. Short-term results of IPS-Empress Full-Porcelain Crowns. *J Prosthodont* 1997;6:20-30.

Lin MT, Muñoz JS, Muñoz CA, Goodacre CJ, Naylor WP. The effect of tooth preparation form on the fit of Procera copings. *Int J Prosthodont*. 1998;11(6):580-90.

Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont*. 2004;17(6):680-5.

Lüthy H, Besek M, Mörmann WH. Influence of surface treatments on flexure strength of computer machined ceramics. In: *International Symposium on computer restorations (Switzerland)*. Editor: Mörmann WH. Quintessence Publishing: Berlin, 1991.

Magne P, Versluis A, Douglas WH. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distributions in porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent*. 1999; 81:335-44.

Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent*. 1999;81(1):23-30.

Malament KA, Socranski SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part III: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. *J Prosthet Dent*. 2001;86:511-19.

Martin N, Jedynekiewicks N. Measurement of water sorption in dental composites. *Biomaterials*. 1998;19(1-3):77-8.

McLaren EA, White S. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J Prosthet Dent*. 2000;83:216-22.

Mjör IA, Toffenetti F. Secondary caries: A literature review with case reports. *Quintessence Int*. 2000;31:165-79.

Mörmann WH, Bindl A, Luthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic generated crowns. *Int J Prosthodont*. 1998;11(4):333-9.

Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *JADA* 137:7S-13S, 2006.

Nakabayashi N, Pashley DH. *Hibridização dos tecidos dentais duros*. Quintessence editora: São Paulo; 2000. 129p.

Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K et al. In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM All-ceramic crowns. *Dent Mater J*. 2005;24(3):456-9.

Öden A, Anderson M, Krystek-Ondracek I, Magnusson D. Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent*. 1998;80:450-6.

Osman SA, McCabe JF, Walls, AWG. Polymerization shrinkage of luting agents for crow and bridge cementation. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2008;16(1):39-44.

Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent*. 2005;93:459-66.

Pegoraro TA, Silva NRFA, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin N Am*. 2007;51:453-71.

Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Impl Res*. 2007;18 Suppl 3:73-85.

Plueddemann E. Silane coupling agent, Plenum: New York, 1991, p. 218.

Pospiech P. All-ceramic crowns: bonding or cementing? Clin Oral Invest. 2002;6:189-97.

Prakki A, Cilli R, Costa AU, Gonçalves SEP, Mondelli, RFL, Pereira JC. Effect of cement luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin. J Prosthodont. 2007;16:172-8.

Pröbster L. Four year clinical study of glass-infiltration, sintered alumina crowns. J Oral Rehabil. 1996;23:147-51.

Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Influence of cement on a restored crown of a first premolar. Int JProsthodont. 2003;16(1):82-90.

Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer S. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. Dental Mater. 2005;21,920–9.

Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. Dent Mater. 2010;26(2):135-47. Epub 2009 Nov 28.

Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. J Prosthet Dent. 2004;92(3):250-7.

Rahmé HJ, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the “replica technique” on the measurement of the fit of Procera® crowns. J Cont Dent Pract. 2008;9(2):1-11.

Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems Eur J Oral Sci. 2005;113:174–9.

Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. Dent Mater. 2006;22:125-32.

Rosenstiel SF, Denry IL, Zhu W, Gupta PK. Strength of dental ceramics with adhesive cement coatings. J Dent Res. 1992;71:320.

Rosenstiel SF, Gupta PK, Van Der Sluys RA, Zimmerman MH. Strength of a dental glass ceramic after surface coating. Dent Mater. 1993;9:274-9.

Roulet JF, Söderholm KJM, Longmate J. Effects of treatment and storage conditions on ceramic/composite bond strength. J Dent Res. 1995;74(1):381-87.

Sarret DC. Prediction of clinical outcomes of a restoration based on in vivo marginal quality evaluation. J Adhes Dent. 2007;9 Suppl 1:117-20.

Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D Flexural Strength, Elastic Modulus, and pH Profile of Self-etch Resin Luting Cements. J Prosthodont. 2008;17:262–8.

Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. Int J Prosthodont. 2006;19:185-92.

Scherrer SS, Rijk WG, Belser UC, Meyer J. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. Dent Mater. 1994;10:172-7.

