



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

**ANNA KARINA FIGUEIREDO COSTA**

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE ESTRUTURAS  
MULTICAMADAS EM RESTAURAÇÕES PROTÉTICAS**

2016

**ANNA KARINA FIGUEIREDO COSTA**

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE ESTRUTURAS  
MULTICAMADAS EM RESTAURAÇÕES PROTÉTICAS**

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

Orientador: Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges

Coorientadores: Prof. Adj. Rubens Nisie Tango

Prof. Dr. Owen Addison

São José dos Campos

2016

Apresentação gráfica e normatização de acordo com:  
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para  
Normalização de Trabalhos Acadêmicos do ICT. Rev. São José dos  
Campos: ICT/UNESP; 2016.

Costa, Anna Karina Figueiredo

Comportamento biomecânico de estruturas multicamadas em  
restaurações protéticas / Anna Karina Figueiredo Costa. - São José  
dos Campos : [s.n.], 2016.

173 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em  
Odontologia Restauradora - Instituto de Ciência e Tecnologia de São  
José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2016.

Orientador: Alexandre Luiz Souto Borges

Coorientador: Rubens Nisie Tango.

1. Cerâmica dental. 2. Falha da prótese dentária. 3. Prótese  
parcial fixa. 4. Análise de elementos finitos. I. Borges, Alexandre  
Luiz Souto, orient. II. Tango, Rubens Nisie, coorient. III.  
Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP -  
Univ Estadual Paulista. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio  
de Mesquita Filho'. V. UNESP - Univ Estadual Paulista. VI. Título.

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

## AUTORIZAÇÃO

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

São José dos Campos, 28 de janeiro de 2016  
E-mail: karina\_fcosta@yahoo.com.br

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

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof Adj. Alexandre Luiz Souto Borges** (Orientador)

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

**Eron Toshio C Yamamoto**

Universidade Nove de Julho - UNINOVE

**Cristiane Campos Costa Quishida**

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

**Marina Amaral**

Universidade de Taubaté - UNITAU

**Tarcisio José de Arruda Paes Junior**

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

São José dos Campos, 28 de Janeiro de 2016.

## *Dedico essa tese ...*

*À Deus,*

*pelo dom da vida, pelo ar que eu respiro, pelo Seu imenso e infinito amor derramado à mim, pela família que escolheu para eu pertencer, pela salvação, pelo dom do Espírito Santo, pela Paternidade e filiação, por me dar força e sabedoria para finalizar esse trabalho e por colocar em minha vida pessoas maravilhosas e especiais.*

*Aos meus amados Pais, **Oswaldo Costa e Maria Aparecida Costa**, por serem pais maravilhosos e cheios da presença de Deus que com sabedoria e discernimento me lançaram como flecha e fizarem-me voar alto. Por me ensinar desde criança o caminho que deveria seguir para que hoje, possa estar nos caminhos do Senhor para nunca mais sair. Por me mostrar o quão bom e maravilhoso é servir à Deus e cuidar de vidas. Amo vocês. Obrigada por serem meus pais de sangue e pais espirituais.*

*À minha inspiradora irmã, **Fernanda Costa**, por me levar ao caminho da Odontologia, por fazer parte da minha vida em todos os momentos e conquistas, pela amizade, pelos conselhos cheios de sabedoria que me dão força para continuar, por poder trocar*

*experiências odontológica, por confiar em mim e por ser essa mulher sábia cheia do Espírito Santo. Ao meu cunhado **Renan Ferrari**, por poder estar novamente perto de vocês, como família, por me ajudar e me divertir. Obrigada irmã e cunhado, por sempre me recepcionarem de braços abertos em sua casa e pelo grande carinho. Amo vocês.*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador, **Prof. Adj. Alexandre Luiz Souto Borges**, pela orientação, carinho e conselhos. É um privilégio enorme ter sido sua orientada desde os tempos da iniciação científica. A você devo boa parte de minha evolução científica. Obrigada pelas oportunidades e pelas portas que me abriu. Pela confiança e dedicação nesse projeto e por ter possibilitado que eu pudesse realizar mais um sonho. Meus sinceros e eterna gratidão, fica o meu Muito Obrigada!!!!

Ao meu co-orientador, **Prof Adj. Rubens Nisie Tango**, por fazer parte desse trabalho e do meu crescimento científico. Por ser essencial em cada etapa deste trabalho, desde o projeto até a redação final. Obrigada pela oportunidade de trabalhar com você, pelo carinho, pela total paciência em momentos de dúvidas; pelos seus conselhos e reconhecimento do meu trabalho. Obrigada por tudo.

Ao meu co-orientador, **Prof. Dr. Owen Addison**, por ter me recebido de coração aberto, mesmo com minhas limitações, e me dado à oportunidade de ter uma experiência que jamais esquecerei. Pelo seu conhecimento partilhado a mim e total dedicação a esse trabalho e pela paciência em me compreender e me ensinar. Meus eternos agradecimentos.

Ao querido **Prof. Tit. Marco Antonio Bottino**, pela oportunidade e confiança. Por ajudar-me com a realização desse trabalho cedendo-me parte dos materiais

utilizados para a realização do mesmo. O senhor terá sempre o meu respeito e admiração. Obrigada.

À querida **Profª Flávia Rodrigues**, por me gerar uma incrível oportunidade e me apresentar pessoas que antes eram distantes e com quem hoje tenho o enorme privilégio de trabalhar. Meu eterno agradecimento. Obrigada pelos incríveis momentos juntas.



## **AGRADECIMENTOS**

À **Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"**, em especial à Faculdade de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, em nome do Diretor **Prof. Tit. Estevão Kimpara**, por possibilitarem meu aprendizado nesta instituição de excelência.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, coordenado pelo **Prof. Alexandre Luiz Souto Borges**, e à Especialidade de Prótese Dentária, coordenada pelo Prof. Alexandre Borges e **Profª Renata Melo**, pela oportunidade concedida.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica, bem como pelo prazer de ter convivido com todos durante esses anos.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** pelo apoio financeiro concedido por meio da Bolsa de Doutorado (Processo nº 2012/11095-0).

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pela bolsa concedida para meu estágio no exterior, Doutorado Sanduíche (nº 6244-13-0).

Aos **Prof<sup>os</sup>** do Departamento de Materiais Dentários e Prótese; **Prof. Tit. Estevão Kimpara**, **Prof. Adj Tarcisio José de Arruda Paes Junior**, **Profª Carolina Komori** e **Prof. Guilherme Saavedra**, por sempre me acolherem desde a minha graduação e

me darem a oportunidade de estagiar, me ensinando a importância de passar o conhecimento adquirido. Pelos conselhos e pela dedicação em dividir seus conhecimentos e amor à Odontologia. Muito obrigada pelo carinho e afeto.

Aos funcionários do Departamento de Prótese do ICT - UNESP, **Marcos Vestali** (*in memoriam*) que sempre foi uma pessoa pronta a ajudar fica a memória, do carinho, da alegria e do afeto. Saudades. À **Thaís Paradella**, pela disponibilidade de ajudar-nos, **Juliane Damasceno**, pelo sorriso tranquilo de todas as manhãs, pela tranquilidade, paciência e afeto e ao **Márcio** pelo cuidado e dedicação que dispensam diariamente.

Aos funcionários do laboratório, **Fernando Fontes** pela incrível alegria de todos os dias, pelas piadas que nos anima, pela disponibilidade, pelo carinho e afeto, à **Lilian Vilela** e **Marco Alfredo**, por formarem uma equipe de excelência do Departamento de Prótese do ICT - UNESP, e por toda a atenção e disposição em ajudar.

Aos funcionários da seção de Pós Graduação do ICT - UNESP, **Rosemary Pereira**, **Bruno Tanaka** e **Ivan Damasceno**, pelas orientações atenciosas, e paciência, informações e preocupação com os nossos prazos e serviços prestados com excelência. Obrigada !!

Aos meus familiares que torceram por mim em cada etapa e que me apoiaram na realização deste trabalho.

Às minhas eternas amigas que compuseram um grupo maravilhoso, as lindas *Nordestinas*, **Sarina Maciel, Júlia Costa Magalhães e Fernanda Campos**, que estiveram comigo cada momento, antes e depois de voltar do meu doutorado sanduíche. À Ju, por me ceder os materiais para meu trabalho, e aos conhecimentos passados com tanta dedicação; à Sah por me ajudar muito nos momentos mais difíceis na pós-graduação, com palavras de força e carinho fazendo que eu não desistisse desse meu sonho. À **Fe Campos**, amiga especial que entrou comigo no Mestrado, se tornou cada vez mais especial durante a pós-graduação, principalmente após o doutorado sanduíche, e está finalizando comigo o Doutorado, parceira, amiga de todas as horas, que ajudou a finalizar com tanta dedicação esse projeto. Fica o meu eterno agradecimento e carinho às lindas nordestinas, que me receberam muito bem às minhas visitas e me ensinaram que diferentes culturas são maravilhosas, muito obrigada pela amizade e companheirismo. Amo vocês !!!