Segal BS. Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice. J Prosthet Dent. 2001;85:544-50.

Shen C, Oh W-S, Williams JR. Effect of post silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. J Prosthet Dent. 2004;91(5): 453-8.

Silva NRFA, Souza GM, Coelho PG, Stappert CFJ 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 ResPart B: Appl Biomater. 2008;84B:117–23.

Sirona. Inlab crown, copings, and bridge frameworks made of ceramic. [homepage na internet]: Bensheim, Alemanha; 2010 [atualizado 2010 ago; citado 2010 ago 10].Disponível em: http://www.sirona.com/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_COM_

Solidworks 2009 [programa para computador]. Vélizy (France): Dassault Systèmes SolidWorks Corp., 2009.

Sorensen JA, Munksgaard EC. Interfacial gaps of resin cemented ceramic inlays. Eur J Oral Sci. 1995;103(2):116–20.

Souza ROA. Avaliação da discrepância marginal vertical e interna de coroas totais cerâmicas confeccionadas por um sistema CAD/CAM, variando o término cervical. [dissertação]. São José dos Campos: São José dos Campos, UNESP – Univ estadual Paulista; 2007.

Spinell T, Schedle A, Watts DC. Polymerization shrinkage kinetics of dimethacrylate resin-cements. Dent Mater. 2009;25(8):1058-66.

Tinschert T, Zvez D, Marx R and Anusavice KJ. Structural reliability of alumina, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent. 2000;28:529-35.

Tjan AHL, Li T. Seating and retention of complete crowns with a new adhesive resin cement. J Prosthet Dent. 1992;67(4):478-84.

Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. Australian Dent J. 1995;40(1):17-21.

Vita Zahnfabrik: Vitablocks_instructions (pdf file) [homepage na internet]: Bad Säckingen, Alemanha; 2010 [atualizado 2008 jun; citado 2010 jun 20 [disponível em: http://www.inlab.com/ecomaXL/index.php?site=VITA_VITABLOCKS_MARK_II].

Watts DC, Marouf AS, Al-Hindi AM. Photo-polymerization shrinkage-stress kinetics in resin-composites: methods development. Dent Mater. 2003;19:1-11.

Watts DC, Satterthwaite JD. Axial shrinkage-stress depends upon both c-factor and composite mass. Dent Mater. 2008;24:1-8.

Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. J Prosthet Dent. 1993;70(3): 224-33.

Yi Y-J, Kelly JR. Effect of occlusal contact size on interfacial stresses and failure of a bonded ceramic: FEA and monotonic loading analyses. Dent Mater. 2008;24: 403-9.

Apêndice A - Fórmula utilizada para a confecção de silano (preparação para uso imediato)

Princípios ativos:

- Ciclohexano 99,9+% - 100 g
- Propilamina 99+% - 2 g
- 3-Trimetoxisililpropilmetacrilato 98% - 2g

Modo de confecção:

Após a mistura das substâncias em um béquer, a solução foi levada à uma placa aquecida, e mantida à uma temperatura de 60-65 °C por 2 horas.

Apêndice B - Efeito do condicionamento ácido (ácido hidrófluorídrico 9%, 1 minuto) e do recobrimento com polidimetilsiloxano (PDMS) na resistência flexural de pastilhas de cerâmicas feldspáticas

Tabela 9 - Resistência flexural biaxial (média e desvio-padrão, em MPa) de cerâmica feldspática Vitablocks Triluxe®, submetida à condicionamento ácido (ácido hidrófluorídrico 9%) e recobrimento com PDMS

Grupos	Não-condicionada	Condicionada
Sem recobrimento	79,1 (2,82)a	76,9 (5,52)a
Com recobrimento	90,5 (4,89)b	86,3 (3,40)b

Tukey (5%) – letras diferentes indicam diferenças estatísticas entre os grupos

n=10

Apêndice C - Cálculos para conversão de N para N/mm^2 , para a aplicação da carga de 500 N no modelo de elementos finitos (em COMSOL Multiphysics®)

- (a) Carga a ser aplicada na superfície cerâmica (L) = - 500 N
- (b) Raio do pistão na sua face superior (R) = 3,75 mm
- (c) Superfície do pistão onde a carga é distribuída (A) = $\pi R^2 = 3,1416 \times (3,75 \text{ mm})^2 = 44,18 \text{ mm}^2$
- (d) Carga distribuída na face superior do pistão (Fz_{param}) = $L/A = - 500 \text{ N} / 44,18 \text{ mm}^2 = - 11,32 \text{ N/mm}^2$

Apêndice D1 - Testes de convergência para modelos na condição “ausência de união”, sem contração de polimerização do cimento (Carga = - 500 N)

Quadro 5 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 50µm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	15429/289/345/1694	91.2	71
0.1	0.1	3914/289/2107/14422	93.8	96
0.1	0.2	3914/289/169/1755	88.5	30
0.2	0.4	1097/287/110/1692	99.7	17

Quadro 6 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 100µm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	15511/343/339/1447	91.8	73
0.1	0.1	3944/343/2107/13983	91.8	93
0.1	0.2	3944/233/171/1348	92.7	30
0.2	0.4	1083/233/116/1345	89.5	20

Quadro 7 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 500µm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	16122/756/356/1465	98.6	75
0.1	0.1	4128/756/2107/14065	99	103
0.1	0.2	4128/323/171/1268	100	30
0.2	0.4	1132/260/110/1167	101.2	16

Apêndice D2 - Testes de convergência para modelos na condição “união”, sem contração de polimerização do cimento (Carga =-500 N)

Quadro 8 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 50 μm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	15437/708/337/1884	57	64
0.1	0.1	4613/289/2107/14358	57	87
0.1	0.2	4611/289/171/1647	57	26
0.2	0.4	1965/287/110/1666	56.7	17

Quadro 9 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 100 μm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	15485/767/339/755	61	60
0.1	0.1	4363/343/2107/14131	60.8	84
0.1	0.2	4377/283/171/1390	60.5	22
0.2	0.4	1680/233/116/1385	61	18

Quadro 10 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 500 μm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	16128/1426/356/1753	75.3	70
0.1	0.1	4544/756/2107/14063	75.4	83
0.1	0.2	4536/472/171/1393	75.4	27
0.2	0.4	1677/319/110/1427	76.3	15

Apêndice D3 - Testes de convergência para modelos na condição “ausência de união”, com contração de polimerização do cimento (Carga = - 500 N)

Quadro 11 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 50µm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	15429/289/345/1694	NC	NC
0.1	0.1	3914/289/2107/14422	99	90
0.1	0.2	3914/289/169/1755	93.1	29
0.2	0.4	1097/287/110/1692	98.7	17

Quadro 12 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 100 µm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	15511/343/339/1447	NC	NC
0.1	0.1	3944/343/2107/13983	106.2	104
0.1	0.2	3944/233/171/1348	107.3	29
0.2	0.4	1083/233/116/1345	102.2	17

Quadro 13 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 500 µm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	16122/756/356/1465	NC	NC
0.1	0.1	4128/756/2107/14065	186.8	83
0.1	0.2	4128/323/171/1268	186.8	26
0.2	0.4	1132/260/110/1167	187.6	13

Apêndice D4 - Testes de convergência para modelos na condição “união”, com contração de polimerização do cimento (Carga = -500 N)

Quadro 14 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 50 μm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	15437/708/337/1884	60.3	63
0.1	0.1	4613/289/2107/14358	60.2	90
0.1	0.2	4611/289/171/1647	60.3	27
0.2	0.4	1965/287/110/1666	60.3	17

Quadro 15 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 100 μm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	15485/767/339/755	66.6	62
0.1	0.1	4363/343/2107/14131	66.2	84
0.1	0.2	4377/283/171/1390	66.7	25
0.2	0.4	1680/233/116/1385	66.7	14

Quadro 16 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 500 μm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	16128/1426/356/1753	105.5	70
0.1	0.1	4544/756/2107/14063	105.5	80
0.1	0.2	4536/472/171/1393	105.5	27
0.2	0.4	1677/319/110/1427	106.3	16

Apêndice D5 - Testes de convergência para modelos na condição “união”, com contração de polimerização do cimento (Carga = 0 N)

Quadro 17 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 50 µm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	15437/708/337/1884	4.1	58
0.1	0.1	4613/289/2107/14358	4.1	66
0.1	0.2	4611/289/171/1647	4.1	20
0.2	0.4	1965/287/110/1666	4.1	12