Às queridas Borgetes, **Ana Carolina de Oliveira Souza, Aline Lima, Karen Archangelo, Tabata do Prado Sato, Jéssica Dias Santos, Bruna Giroto, Carolina Lemes, Cristiane Quishida** pelo prazeroso grupo de estudo em bioengenharia e pelas grandes pesquisas que estão sendo desenvolvida no laboratório de estudo de bioengenharia aplicada à odontologia (**GEBAO**), pela amizade e por compartilharmos nossas experiências do dia a dia e de vida. Muito Obrigada. Foi maravilhoso fazer parte desse grupo. Em especial à minha orientada de iniciação científica **Bruna Giroto**, por ser tão dedicada e amorosa em todas as situações, se superando a cada dia e por ter paciência com minha distância e falhas. Obrigada. Em especial à **Aline**, que dividimos momentos de vida, difíceis e alegres, deixo a minha certeza que essa amizade será duradoura. Você é especial. Obrigada.

Aos meus amigos que entraram comigo no Doutorado, **Pedro Henrique Corazza**, **Caroline Cotes** e **Carolina Martinelli** pelo convívio e por dividirem comigo bons e maus momentos. Em especial à minha querida amiga **Carolina Martinelli** que desde a graduação superamos juntas difíceis obstáculos e estamos terminando mais uma etapa com sucesso. Muito obrigada pelos conselhos e amizade. Torço muito pelo seu sucesso e felicidade.

Aos meus queridos amigos de doutorado, **Alecsandro** e **Mily**, **Sâmia**, **Lilian**, **Ana Carol**, **Pri Cristoforides**, **Evelyn**, **Lígia**, **Fe Papaiz**, **Sabrina Feitosa**, **Marina Amaral** pelo convívio desde o mestrado até aqui, pela companhia, pelo conhecimento compartilhado e pela amizade. Obrigada. Aos mais novos queridos parceiros **Natália Ramos**, **Julio Luz**, **Rafaela Canavezi**, **Rodrigo Diniz** e **Eliseo Chun**, obrigada pela alegria do convívio prazeroso durante este último ano do doutorado.

Aos meus colegas de pós-graduação, **Flávia Trindade**, **César Bergoli**, **Rodrigo Furtado**, **Ronaldo Carvalho**, **Susana Marocho**, **Humberto Castro**, **Marília Rippe**, **Gabriela Freitas**, **Vinícius Anéas**, **Mayra Cardoso**, **Anelyse Arata**, **Ana Flávia Reis**, **Pollyanna Nogueira**, **Regina Furbino**, **Amanda Dal Piva**, **Patricia Claudio**, **Larissa Alves**, **Gabriela Nishioka**, **Rafael**, **Alexandre Alonso**, **Aline Barcellos**, **Aline Firmino**, **Hilton Hiquieri**, que cedeu seu tempo e experiência para a confecção das coroas em cerâmica deste trabalho, **Dominique Toyama**, **Nayara Barcheta**, e muitos outros. Foi um prazer conviver com todos vocês!

Ao querido **Prof. Eron Yamamoto**, pela imensa oportunidade de poder aprimorar meu conhecimento, assim como transferí-lo. Por me ensinar que é possível em um grupo, vivermos em harmonia, cumplicidade, respeito e amizade, por mais difícil que seja. Por me apresentar pessoas maravilhosas, como, **Rogério, Alessandro, Ana Carol, Artur, Renato, Orlando, Cris Quishida, Carol, Danilo, Cláudio, Reinaldo, Wallace, Thiago, Dino, Janja, Pate, Igai, Eder, Marcus, Yose, Dácio** e em especial a minha amiga **Lili**, que tive o prazer de conhecer e conviver esse ano, que me ensinou e me alegrou, e mesmo com as dificuldades impostas ao nosso dia a dia, essa amizade não diminua. Muito Obrigada a esse querido grupo. É um prazer estar com vocês.

Aos meus amigos, pais e filhos espirituais da família **Apostólica da Paz**, pelo convívio e aprendizado. Por podermos servir ao nosso Deus com excelência. Aos novos amigos conquistados através do **MDA**. Meu muito obrigado.

À Diretora Técnica dos **Serviços de Biblioteca e Documentação** do Instituto de Ciência e Tecnologia do Campus de São José dos Campos - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP, por realizar as correções com competência e muita dedicação.

I would like to thank the **University of Birmingham**, UK, in particular **Dr Owen Addison** (Biomaterials Unit of the School of Dentistry, College of Medical and Dental Science) to teach and help me in this study. This exchange was so important in my doctorate and my life, I learned much more than science and I will carry with me lots of amazing memories. I will be eternally grateful for the way you welcomed me and for everything that you have done for me. Thank you for this opportunity. I would also like to thank **Dr Garry Fleming** to help me in my published papers and to

teaching me how important is to actually review a paper. I would like to thank my laboratory partner **Rob Kelly** to help me in my study and to be patient with my questions and difficulties. Thank you my dear office friends **Carla, Ilaría, Krunal, Ali, Mo, Sonam, Slobodan** and my special and british best friend **Cleo**, to help me in all situation in Birmingham. I loved all moments with you. Thank you for my special friend **Feryat** and my brazilian friends **Camila, Robson, Talita and Juliana**. My special thank to **Pr Daniel** and **Juliana** to take care of me.

Thank you so much everyone for each moment in UK, I will always keep you in my heart. Love you all.

E à todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho

Meu muito obrigado.....

*“ Podemos nos alegrar igualmente, quando nos encontramos diante de dificuldades, pois, sabemos que as dificuldades produzem paciência, e a paciência desenvolve em nós a força de caráter, e a força de caráter desenvolve em nós a esperança, e a esperança não nos decepciona, porque Deus derramou seu amor em nossos corações, por meio do Espírito Santo que ele nos deu”.*

*Romanos 5:3-5*

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS .....	18
LISTA DE QUADROS E TABELAS .....	28
RESUMO.....	29
ABSTRACT.....	30
1 INTRODUÇÃO .....	31
2 REVISÃO DE LITERATURA .....	35
2.1 Estrutura, comportamento e resistência das cerâmicas .....	35
2.1.1 Zircônia .....	36
2.1.1.1 Zirconia tetragonal estabilizada com itria (Y-TZP).....	39
2.1.1.2 Matriz de Alumina com grão de zirconia (ZTA).....	42
2.1.2 Cerâmicas de cobertura.....	44
2.2 Tensão Residual.....	50
2.3 Influência da geometria na resistência à fratura.....	53
2.4 Adesão à Cerâmica.....	56
2.4.1 Importância das ligações atômicas das cerâmicas na adesão.....	57
2.5 Interface infraestrutura/cobertura .....	57
2.6 Fratura nas cerâmicas.....	58
2.7 Análise pelo método de Elementos Finitos (FEA) .....	60
3 PROPOSIÇÃO .....	62
3.1 Objetivo Geral .....	62
3.2 Objetivo específico.....	62
3.3 Hipóteses .....	63
4 MATERIAL E MÉTODOS .....	64
4.1 Material .....	64
4.2 Método .....	65
4.2.1 Análise da distribuição de tensão na restauração multicamadas através do método dos elementos finitos.....	65
4.2.1.1 Geração da Geometria.....	65



<b>4.2.1.2 Pré-processamento da FEA.....</b>	<b>69</b>
<b>4.2.1.3 Atribuição das propriedades dos materiais.....</b>	<b>69</b>
<b>4.2.1.4 Geração das malhas.....</b>	<b>70</b>
<b>4.2.1.5 Interação multi-corpos: definição dos contatos.....</b>	<b>73</b>
<b>4.2.1.6 Carregamento e Fixação.....</b>	<b>73</b>
<b>4.2.1.7 Pós-processamento.....</b>	<b>74</b>
<b>4.2.2 Avaliação da resistência à fadiga de prótese parcial fixa de 3 elementos confeccionadas pela técnica convencional, Rapid Layer e CAD-on.....</b>	<b>74</b>
<b>4.2.2.1 Inclusão e simulação do Ligamento Periodontal.....</b>	<b>75</b>
<b>4.2.2.2 Grupos experimentais.....</b>	<b>76</b>
<b>4.2.2.3 Preparação dos pilares para o escaneamento.....</b>	<b>77</b>
<b>4.2.2.4 Confeção das restaurações .....</b>	<b>77</b>
<b>4.2.2.5 Cimentação das restaurações.....</b>	<b>79</b>
<b>4.2.2.6. Ciclagem mecânica.....</b>	<b>87</b>
<b>4.2.3 Influência da técnica de confecção da cerâmica de cobertura na resistência à fratura biaxial em discos multicamadas.....</b>	<b>88</b>
<b>4.2.3.1 Análise da influência do cimento resinoso na interface adesiva (técnica Rapid Layer) pelo teste de resistência à flexão biaxial.....</b>	<b>88</b>
<b>4.2.3.1.1 Confeção da cerâmica de cobertura.....</b>	<b>88</b>
<b>4.2.3.1.2 Confeção da cerâmica de infraestrutura.....</b>	<b>90</b>
<b>4.2.3.1.3 Preparo da amostra para a determinação da resistência à flexão biaxial (BFS).....</b>	<b>91</b>
<b>4.2.3.1.4 Determinação da resistência à flexão biaxial (BFS).....</b>	<b>93</b>
<b>4.2.3.1.5 Fractografia.....</b>	<b>96</b>
<b>4.2.3.1.6 Análise pelo método por elementos finitos.....</b>	<b>96</b>
<b>4.2.3.2 Análise da influência do material vítreo (técnica CAD-on) na resistência à flexão biaxial.....</b>	<b>97</b>
<b>4.2.3.2.1 Preparo dos discos cerâmicos .....</b>	<b>97</b>