Quadro 18 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 100µm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	15485/767/339/755	6	57
0.1	0.1	4363/343/2107/14131	5.9	66
0.1	0.2	4377/283/171/1390	6	18
0.2	0.4	1680/233/116/1385	5.9	10

Quadro 19 - 1ª tensão principal na superfície de cimentação da coroa cerâmica e tempos para solução, de acordo com o máximo tamanho do elemento e com o número de elementos nos sub-domínios cerâmica e cimento (espessura de cimento: 500 µm)

Máximo tamanho do elemento		Número de elementos	Tensão (MPa)	Tempo para solução (s)
Cerâmica	Cimento	Cerâmica/cimento/pistão/troquel		
0.05	0.1	16128/1426/356/1753	32.6	64
0.1	0.1	4544/756/2107/14063	32.4	66
0.1	0.2	4536/472/171/1393	32.2	21
0.2	0.4	1677/319/110/1427	32.3	12

Apêndice E – Análise de correlação e regressão para os dados de tensões nas superfícies cimentantes de coroas cerâmicas devido à diferentes percentagens de contração do cimento e aplicação de carga em análise de elementos finitos, nas condições “união” e “ausência de união”, para diferentes espessuras oclusais de cimento

Tabela 10 - Coeficientes de correlação de Pearson, coeficientes das equações lineares de regressão e comparação entre as inclinações das retas nas condições “união” e “ausência de união” para cada espessura oclusal de cimento

Espessura oclusal de cimento (µm)	Coeficiente de correlação de Pearson Coeficientes α e β (equação de regressão)				Comparação das inclinações das retas: (valores de p)
	Ausência de união		União		
50	0.947 α: 88.12 β: 1.00		0.971 α: 56.76 β: 1.03		0.9004
100	0.977 α: 92.67 β: 3.37		0.997 α: 60.57 β: 1.33		0.0001
300	0.996 α: 90.03 β: 14.38		0.996 α: 69.79 β: 3.37		0.0001
500	0.987 α: 101.21 β: 20.39		0.998 α: 75.78 β: 7.40		0.0001
α: ponto de intercepção da reta no eixo x; β: coeficiente angular					

Equação de regressão linear: **Tensão de tração, MPa = α + β x (espessura, µm)**

Apêndice F – Cargas para fratura das coroas usinadas utilizando o programa CAD do sistema CEREC

Tabela 11 - Cargas para fratura (calcL) observadas em coroas usinadas (obsL) e calculadas por AEF (calcL), para diferentes condições de espessura de cimento ($_{obs}T$)*

Espessura oclusal de cimento (μm)/ Condição de união	$_{obs}T$ (μm)	$_{obs}L$ (N)	$_{calc}L$ (N)
0 μm / “ausência de união”	260	178.0 d	---
50 μm / “ausência de união”	326	177.6 d	400.9
100 μm / “ausência de união”	407	194.8 d	320.3
0 μm / “união”	260	435.2 a	---
50 μm / “união”	298	354.6 c	630.1
100 μm / “união”	352	373.4 abc	577.9

Tukey ($p \leq 0.05$)

* este estudo piloto foi realizado para determinar a possibilidade de utilizar o programa CAD do sistema CEREC para obtenção de coroas com diferentes espaços oclusais para o cimento. Como não houve correspondência entre os espaços solicitados ao programa e o espaço obtido após usinagem, optou-se pela confecção de padrões das coroas em alumínio, conforme explicado na metodologia (sessão 4.2.2.1).

Apêndice G1 – Cálculos de poder estatístico e de tamanho da amostra, para detecção de diferença entre as cargas para fratura de coroas “não-unidas”, com 50µm de espessura de cimento e com 500µm de espessura de cimento

Quadro 20 - Número de corpos-de-prova (n), carga média para fratura (média) e desvios-padrão (DP) para os grupos analisados

Grupos	n	Média (N)	DP (N)
Ausência de união, 50 µm de espessura de cimento	4	319.18	26.76
Ausência de união, 500 µm de espessura de cimento	5	239.81	51.78

$$\alpha = 0.05$$

Tamanho do efeito observado para o Teste de Student (d de Cohen)* = 1.93

* calculado a partir da diferença entre as médias dividida pelo DP médio

Tamanho total da amostra = 9

Poder observado (para distribuição com duas caudas) = 0.71

Tamanho mínimo da amostra por grupo para poder estatístico de 0,80 = 6

Apêndice G2 – Cálculos de poder estatístico e de tamanho da amostra, para detecção de diferença entre as cargas para fratura de coroas “unidas”, com 50µm de espessura de cimento e com 500µm de espessura de cimento

Quadro 21. Número de corpos-de-prova (n), carga média para fratura (média) e desvios-padrão (DP) para os grupos analisados

Grupos	n	Média (N)	DP (N)
União, 50 µm de espessura de cimento	4	624.34	56.99
União, 500 µm de espessura de cimento	5	312.50	58.11

$$\alpha = 0.05$$

Tamanho do efeito observado para o Teste de Student (*d* de Cohen)* = 5,42

* calculado a partir da diferença entre as médias dividida pelo DP médio

Tamanho total da amostra = 9

Poder observado (para distribuição com duas caudas) = 1.0

Tamanho mínimo da amostra por grupo para poder estatístico de 0,80 = 4

Apêndice G3 – Cálculos de poder estatístico e de tamanho da amostra, para detecção de diferença entre as cargas para fratura de coroas “não-unidas” e “unidas”, com 50µm de espessura

Quadro 22 - Número de corpos-de-prova (n), carga média para fratura (média) e desvios-padrão (DP) para os grupos analisados

Grupos	n	Média (N)	DP (N)
Ausência de união, 50 µm de espessura de cimento	4	319.18	26.76
União, 50 µm de espessura de cimento	4	624.34	56.99

$$\alpha = 0.05$$

Tamanho do efeito observado para o Teste de Student (d de Cohen)* = 6,85

* calculado a partir da diferença entre as médias dividida pelo DP médio

Tamanho total da amostra = 8

Poder observado (para distribuição com duas caudas) = 1.0

Tamanho mínimo da amostra por grupo para poder estatístico de 0,80 = 2

Apêndice G4 – Cálculos de poder estatístico e de tamanho da amostra, para detecção de diferença entre as cargas para fratura de coroas “não-unidas”, com 50 µm de espessura de cimento e “unidas”, com 500µm

Quadro 23 - Número de corpos-de-prova (n), carga média para fratura (média) e desvios-padrão (DP) para os grupos analisados

Grupos	N	Média (N)	DP (N)
Ausência de união, 50 µm de espessura de cimento	4	319.18	26.76
União, 500 µm de espessura de cimento	5	312.50	58.11

$$\alpha = 0.05$$

Tamanho do efeito observado para o Teste de Student (d de Cohen)* = 0,15

* calculado a partir da diferença entre as médias dividida pelo DP médio

Tamanho total da amostra = 9

Poder observado (para distribuição com duas caudas) = 0.039

Tamanho mínimo da amostra por grupo para poder estatístico de 0,80 =
699

Apêndice G5 – Cálculos de poder estatístico e de tamanho da amostra, para detecção de diferença entre as cargas para fratura de coroas “não-unidas”, com 500 µm de espessura de cimento e “unidas”, com 50µm

Quadro 24 - Número de corpos-de-prova (n), carga média para fratura (média) e desvios-padrão (DP) para os grupos analisados

Grupos	n	Média (N)	DP (N)
Ausência de união, 500 µm de espessura de cimento	5	239.81	51.78
União, 50 µm de espessura de cimento	4	624.34	56.99

$$\alpha = 0.05$$

Tamanho do efeito observado para o Teste de Student (d de Cohen)* = 7,1

* calculado a partir da diferença entre as médias dividida pelo DP médio

Tamanho total da amostra = 9

Poder observado (para distribuição com duas caudas) = 1,0

Tamanho mínimo da amostra por grupo para poder estatístico de 0,80 = 2

Apêndice G6 – Cálculos de poder estatístico e de tamanho da amostra, para detecção de diferença entre as cargas para fratura de coroas “não-unidas” e “unidas”, com 500 µm de espessura de cimento

Quadro 25 - Número de corpos-de-prova (n), carga média para fratura (média) e desvios-padrão (DP) para os grupos analisados