4.2.3.2.2 Tratamento de superfície nos discos de cerâmica feldspática e dissilicato de lítio.....	100
4.2.3.2.3 Indentação nas amostras.....	100
4.2.3.2.4 Aplicação do cimento resinoso.....	100
4.2.3.2.5 Aplicação do material vítreo.....	101
4.2.3.2.6 Teste de BFS.....	102
4.2.3.3 Análise da influência do material vítreo e cimento resinoso na interface infraestrutura de zircônia e cerâmica de cobertura na resistência à flexão biaxial.....	102
4.2.3.3.1 Preparo dos discos cerâmicos .....	102
4.2.3.3.2 Confecção da cerâmica de infraestrutura.....	103
4.2.3.3.3 União da cerâmica de cobertura com a infraestrutura.....	103
4.2.3.3.4 Teste de BFS.....	104
4.2.4 Análise se a interface adesiva pode influenciar na resistência à flexão biaxial (BFS) e crescimento lento de trinca.....	105
4.2.4.1 Preparo dos discos cerâmicos .....	105
4.2.4.2 Preparação de amostras de cerâmica para resistência determinação da flexão biaxial (BFS) .....	106
4.2.4.3 Determinação da BFS.....	107
4.2.4.4 Fractografia.....	108
4.2.4.5 Medição qualitativa de extensão da trinca na região de interface cerâmica/cimento.....	108
4.2.4.6 Fadiga termo-mecânica.....	109
4.2.4.7. Análise da propagação da trinca pela interface adesiva através do teste BFS.....	110
5 RESULTADOS .....	112
5.1 Análise da distribuição de tensão na restauração multicamadas através do método por elementos finitos.....	112
5.1.1 Pós-processamento.....	112

<b>5.2.Avaliação da resistência à fadiga de prótese parcial fixa de 3 elementos confeccionadas pela técnica convencional, Rapid Layer e CAD-on.....</b>	<b>117</b>
<b>5.3 Influência da técnica de confecção da cerâmica de cobertura na resistência à fratura biaxial em discos multicamadas.....</b>	<b>121</b>
<b>5.3.1 Análise da influência do cimento resinoso na interface adesiva (técnica Rapid Layer) pelo teste de resistência à flexão biaxial.....</b>	<b>121</b>
<b>5.3.2 Análise da influência do material vítreo (técnica CAD-on) na resistência à flexão biaxial.....</b>	<b>126</b>
<b>5.3.2.1 Análise da taxa de sobrevivência do material e.max CAD (dissilicato de lítio) e Trilux Forte (feldspática) com e sem tratamento de superfície com HF 10%.....</b>	<b>126</b>
<b>5.3.2.2 Análise da influência da aplicação do material vítreo e cimento resinoso na resistência biaxial da cerâmica dissilicato de lítio (técnica CAD-on) e feldspática (técnica Rapid Layer).....</b>	<b>127</b>
<b>5.3.3. Análise da influência do material vítreo e cimento resinoso na interface infraestrutura de zircônia e cerâmica de cobertura na resistência à flexão biaxial.....</b>	<b>131</b>
<b>5.3.4 Análise de sobrevivência pela análise de Kaplan-Meier .....</b>	<b>133</b>
<b>5.4 Análise se a interface adesiva pode influenciar na resistência à flexão biaxial (BFS) e crescimento lento de trinca.....</b>	<b>141</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>148</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>159</b>
<b>8 REFERÊNCIAS.....</b>	<b>160</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação da indução da tensão no processo de endurecimento. A energia da propagação da trinca é dissipada em transformação de fase.....	38
Figura 2 - Microscopia eletrônica de varredura da YTZ-P sinterizada de acordo com a recomendação do fabricante (Cercon, Dentsply Ceramic) .....	41
Figura 3 - Indentação Vickers da Y-TZP.....	42
Figura 4 - MEV onde mostra os grãos de zircônia que aparecem mais brilhante em comparação com a alumina que são mais escuras.....	43
Figura 5 - Delineamento das metodologias desenvolvidas nesse trabalho.....	65
Figura 6 - Geração de malhas nos modelos de prótese parcial fixa de 3 elementos, sendo essas refinadas na região de interesse.....	72
Figura 7 - Fixação da superfície inferior da base de poliuretano.....	73
Figura 8 - Aplicação do carregamento na área de contato.....	74
Figura 9 - Base de poliuretano com G10 para simulação dos pilares.....	76
Figura 10 - Processo de escaneamento e confecção da anatomia das coroas	78
Figura 11 - Infraestrutura VITA In-Ceram YZ e cerâmica de cobertura feldspática usinadas no Cerec 3.8 (Sistema Rapid Layer) .....	78

Figura 12 - Cerâmica de cobertura CAD-on Ivoclar Vivadent usinada no Cerec 3.8.....	79
Figura 13 - Jateamento da infraestrutura com Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> .....	80
Figura 14 - Tratamento de superfície na cerâmica de cobertura com ácido fluorídrico 5%.....	80
Figura 15 - Aplicação do ácido fluorídrico 5% nos pilares de G10.....	81
Figura 16 - Aplicação do Silano por 1 min.....	81
Figura 17 - Cimentação da cerâmica de cobertura com a infraestrutura. a) adição do cimento resinoso Panavia na parte interna da coroa de cobertura; b e c) junção da cerâmica de cobertura com a infraestrutura; d) pressão digital na cerâmica de cobertura sob a cerâmica de infraestrutura; e e f) remoção do excesso de cimento resinoso; g e h) fotopolimerização do cimento resinoso; i) aspecto final da cerâmica de cobertura cimentada à cerâmica de infraestrutura.....	82
Figura 18 - Cimentação do conjunto Rapid Layer nos pilares; a e b) aplicação do cimento resinoso na parte interna da infraestrutura; c e d) pressão digital da prótese sobre os pilares; e) aplicação de uma carga de 750g; f) fotopolimerização do cimento resinoso.....	83
Figura 19 - IPS e.max CAD Crystall e Ivomix utilizado para mistura.....	84
Figura 20 - União da infraestrutura à cerâmica de cobertura do conjunto CAD-on; a) IPS E.max Crystall, Ivomix, cerâmica de cobertura e cerâmica de infraestrutura; b e c) prova das estruturas nos pilares; d, e, f e g) aplicação do material vítreo na parte interna da cerâmica de cobertura; h e i) união da	

cerâmica de infraestrutura sobre a cerâmica de cobertura sob pressão digital; j) remoção dos excessos de material vítreo .....	84
Figura 21 - Queima da cerâmica de cobertura após a aplicação do CAD Crystall.....	85
Figura 22 - Aplicação da cerâmica de cobertura pela técnica pó e líquido.....	86
Figura 23 - Queima da cerâmica de cobertura.....	86
Figura 24 - Prótese parcial fixa convencional cimentada nos pilares de G10...	87
Figura 25 - Anel de plástico usado como dispositivo para confecção dos discos de VM9.....	88
Figura 26 - Massa de cerâmica condensada no dispositivo em anel.....	89
Figura 27 - Disco de VM9 antes da cristalização.....	89
Figura 28 - Disco de VM9 na cristalização.....	90
Figura 29 - Corte dos discos de zircônia e espessura final dos discos antes da sinterização.....	91
Figura 30 - Dispositivo para aplicação da cerâmica de cobertura sobre a zircônia.....	92
Figura 31 - Aplicação da cerâmica de cobertura sobre a zircônia.....	93
Figura 32 - Esquema das geometrias dos grupos. A) grupo $A_{vm9}$ , somente cerâmica feldspática + HF; B) grupo $B_{vm9c}$ , cerâmica feldspática + cimento	

resinoso; C) grupo $C_{RL}$ , cerâmica feldspática cimentada à infraestrutura de zircônia e D) grupo $D_{cv}$ , cerâmica feldspática aplicada sobre a infraestrutura de zircônia de maneira convencional.....	93
Figura 33 - Dispositivo para o teste biaxial.....	94
Figura 34 - Modelamento dos discos convencional e Rapid Layer.....	97
Figura 35 - Discos de IPS E.max CAD.....	98
Figura 36 - IPS E.max Cystall no Ivomix para mistura do pó e líquido.....	101
Figura 37 - Aplicação da camada vítrea no disco com auxílio do vibrador Ivomix para eliminar bolhas e escoamento do material na superfície.....	102
Figura 38 - Blocos de cerâmica arredondados com trefina diamantada.....	105
Figura 39 - Corte dos discos de cerâmica feldspática.....	106
Figura 40 - Desenho esquemático dos grupos A) grupo $A_m$ - monolítico, B) grupo $B_{BT}$ – interface adesiva abaixo do plano neutro (tração) e C) $C_{BC}$ – interface adesiva acima do plano neutro(compressão).....	106
Figura 41 - Esquema dos corpos de prova utilizado para análise da propagação de trinca pelo teste BFS.....	110
Figura 42 - Trinca na cerâmica de cobertura das coroas confeccionadas pela técnica convencional após a fadiga.....	118
Figura 43 - Porcentagem de sobrevida dos grupos convencional, Rapid Layer e Cad-on durante o teste de fadiga .....	118

Figura 44 - Coroa confeccionada pela técnica convencional. Ad) Porosidade encontrada na cerâmica de cobertura (★). As setas representam a direção do local da origem da fratura na região inferior do conector..... 119

Figura 45 - Coroa confeccionada pela técnica Rapid Layer Na figura Bc mostra a delaminação do cimento resinoso da zircônia representado por ◆. As setas representam a direção do local da origem da fratura na região inferior do conector..... 120

Figura 46 - Coroa confeccionada pela técnica CAD-on. As setas representam a direção do local da origem da fratura na região inferior do conector. Na figura C existem curva de compressão indicando a direção da origem da fratura..... 121

Figura 47 - Taxa de probabilidade de sobrevida versus tensão biaxial das amostras sem cimento na superfície de tração (Grupo Avm9) e com cimento na superfície de tração (Grupo Bvm9c)..... 122

Figura 48 - Taxa de probabilidade de sobrevida versus tensão biaxial das amostras cimentadas com discos de zircônia (simulando a técnica Rapid Layer) Grupo CRL e amostras confeccionadas pela técnica convencional Grupo Dcv..... 123

Figura 49 - Imagem de MEV dos Grupos A<sub>vm9</sub>-D<sub>cv</sub>. A) amostra com cimento resinoso na superfície de tração e baixa resistência com origem da fratura (★) iniciando na porosidade da camada do cimento (Grupo B<sub>vm9c</sub>); Figura B) demonstra uma amostra com cimento resinoso na superfície de tração e alta resistência (Grupo B<sub>vm9c</sub>); Figura C) demonstra uma amostra confeccionada pela técnica convencional, cuja origem se localiza acima da interface zirconia/cerâmica de cobertura (Grupo D<sub>cv</sub>); Figura D) demonstra



fratura radial (★) da cerâmica de cobertura da amostra que simula a técnica Rapid Layer (Grupo C <sub>RL</sub> ).....	124
Figura 50 - Tensão Máxima Principal das amostras bicamadas. A) método convencional e B) simulando a técnica Rapid Layer.....	125
Figura 51 - Taxa de sobrevida versus resistência biaxial das amostras em dissilicato de lítio e cerâmica feldspática polido e com tratamento de superfície com HF.....	126
Figura 52 - Probabilidade de sobrevivencia versus resistência biaxial das amostras em dissilicato de lítio aplicadas com material vítreo e cimento resinoso.....	127
Figura 53 - Probabilidade de sobrevivencia versus resistência biaxial das amostras em cerâmica feldspática aplicadas com material vítreo e cimento resinoso.....	128
Figura 54 - Probabilidade de sobrevivencia versus resistência biaxial das amostras em cerâmica de dissilicato de lítio com indentação e aplicadas com material vítreo e cimento resinoso.....	129
Figura 55 - Probabilidade de sobrevivencia versus resistência biaxial das amostras em cerâmica feldspática com indentação e aplicadas com material vítreo e cimento resinoso.....	129
Figura 56 - Probabilidade de sobrevivencia versus resistência biaxial das amostras simulando as técnicas Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações.....	132

Figura 57 - Probabilidade de sobrevivência para os grupos confeccionados com cerâmica feldspática como cobertura..... 134

Figura 58 - Probabilidade de sobrevivência para os grupos confeccionados com cerâmica de dissilicato de lítio como cobertura..... 136

Figura 59 - Microscopia de varredura das amostras de dissilicato de lítio com material de reforço (cimento resinoso e material vítreo); A) disco E.max com indentação e material vítreo (fusion), porosidade visualizada na região de interface entre o material vítreo e a cerâmica de cobertura indicado por ↑ ; B) disco de E.max polido com material vítreo (fusion), grande quantidade de bolhas na região da interface entre os dois materiais (↑). C) disco E.max com Panávia, com porosidade presente e origem da fratura representada pela★ . D) disco de E.max com indentação e Panávia. Presença de delaminação do cimento resinoso com a cerâmica. E) disco de feldspática com material vítreo sem presença de porosidade e F) disco de feldspática com Panávia. Presença de porosidades na camada do cimento resinoso com origem da fratura representada pela ★..... 139

Figura 60 - Probabilidade de sobrevivência para os grupos que simulam a técnica Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações..... 140

Figura 61 - Valores de tensão biaxial (MPa) versus probabilidade de sobrevivência para o grupo Am espécimes monolíticos (n = 20), Grupo BBT espécime laminado com a interface adesiva testado sob tração (n = 20) e Grupo CBC espécime laminado com interface adesiva testado sob compressão (n = 20)..... 142

Figura 62 - Gráfico carga (N) versus deformação (mm) derivada de teste de BFS do grupo Am - espécimes monolíticos, Grupo BBT - espécime com a interface adesiva testada sob tração e o Grupo CBC espécime com interface

adesiva testado sob compressão. O gráfico representa a média (e desvio padrão) das amostras testadas para cada grupo..... 143

Figura 63 - Microscopia eletrônica de varredura das superfícies fraturada dos discos de cerâmica depois do teste BFS. (a) demonstra uma amostra monolítica (Grupo  $A_m$ ) com a origem (★) da fratura evidentemente na superfície inferior. (b) espécime do grupo  $B_{BT}$  - a origem da fratura novamente na superfície inferior. Apesar da presença de porosidade no cimento resino não foi observado efeito na origem (★) da trinca. (c) imagem ilustrativa de um espécime de baixa resistência do Grupo  $C_{BC}$ . A origem de fratura está situada na superfície mais inferior, abaixo da zona de carregamento. A superfície de fratura não é totalmente lisa na transição entre a interface adesiva sugerindo pequeno grau de deflexão da trinca. (d) Em contraste, uma imagem de uma amostra com alto valor BFS do Grupo  $C_{BC}$  apresentando clara mudança na direção da trinca, cruzando a interface adesiva..... 144

Figura 64 - imagem de microscópio eletrônico de varredura das regiões de laminados cerâmicos adesivamente cimentados imediatamente após a identificação, após 25.000 ciclos de termociclagem e 30.000 ciclos de carregamento cíclico ..... 145

Figura 65 - A) Microscopia eletrônica de varredura de um disco de conceito multicamada fabricada a partir de 4 camadas de cerâmica feldspática (Vita Mark II) cimentada com Panávia 21 e realizado o teste de resistência à flexão biaxial em baixa velocidade. B) curva da carga x deformação mostrando uma efetiva redução da rigidez da estrutura do conceito de multicamadas..... 147

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1- Desenho dos Modelos Convencional e em Multicamadas para a análise de elemento finito.....	67
Quadro 2 - Grupos para a análise da resistência à fadiga.....	77
Quadro 3 - Grupos experimentais, material na interface e técnica para a união com a infraestrutura de zircônia para os grupos que simulam as técnicas estudadas Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações.....	104
Quadro 4 - Distribuição de tensão de tração (Tensão Máxima Principal) para os grupos convencional, Rapid Layer e CAD-on.....	113
Quadro 5 - Probabilidade de sobrevivência dos grupos de cerâmica feldspática em função à carga aplicada durante o teste de resistência à flexão biaxial.....	135
Quadro 6 - Probabilidade de sobrevivência dos grupos de cerâmica de dissilicato de lítio em função à carga aplicada durante o teste de resistência à flexão biaxial.....	137
Quadro 7 - Probabilidade de sobrevivência dos grupos para os grupos que simulam a técnica Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações.....	140
Tabela 1- Marcas comerciais, fabricantes, descrição básica dos materiais.....	64

Tabela 2 - Módulo elástico e Poisson dos materiais utilizados na análise de elemento finito.....	70
Tabela 3 - Grupos de cerâmica feldspática e dissilicato e tratamentos de superfície.....	99
Tabela 4 - Média dos valores de carga de fratura, e tensão biaxial, assim como o intervalo dessa tensão.....	122
Tabela 5 - Análise de variância dos grupos com material na superfície de tração dos grupos de cerâmica feldspática.....	128
Tabela 6 - Análise de variância dos grupos confeccionados com cerâmica de dissilicato de lítio (E.max CAD) .....	130
Tabela 7 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos dos grupos confeccionados com cerâmica de dissilicato de lítio (E.max CAD) .....	130
Tabela 8 - Análise de variância dos grupos confeccionados com cerâmica feldspática (Rapid Layer) .....	131
Tabela 9 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos dos grupos confeccionados com cerâmica feldspática (Rapid Layer) .....	131
Tabela 10 - Análise de variância dos grupos que simulam a técnica Rapid Laye e CAD-on assim como suas variações.....	132
Tabela 11 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos dos grupos que simulam a técnica Rapid Laye e CAD-on assim como suas variações.....	133

Tabela 12 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos da probabilidade de sobrevivência dos grupos confeccionados com cerâmica feldspática.....	136
Tabela 13 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos da probabilidade de sobrevivência dos grupos confeccionados com cerâmica de dissilicato de lítio.....	138
Tabela 14 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos da probabilidade de sobrevivência dos grupos que simularam a técnica Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações.....	141
Tabela 15 - Média e desvio padrão dos valores de BFS e o número de fragmentos de fratura derivados do teste de BFS para espécimes monolíticos (Grupo $A_m$ ), para amostras com a interface adesiva testado na superfície de tração (Grupo $B_{BT}$ ) e para as amostras com interface desiva testada na superfície de compressão (Grupo $C_{BC}$ ) .....	142

Costa AKF. Comportamento biomecânico de estruturas multicamadas em restaurações protéticas [tese]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2016.