Grupos	n	Média (N)	DP (N)
Ausência de união, 500 µm de espessura de cimento	5	239.81	51.78
União, 500 µm de espessura de cimento	5	312.50	58.11

$$\alpha = 0.05$$

Tamanho do efeito observado para o Teste de Student (*d* de Cohen)* = 1,32

* calculado a partir da diferença entre as médias dividida pelo DP médio

Tamanho total da amostra = 10

Poder observado (para distribuição com duas caudas) = 0,45

Tamanho mínimo da amostra por grupo para poder estatístico de 0,80 =

11

Apêndice H – Conjunto de dados e análise de variância para os resultados dos testes monotônicos em coroas

Quadro 26 - Cargas para fratura (N) de coroas em Vitablocks Mark II® nas condições “união” e “ausência de união” cimentadas com diferentes espessuras de oclusais de cimento (mm): dados brutos e ajustados

Identificação do corpo-de-prova	Condição de união	Espessura oclusal de cimento (mm)	Espessura oclusal da cerâmica (mm)	Carga para fratura (N)	Carga para fratura ajustada * (N)
2	Ausência de união	0,085	1,66	286,50	283,06
6	Ausência de união	0,055	1,65	347,00	347,00
8	Ausência de união	0,050	1,60	308,00	327,55
10	Ausência de união	0,060	1,66	323,00	319,12
54	Ausência de união	0,060	1,58	400,50	436,77
56	Ausência de união	0,060	1,55	120,00	135,98
22	Ausência de união	0,100	1,51	269,50	321,79
26	Ausência de união	0,170	1,48	297,50	369,77
28	Ausência de união	0,100	1,49	170,00	208,47
30	Ausência de união	0,090	1,52	291,00	342,90
32	Ausência de união	0,120	1,48	280,50	348,64
34	Ausência de união	0,130	1,49	275,00	337,23
36	Ausência de união	0,230	1,52	235,50	277,51
38	Ausência de união	0,260	1,48	185,00	229,94
40	Ausência de união	0,260	1,51	226,50	270,45
42	Ausência de união	0,300	1,53	214,00	248,89
44	Ausência de união	0,260	1,52	184,00	216,82
46	Ausência de união	0,270	1,49	195,00	239,13
48	Ausência de união	0,230	1,55	169,00	191,51
12	Ausência de união	0,440	1,64	237,50	240,41
14	Ausência de união	0,440	1,65	257,50	257,50
16	Ausência de união	0,490	1,65	223,00	223,00
18	Ausência de união	0,440	1,67	172,00	167,90
20	Ausência de união	0,460	1,66	314,00	310,23
50	Ausência de união	0,430	1,51	168,00	200,60
1	união	0.040	1.62	578.00	599.61
3	união	0.050	1.65	677.00	677.00
5	união	0.050	1.66	562.50	555.74
7	união	0.070	1.63	649.00	665.02
53	união	0.070	1.56	679.00	759.61
55	união	0.060	1.57	710.00	784.20

Cont.

Quadro 26 - Cargas para fratura (N) de coroas em Vitablocks Mark II® nas condições “união” e “ausência de união” cimentadas com diferentes espessuras de oclusais de cimento (mm): dados brutos e ajustados

Identificação do corpo-de-prova	Condição de união	Espessura oclusal de cimento (mm)	Espessura oclusal da cerâmica (mm)	Carga para fratura (N)	Carga para fratura ajustada * (N)
21	união	0.130	1.47	554.50	698.61
23	união	0.140	1.51	530.00	632.83
25	união	0.105	1.50	546.00	660.66
27	união	0.100	1.50	488.00	590.48
29	união	0.100	1.47	510.50	643.17
31	união	0.115	1.48	472.00	586.66
33	união	0.100	1.50	619.00	748.99
35	união	0.360	1.53	459.50	534.41
37	união	0.270	1.51	304.00	362.98
41	união	0.280	1.53	341.50	397.17
43	união	0.270	1.48	438.00	544.40
45	união	0.260	1.52	349.00	411.25
47	união	0.260	1.51	356.50	425.67
11	união	0.410	1.60	347.00	369.03
13	união	0.470	1.66	245.00	242.06
15	união	0.430	1.67	385.50	376.32
17	união	0.430	1.67	290.50	283.58
19	união	0.460	1.65	291.50	291.50
49	união	0.450	1.54	272.00	312.24
51	união	0.420	1.55	269.50	305.40