## RESUMO

O objetivo desse trabalho foi identificar por meio da utilização de geometrias complexas (pela análise de elemento finito) e simplificadas, se novas tecnologias (sistema CAD/CAM) resultam em um comportamento biomecânico mais favorável na cerâmica de cobertura quando comparado à técnica de aplicação convencional (estratificação). Foram modelados três diferentes estruturas de prótese parcial fixa de três elementos com diferentes técnicas de fabricação: convencional, Rapid Layer (feldspática, cimento resinoso e zircônia) e CAD-on (dissilicato, material vítreo de baixa fusão e zircônia) a fim de analisar a distribuição tensão de tração gerada durante um ensaio mecânico pelo método por elementos finitos. Discos (cerâmica de cobertura e zircônia) foram unidos seguindo as três diferentes técnicas (convencional, Rapid Layer e CAD-on). Foram também confeccionadas próteses parciais fixas de 3 elementos pela técnica de multicamada seguindo as mesmas configurações dos modelos utilizados na análise por elementos finitos. Essas coroas foram cicladas durante  $2 \times 10^6$  ciclos para analisar falhas na cerâmica de cobertura, como trincas, lascamento, delaminação e falha catastrófica. Os resultados mostraram que as coroas confeccionadas com cerâmica de dissilicato de lítio e material vítreo na interface infraestrutura/cerâmica de cobertura apresentaram menor concentração de tensão de tração quando comparadas aos modelos confeccionados pela técnica convencional, que demonstraram maior concentração de tensão de tração entre as camadas (cerâmica de cobertura, interface e infraestrutura). Para os discos, o acréscimo de material na interface cerâmica de cobertura e infraestrutura mostrou maior resistência à fratura biaxial e menor propagação da trinca entre as camadas de cerâmica. As coroas cicladas não apresentaram falhas como: trincas, lascamento, delaminação e catastrófica nos primeiros 500.000 ciclos. Porém, as próteses confeccionadas com cerâmica feldspática apresentaram trincas a partir de  $1 \times 10^6$  ciclos, diferentemente das coroas confeccionadas na técnica Rapid Layer e CAD-on. As coroas confeccionadas pela técnica RL e CAD-on podem ser consideradas um sistema favorável por prevenir a propagação de trincas radiais em direção à superfície da restauração e melhorar a tenacidade à fratura do material.

Palavras-chave: Cerâmica dental. Falha da prótese dentária. Prótese parcial fixa. Análise de elementos finitos.

Costa AKF. *Biomechanical behaviour of multilayer structures in dental prosthetic [doctorate thesis]. Sao Jose dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2016.*

## **ABSTRACT**

*The aim was to identify whether the CAD/CAM approach resulted in more favourable stressing patterns in the veneer-ceramic when compared with a conventionally sintered Y-TZP core/veneer-ceramic. Three different designs crowns of prosthesis with three elements and different manufacturing techniques were modeled: conventional technique, Rapid Layer (feldspathic ceramic, resin cement and zirconia) and CAD-on (disilicate, fusion glass ceramic and zirconia) techniques to analyze the distribution stress tensile generated during a mechanical test by the finite element method. Moreover, were made feldspathic ceramic discs, lithium disilicate discs and Y-TZP zirconia discs to analyze the influence of biaxial flexure stress of these three different techniques. These discs (veneer ceramic and zirconia ceramic) were joined following the three different techniques (conventional, Rapid Layer and CAD-on). They were also made FPDs 3 elements: following the same design of models used in finite element analysis. These crowns were cycled during  $2 \times 10^6$  cycles to analyze failure at veneer ceramic, such as cracks, chipping, delamination and catastrophic failure. The results showed that the crowns made from ceramic lithium disilicate and low fusion glass ceramic at the interface veneer ceramic/infrastructure showed low concentration of tensile stress when compared to models made by the conventional technique, which showed a greater concentration of tensile stress between layers (veneer ceramic, interface and infrastructure). For the discs samples, the multilayer materials showed lower crack propagation between the ceramic layers. The cycled crowns showed no failure as cracks, chipping, delamination and catastrophic failure for the first 500,000 cycles. However, the prostheses made with feldspathic ceramic showed cracks from  $1.10^6$  cycles. The incorporation of functionally and aesthetically graded layers would be realisable, considerable research would be required before the feasibility of the conceptual approach could be accurately assessed.*

*Keywords: Dental ceramic. Failure of the dental prosthesis. Partial fixed prosthodontics. Finite element analysis.*



## 1 INTRODUÇÃO

A crescente demanda por tratamentos estéticos coloca as cerâmicas como materiais de destaque na clínica odontológica atual. Nos últimos 20 anos houve grande desenvolvimento de sistemas de fabricação de coroas dentais totalmente cerâmicas (Raptis et al., 2006), que possibilitam alternativa estética na resolução de casos com envolvimento de dentes anteriores e posteriores. Em algumas situações, as coroas totalmente cerâmicas apresentam o potencial de serem mais estéticas que as restaurações metalocerâmicas devido às melhores propriedades ópticas como transmissão, difusão da luz e translucidez (Al-Dohan et al., 2004).

As cerâmicas dentais apresentam propriedades desejáveis, como biocompatibilidade, estética, menor acúmulo de placa bacteriana, baixa condutividade térmica, resistência à abrasão e estabilidade de cor (McLean, 1984). No entanto, a fragilidade, a propagação de falhas, baixa resistência à tração e resistência ao desgaste, são características ainda presentes nessas cerâmicas. (Sjogren, 1999).

As cerâmicas são indicadas para a confecção de *inlays*, *onlays*, *overlays*, coroas unitárias e próteses parciais fixas de três elementos. Tais restaurações livres de metal devem cumprir requisitos biomecânicos e proporcionar longevidade semelhante às próteses metalocerâmicas (Denry et al., 1998; Walton, 2002).

As próteses parciais fixas livres de metal são fabricadas basicamente com dois tipos de materiais, um para a infraestrutura e outro para o revestimento. Falhas podem ocorrer durante a vida útil das restaurações, tais como, lascamento ou delaminação da cerâmica de cobertura e/ou fratura da infraestrutura (Raigrodski, et. al, 2006; Vult von Steyern et al., 2005; Sailer et al., 2007a). O material cerâmico mais recentemente utilizado para a confecção de infraestrutura protética é a zircônia parcialmente estabilizada por ítria (Y-TZP).

A utilização da zircônia ( $ZrO_2$ ) como material estético em restaurações cerâmicas surgiu para preencher as necessidades estéticas, sendo um cristal polimórfico que pode ser encontrado em três formas cristalográficas principais: monoclinica (M), cúbica (C) e tetragonal (T). Quando se inicia uma fratura neste

material, os grãos de zircônia tetragonal se transformam novamente em monoclinico, inibindo a propagação da fratura por meio do aumento do seu volume. Neste caso, o campo de tensão da expansão, devido à transformação de fase, atua em oposição ao campo de tensão que promove a propagação da fenda (Malament, Socransky, 1999; Nothdurft et al., 2009; Aboushelib et al., 2009), ocorrendo uma compressão na região da trinca, o que evita que a fenda se propague (Bottino et al., 2005).

A fim de melhorar o comportamento mecânico e estrutural das próteses fixas, aliando-se ainda menor custo de produção e padronização no processo de fabricação, novas técnicas de confecção vêm sendo inseridas no mercado, como a técnica totalmente assistida por computador: a utilização de *Computer-aided design/Computer-assisted manufacture* (CAD/CAM) (Wittneben et al., 2009). Com a preparação das infraestruturas de zircônia com este sistema tornou-se possível a confecção de próteses parciais fixas extensas em cerâmica pura (Larsson et al., 2007).

A zircônia, apesar de ser um material de alta resistência, não apresentam propriedades ópticas que sejam semelhantes ao dente natural, sendo dessa maneira, considerada uma cerâmica opaca, assim, é necessária a aplicação de uma camada de cerâmica de cobertura, com maior translucidez, a fim de fornecer melhor estética para a restauração. Essas camadas são aplicadas manualmente, na qual o técnico é responsável pela aplicação da cerâmica, proporcionando forma e cor para a restauração. Esse processo, além de demandar tempo, mesmo com o máximo cuidado, pode causar defeitos estruturais, como bolhas de ar, vazios e micro-falhas na interface entre a infraestrutura e a cerâmica de cobertura. Além disso, a quantidade de queima da cerâmica de cobertura aumenta a tensão residual causada pela incompatibilidade térmica entre a cerâmica de infraestrutura e cobertura. Esses defeitos estruturais e a presença de diferentes gradientes térmicos concentram tensões que causam o início e propagação de trincas, deixando a restauração susceptível à delaminação e fratura (Aboushelib et al., 2005).

Uma nova categoria de cerâmica de revestimento faz o uso da técnica de cera perdida (injetada), na qual a cera sobre a cerâmica é modelada e processada permitindo que a cerâmica aquecida em baixa viscosidade seja injetada sobre a estrutura da zircônia. Assim, a infraestrutura de zircônia é submetida apenas a um ciclo

de queima, diminuindo a possibilidade de tensão térmica. Essa técnica é realizada sob condições controladas de temperatura, pressão e vácuo, as quais resultam em menor incorporação de defeitos estruturais na cerâmica de cobertura (Aboushelib et al., 2005; Vult von Steyern et al, 2005).

Outra técnica que atualmente vem sendo inserida no mercado é a utilização do sistema CAD/CAM para a cerâmica de cobertura, no qual o bloco cerâmico apresenta-se em multicamadas, representando a cervical, terço médio e incisal, semelhantemente à translucidez e coloração da estrutura dentária. A partir desse bloco, a cerâmica de cobertura é usinada e posteriormente cimentada sobre a cerâmica de infraestrutura com cimento resinoso ou fusionada com uma fina camada de cerâmica vítrea.

A resistência à fratura dos materiais cerâmicos é dependente de muitas variáveis, tais como: os tipos de materiais para a infraestrutura e para o revestimento, as dimensões dos conectores, a espessura dos materiais, as condições de processamento, as propriedades mecânicas dos materiais (Kelly et al., 1995), técnicas de cimentação, tensão residual induzida pelo processamento térmico e polimento, da força aplicada sobre a restauração e da força de união da cerâmica de infraestrutura com a cerâmica de cobertura (Conrad et al., 2007).

A resistência à flexão de uma cerâmica pode ser modificada pela natureza e distribuição de defeitos incorporados, presença de transientes e tensão residual. Além disso, a cerâmica passa pelo processo de sinterização, a qual pode induzir tensões térmicas residuais, o que pode resultar na deformação do material cerâmico (Coffey et al., 1998; Isgro et al., 2011a; Isgro et al., 2011b).

A cerâmica de cobertura é um dos fatores principais para a restrição da aplicação de carga na prótese parcial fixa, sendo assim, recomenda-se uma espessura mínima para minimizar o efeito da concentração de tensão de tração, responsável pelo início da trinca e conseqüente falha do material. Assim, é importante o conhecimento da distribuição dessas tensões tanto na cerâmica de cobertura como na infraestrutura, bem como os parâmetros de carga necessária para a fratura, a fim de identificar e entender os mecanismos de falha da restauração, possibilitando inovação na configuração dessas estruturas para minimizar principalmente as tensões de tração, resultando em maior vida útil das restaurações (Proos et al., 2000).

Em próteses livre de metal fraturadas, 70 – 78% das fraturas ocorreram na interface entre a infraestrutura e a cerâmica de cobertura (Kelly et al., 1995). Assim, é fundamental que haja união estável entre essas camadas, a fim de promover maior resistência à fratura da restauração diante os esforços mecânicos impostos pelo sistema estomatognático (Aboushelib et al., 2006).

Estudos *in vivo* e *in vitro* de próteses parciais fixas livres de metal mostram que o local de maior índice de fratura foi a região de conectores. Essas falhas em próteses de três elementos ocorreram devido à tensão de tração, com trincas iniciadas a partir da superfície gengival do conector, propagando-se para o ponto de carregamento no centro do pântico (Oh et al., 2002).

Estudo sobre análise fotoelástica mostrou uma maior concentração de tensão na região gengival do conector e menor tensão no centro do conector (Kou et al., 2007). A concentração de tensão também diferiu em diferentes desenhos de conectores, quanto menor a distância do conector no sentido ocluso-gengival maior é a concentração de tensão, e os conectores com angulação mais suave apresentam menor concentração de tensão (Fleming et al., 2005; Kamposiora et al., 1996).

O método utilizado para analisar o local das concentrações de tensão e deformação sofridas por um corpo submetido à aplicação de carga é o método matemático de análise por elemento finito (Kelly et al., 1995). Este método vem sendo utilizado por diversas áreas desde a década de 50, e consiste em uma ferramenta da engenharia que utiliza um sistema de solução de equações, ou seja, consiste em uma análise numérica computacional. Esta análise somada aos achados em experimentos laboratoriais pode auxiliar na definição de novos parâmetros metodológicos sem necessidade de realização de experimentos laboratoriais adicionais. Esta análise pode ser executada em modelo bidimensional (Sakaguchi et al., 1991) e com maior complexidade nos modelos tridimensionais (Kamposiora et al., 1996; Lin et al., 2001).

Diante o exposto, entende-se ser fundamental a avaliação da resistência à fadiga e distribuição de tensão de próteses parciais fixas de três elementos utilizando o novo sistema CAD/CAM, *Rapid Layer Technology* da VITA e *IPS e.max CAD-On* assim como a avaliação da resistência à flexão biaxial de discos a fim de simular essas novas tecnologias de maneira simplificada e entender o crescimento lento das trincas.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Estrutura, comportamento e resistência das cerâmicas

As cerâmicas odontológicas são conhecidas por sua aparência natural e suas propriedades ópticas e químicas duráveis. Embora o uso rotineiro da cerâmica como material restaurador seja um fenômeno relativamente recente, o desejo de se obter um material estético e com ótima durabilidade é antigo (McLean, 2001).

As cerâmicas diferem entre si na estrutura, composição, propriedades e processo de fabricação. A primeira porcelana usada por de Chemant no final do século XVIII era uma mistura de três componentes básicos: quartzo ( $\text{SiO}_2$ ), feldspato de potássio ( $\text{K}_2\text{O}\cdot\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2$ ) e caulim ( $\text{Al}_2\text{O}_3\cdot 6\text{SiO}_2\cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ) que resultava em um material com pouca translucidez e muita porosidade. Essa translucidez foi obtida pela diminuição do conteúdo de caulim e de quartzo que resultou em uma porcelana de alta-fusão que pode ser considerada a precursora das cerâmicas vítreas utilizadas na odontologia atualmente (Kelly et al., 1996).

Na década de 1970, novas técnicas foram desenvolvidas a fim de eliminar o uso de infraestruturas metálicas e substituí-los por uma cerâmica com alta resistência e estética. Assim, verificaram que a dispersão de cristais de cerâmica de alta resistência e maior módulo de elasticidade dentro da matriz vítrea poderia fortalecer a porcelana dental e para isso, se a matriz vítrea apresentasse uma expansão térmica semelhante ao dos cristais tanto a resistência como o módulo elástico também poderia ser aumentado.

McLean e Hughes, 1965 usaram este método para desenvolver as primeiras porcelanas aluminosas para uso em coroas, eles também estabeleceram o princípio de reforçar a coroa a partir de uma infraestrutura de porcelana também contendo até 50% de cristais de alumina fundida. A resistência à flexão dessas novas porcelanas reforçadas foi aproximadamente o dobro das cerâmicas feldspáticas convencionais, onde foram achados resistência de até 180 Mpa.

Porém as cerâmicas feldspáticas para Orłowski e Koenig em 1941, apresentam uma dilatação térmica extremamente elevada devido a formação de um novo componente não cristalino chamado leucita que tem um coeficiente de expansão térmica de cerca de  $20 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ , permitindo sua mistura em qualquer cerâmica com coeficiente de expansão térmica linear normal ( $8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ ), a fim de elevar sua expansão térmica para coincidir com ligas de fundição, para minimizar tensões térmicas residuais. Assim, as maiorias das porcelanas dentárias apresentam em torno de 17 a 25% em massa de leucita e, no caso de restaurações metalo-cerâmicas, os fabricantes descobriram que ter uma porcelana com uma expansão e contração um pouco maior que o metal torna as restaurações mais duráveis, pois provavelmente a porcelana fica em seu estado de compressão transversal (Kelly, Benetti, 2011).

A leucita, mais tarde foi utilizada para aumentar a resistência de outras cerâmicas com 30 a 35 % de massa, e depois foi utilizada como uma cerâmica prensada. As cerâmicas com reforço de leucita apresentam uma excelente estética e são consideradas as cerâmicas mais populares, assim, tem sido extensivamente estudada e verificando-se sua alta confiabilidade em tratamentos clínicos (Della Bona et al., 2008)

Outro material que tem sido desenvolvido é a cerâmica com zircônia estabilizada com óxido de ítria, que se destacam entre as demais devido as suas excelentes propriedades mecânicas.

### **2.1.1 Zircônia**

O dióxido de zircônio foi identificado em 1789 por um químico alemão Martin Heinrich Klaproth em uma reação de produtos após a queima de algumas joias e foi usado por um grande período como uma mistura de raros óxidos como pigmentos para cerâmica. A palavra Zircônia vem do árabe – Zargon (na cor dourada) que por sua vez vem de duas palavras persas (Zar = Ouro e Gun = cor) (Piconi, Maccauro, 1999).

A estabilidade dimensional, a resistência mecânica, o módulo de elasticidade semelhante às ligas de aço foram o que despertou o interesse de se usar a zircônia como um biomaterial cerâmico (Piconi, Maccauro, 1999).

Muitas soluções sólidas foram testadas ( $ZrO_2$ -MgO,  $ZrO_2$ -CaO,  $ZrO_2$ - $Y_2O_3$ ) para aplicação biomédica. Mas depois de muitos anos o foco das pesquisas foi a cerâmica conhecida como zircônia parcialmente estabilizada com oxido de itria (Y-TZP).

A zircônia é um polimorfo bem conhecido que apresentam três formas cristalográficas dependente da sua temperatura: monoclinica (M), cubica (C) e tetragonal (T). A zircônia pura e monoclinica à temperatura ambiente é estável até  $1170^\circ C$ . Acima dessa temperatura ela se transforma em tetragonal e em fase cúbica acima de  $2370^\circ C$ . Durante o resfriamento, ocorre uma mudança da fase T-M associado com uma expansão volumétrica de 3-4% que vai gerar uma tensão na zircônia (Piconi, Maccauro, 1999; Yoshimura et al., 2007; Manicone, 2007).