* carga para fratura ajustada para a espessura oclusal de cerâmica de 1,65 mm

Tabela 12 - Sumário da análise de variância dos dados

Fonte	GL	SQ	QM	F	P
Espessura oclusal de cimento	3	427.685	142.562	34,30	0,00001
União (sim ou não)	1	690.871	690.871	166,21	0,00001
Espessura x união	3	155.054	51.685	12,43	0,00001
Erro	40	166.269	4.157		
Total	47	1439.879			

Apêndice I – Cálculo das cargas para fratura com base na AEF

Tabela 13 - Cargas para fratura de coroas de cerâmica feldspática obtidas por AEF, ajustadas para espessura oclusal padronizada de cerâmica e levando em conta os efeitos da usinagem e condicionamento ácido, para as diferentes espessuras oclusais de cimento, nas condições “união” e “ausência de união”

Espessura oclusal de cimento	Cargas obtidas por AEF* (N)		Cargas ajustadas (N)**		Cargas para fratura de cerâmica usinada e condicionada*** (N)	
	União	Ausência de união	União	Ausência de união	União	Ausência de união
50	630,1	400,9	762,42	485,09	579,44	368,65
100	577,9	320,3	699,26	387,56	531,44	294,55
300	413,7	204,4	500,58	247,32	380,44	187,97
500	280,6	204,4	339,53	247,32	258,04	187,97

* cargas aplicadas nos modelos de AEF, para atingir o valor crítico de tensão de tração para a fratura de Mark II® 76,5 MPa (Yi e Kelly, 2008)

** valores ajustados para espessura oclusal da cerâmica de 1,65 mm: mesma espessura para a qual as cargas de fratura dos corpos-de-prova foram ajustadas (nos modelos em AEF, a espessura oclusal da cerâmica era de 1,5 mm)

*** 76% do valor encontrado por AEF (cerâmica sem danos)

May LG. *Influence of occlusal cement thickness and bonding on the resistance to fracture of CAD/CAM crowns: finite element analysis and monotonic tests [doctorate thesis].* São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2010.

ABSTRACT

In this study the influence of the occlusal cement thickness and its bonding to ceramic on the stresses and failure-loads of CAD/CAM crowns were evaluated. The software used for finite element analysis (FEA) was COMSOL Multiphysics®. Bi-dimensional axially symmetric models simulated stylized feldspathic crowns (1.5 mm occlusal thickness) with resin cement layers of 50 μm , 100 μm , 300 μm and 500 μm on dentin analog (NEMA G-10, International Paper, USA) under 500 N loading (2 mm diameter piston). Polymerization shrinkage of the cement layer was simulated as thermal contraction. Ceramic-cement interface was either bonded or not; cement-dentin was always bonded. Stress data were used for load-to-fracture predictions, using literature strengths accounting for milling and acid etching. Mark II® (Vita Zahnfabrik) crowns were milled (Cerec InLab®, Sirona), etched and cemented (Multilink Automix®, Ivoclar) to dentin analogs (NEMA G-10) (n=6). Non-bonding was achieved by applying a thin layer of 30,000 cSt poly(dimethylsiloxane) on the internal surface of the crowns. Crowns were loaded (5N/s) beneath a 2mm flat G-10 piston and radial cracks were detected acoustically. Stress magnitude resulting after cement shrinkage and loading depended on the bonding condition and on the cement thickness. Average failure loads (N) of bonded crowns were: 673.5 N for 50 μm -cement thickness and 300.6 N for 500 μm . For non-bonded crowns, failure loads were 308,3 N, for 50 μm cement thickness and 233,3 N, for 500 μm . Bonded crowns presented failure loads at least two times higher than non-bonded, for 50 μm cement thickness, both experimentally and by FEA-based predictions. The benefit of bonding was lost when the cement was thicker than 500 μm . The resistance to fracture decreased with the cement thickness. Calculated loads based on FEA stresses and experimental data were comparable for the evaluation of structural implications of occlusal cement thickness.

Key-words: Ceramics. Failure loads. Tensile stress. Finite element analysis. Monotonic test. Resin cement. Cement thickness. Bond.