A viabilidade de estabilizar a fase C adicionando na zircônia pequenas quantidades de CaO, MgO,  $CeO_2$ ,  $Y_2O_3$ , permite a geração de um material multifásico (Piconi, Maccauro, 1999). Os precipitados tetragonais metaestáveis dispersos dentro da matriz cúbica são capazes de se transformarem em fase monoclinica, assim, o campo de tensão associado com a expansão devido a ação da transformação de fase promoverá uma propagação de trinca. Um aprimoramento da resistência é obtido, pois a energia associada com a propagação da trinca é dissipada na transformação da fase T-M havendo uma superação da tensão de compressão devido a expansão volumétrica (Figura1).

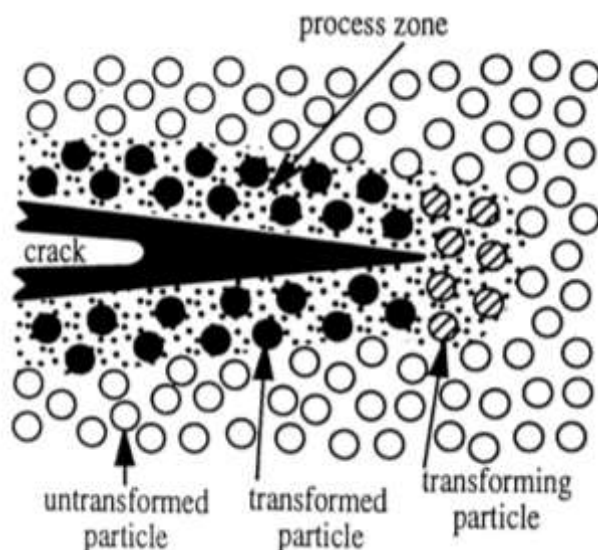


Figura 1 - Representação da indução da tensão no processo de endurecimento. A energia da propagação da trinca é dissipada em transformação de fase (Bulter, 1985).

Uma interessante característica da transformação da resistência da zircônia é a formação de uma camada de compressão em sua superfície. A zircônia quando na fase tetragonal, pode se transformar espontaneamente em monoclinica devido ao processo abrasivo que pode induzir a essa tensão de compressão, podendo assim, originar fendas superficiais. Melhoria na resistência é obtida, porque a energia associada a propagação da trinca é dissipada tanto na transformação da fase tetragonal para monoclinica como nas tensões de compressão devido a expansão volumétrica.

O desenvolvimento de precipitados metaestáveis tetragonal pode ser obtido pela adição 8 % em mol de MgO para  $ZrO_2$ . Isso permite a formação de uma microestrutura completamente cúbica a  $1800^{\circ}C$ .

A zircônia também pode sofrer degradação, conhecido como envelhecimento, que ocorre devido a transformação espontânea progressiva da fase tetragonal metaestável para a fase monoclinica. Este comportamento é bem conhecido no intervalo de temperatura acima de  $200^{\circ}C$  e na presença de vapor (Sato, Shimada, 1985a,1985b).

Segundo Swab em 1991, as principais etapas de envelhecimento da zirconia são:



- a) faixa de temperatura mais crítica é entre 200°C e 300°C;
- b) o efeito desse envelhecimento é a diminuição da resistência, dureza e densidade e um aumento da fase monoclinica;
- c) a degradação das propriedades mecânicas é devido a transição da fase tetragonal para monoclinica apresentando micro e macro trincas no material;
- d) a transformação T-M é reforçada pelo vapor de água.

Embora muitos tipos de sistemas de cerâmica contendo zircônia estão disponíveis no mercado, apenas três são usadas até hoje em odontologia. Estes são: zircônia tetragonal estabilizada com ítria, zircônia parcialmente estabilizada por magnésio e zircônia com partículas de alumina.

#### **2.1.1.1 Zirconia tetragonal estabilizada com itria (Y-TZP)**

Geralmente contém 3% mol de ítria ( $Y_2O_3$ ) como um estabilizador (Piconi, Maccauro, 1999). Essa zircônia tem sido utilizada para fabricar cabeças femorais em próteses totais de substituição do quadril, desde o final dos anos oitenta, mas a sua utilização em cirurgia ortopédica tem sido reduzido em mais de 90% devido uma série de fracassos que ocorreu em 2001. Esta cerâmica está disponível também na odontologia para confecção de coroas dentárias e próteses parciais fixas.

Suas propriedades são dependentes do tamanho dos grãos presentes em sua microestrutura cristalina. Acima do tamanho específico de grão, a Y-TZP é menos estável é mais susceptível a transformação espontânea T-M. Considerando que os tamanhos menores de grão são menores que 1  $\mu m$ , estes estão associados com uma menor taxa de transformação. Os grãos com aproximadamente 0,2  $\mu m$  a transformação não é possível levando uma redução da tenacidade à fratura (Ruhle et al., 1984).

A sinterização da zircônia tem grande impacto sobre a estabilidade e propriedades mecânicas do produto final, pois determinam o tamanho do grão. Pois as temperaturas mais elevadas e tempos mais longos de sinterização levam a maiores tamanhos de grãos.

A Y-TZP atualmente disponível na odontologia utilizam temperaturas entre 1350°C e 1550°C, influenciando assim o tamanho dos grãos e a estabilidade de fase da zircônia (Ruhle et al., 1984).

Para Chevalier e colaboradores, em 2004, a presença da fase cúbica não é desejável na Y-TZP, pois os grãos cúbicos são enriquecidos em ítria, enquanto os grãos tetragonais estão em menor quantidade e assim menos estáveis.

Quando a zircônia é apresentada em bloco usinável e depois sinterizada, este processo impede a transformação da fase tetragonal para a monoclinica induzida pela tensão e conduz a uma superfície final praticamente livre de fase monoclinica, ao menos que haja necessidade de ajustes ou jateamento para a cimentação.

A maioria dos fabricantes de Y-TZP não recomenda o ajuste e nem o jateamento para evitar essa transformação de fase e possível formação de defeitos de superfície que poderiam ser prejudiciais a sobrevivência em longo prazo.

O aquecimento da cerâmica a 900°C por 1 h ou tratamento térmico curtos em temperatura entre 900 – 1000°C por 1 min induz a transformação inversa da fase monoclinica para tetragonal, este fenômeno ocorre devido ao relaxamento das tensões de compressão na superfície. A queima da cerâmica de cobertura durante a confecção de uma coroa livre de metal pode promover esse fenômeno de transformação reversa (Lazar et al., 2008).

A microestrutura da cerâmica Y-TZP para utilização odontológica consiste em pequenos grãos (0,2-0,5 µm) (Figura 2).

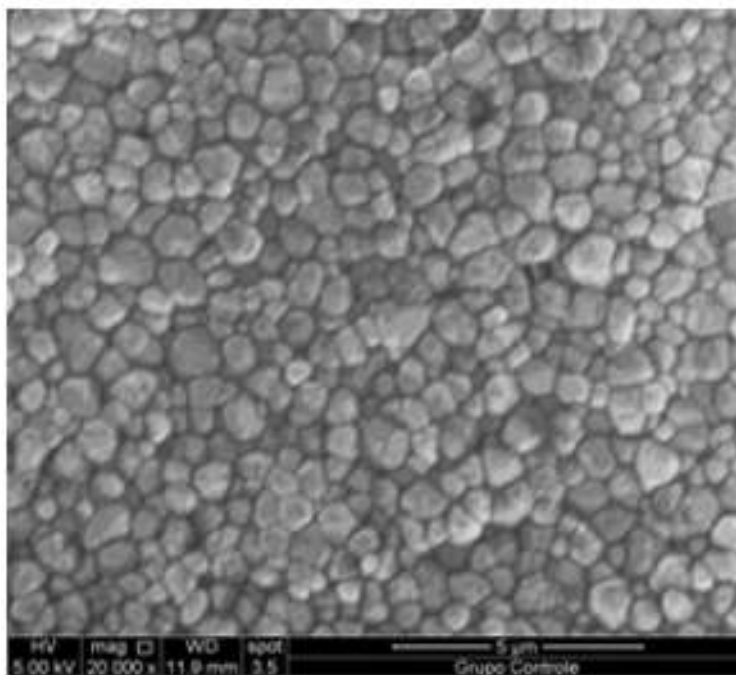


Figura 2 - Microscopia eletrônica de varredura da YTZ-P sinterizada de acordo com a recomendação do fabricante (Cercon, Dentsply Ceramic) Arata et al., 2012.

As propriedades mecânicas da YTZ-P são bem superiores aos outros materiais odontológicos disponíveis, pois apresenta uma resistência à flexão de 800 - 1000 MPa, tenacidade à fratura de 6-8 MN/m<sup>3/2</sup> e dureza Vickers de 98,1 N. A figura 3 mostra que ocorreu apenas uma pequena trinca que foi proveniente da indentação, pois não há fissuras em outros cantos, indicando a ocorrência do mecanismo transformador de endurecimento (Denry, Kelly, 2008).

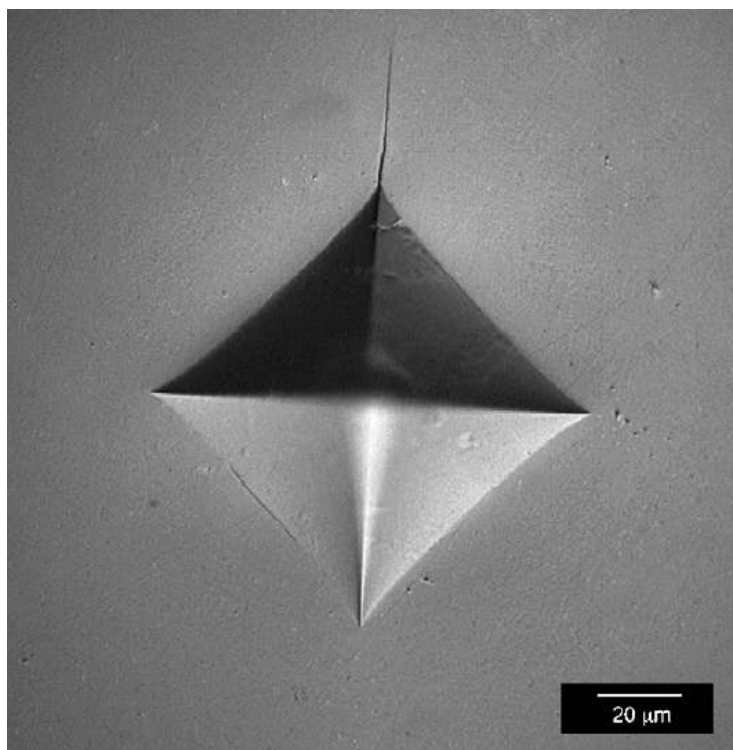


Figura 3 - Indentação Vickers da Y-TZP (Denry, Kelly, 2008).

### **2.1.1.2 Matriz de Alumina com grão de zirconia (ZTA)**

Estes materiais foram desenvolvidos através da adição de 33 % vol de 12% em mol de zircônia cristalizada. A sinterização inicial dessa cerâmica é de 1100°C por 2 h. A fase vítrea representa aproximadamente 23% do produto final (Figura 4).

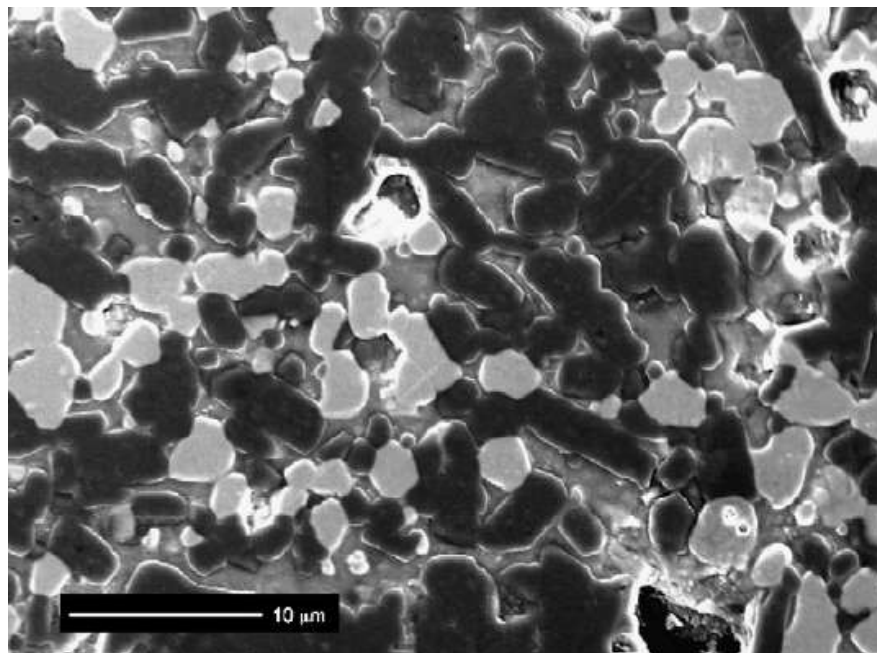


Figura 4 - MEV onde mostra os grãos de zircônia que aparecem mais brilhante em comparação com a alumina que são mais escuras (Denry, Kelly, 2008).

Uma das vantagens da técnica de slip-casting existe em uma menor contração. No entanto, a quantidade de poros é maior do que a Y-TZP (observada na Figura 2). Isso explica parcialmente a menor propriedade mecânica da In-Ceran Zircônia quando comparado com a Y-TZP. Porém a ZTA apresenta melhor estabilidade térmica e resistência à degradação em baixa temperatura do que a Y-TZP (Ruhle et al., 1984).

A In-ceram Zircônia processado por slip-casting apresenta uma resistência à flexão de  $(630 \pm 58 \text{ MPa})$  comparado com o usinável de  $(476 \pm 50 \text{ MPa})$  (Ruhle, et al., 1984).

Existem também, a zircônia parcialmente estabilizada com magnésio (Mg-PSZ). Muitos estudos têm sido realizados com o magnésio como estabilizador da zircônia, para aplicações biomédicas. Porém, este material não foi muito bem-sucedido devido a presença de porosidade, associada com o tamanho dos grãos ( $30\text{-}60 \text{ }\mu\text{m}$ ) que podem induzir ao desgaste.

A quantidade de MgO na composição de materiais comerciais, geralmente varia entre 8-10 % mol, além de uma elevada sinterização com uma temperatura entre 1680

e 1800°C. Devido a dificuldade de obtenção de Mg precursores livres de SiO<sub>2</sub>, silicatos de magnésio podem se formar diminuindo o teor de Mg nos grãos promovendo a transformação de T → M (Ruhle et al., 1984).

### 2.1.2 Cerâmicas de cobertura

Os novos sistemas cerâmicos apresentam a melhora das propriedades mecânicas devido ao acréscimo do conteúdo cristalino, com isso, houve uma diminuição da sua translucidez apresentando-se mais opacas (Kelly et al., 2011) necessitando assim de uma cobertura de cerâmica de estrutura vítrea a fim de refletir a luz de forma semelhante a estrutura dental deixando assim, um aspecto mais similar ao dente natural.

Porém, o material de infraestrutura também contribui para a cor geral da restauração. Assim, a ideal translucidez da cerâmica pode ser afetada por muitas propriedades, incluindo a espessura, a estrutura cristalina e o número de queimas (Kelly et al., 1996).

A cerâmica feldspática, usada como cerâmica de cobertura é uma cerâmica composta por uma matriz de vidro e uma ou mais fases cristalinas. Uma fase cristalina importante é a leucita (K<sub>2</sub>O.Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>.4SiO<sub>2</sub>), que foi o primeiro componente ou agente modificador acrescentado nas proporções de 17 a 25 % em relação à massa de cerâmica feldspática.

A leucita é um mineral silicato-potássio-alumínio com alto coeficiente de expansão térmica que funciona como uma fase de reforço, conferindo uma maior resistência à flexão ao material cerâmico, permitindo sua utilização em trabalhos puramente cerâmicos. O acréscimo de altos teores de leucita (aproximadamente 45 % em peso) também contribui para um alto coeficiente de contração térmica, o que provoca diferenças entre a leucita e a matriz vítrea, resultando no desenvolvimento de tensões de compressão. Essas tensões podem agir como deflectores de rachaduras e

contribuir com o aumento da resistência da fase vítrea mais fraca à propagação de rachaduras (Kelly et al., 2011).

A cerâmica à base de dissilicato de lítio confere maior resistência. Adicionalmente, a porcelana de cobertura é composta por 60 % de fluorapatita favorecendo que o desgaste do antagonista ocorra na mesma intensidade que o esmalte dentário (Gehrt et al., 2013).

O dissilicato de lítio IPS e.max cerâmicos de vidro fabricados pela Ivoclar-Vivadent se enquadram nesta categoria. Esses materiais têm fortes cristais incorporados dentro de uma matriz de vidro, imitando o esmalte natural e inibindo assim a propagação da trinca. Essas cerâmicas apresentaram um bom desempenho em aplicações de coroa (Gehrt et al., 2013). No entanto, eles não são tão resistentes como as zircônias, e são menos adequados para aplicações em que as concentrações de tensões podem ser elevadas, por exemplo, conectores de prótese parcial fixa, justificando assim o uso de infraestruturas em zircônias (Zhang et al., 2013).

Devido à baixa opacidade e translucidez de muitos materiais utilizados como infraestrutura, as coroas cerâmicas bicamadas foram introduzidas com a finalidade de obter suporte suficiente para a cerâmica de cobertura e melhorar a estética.

No entanto, quando uma camada de cerâmica de infraestrutura é revestida com porcelana, o compósito de cerâmica resultante, coroa bicamada, tem significativamente menor resistência e maior taxa de insucesso em comparação com infraestruturas de cerâmica monolítica. Isso ocorre provavelmente devido:

- a) a porcelana de cobertura está susceptível a falha quando submetida a menor carga, por apresentar menor resistência à fratura de que o material de infraestrutura

A baixa resistência das cerâmicas de cobertura tem sido um problema para a resistência de coroas livres de metal. Embora sejam resistentes sob força de compressão, os materiais cerâmicos são frágeis e incapazes de resistir às tensões de tração complexas que ocorrem durante o carregamento funcional. Essas forças oclusais compressivas irão produzir tensões de tração ao longo da superfície das coroas

cerâmicas, podendo assim, iniciar a propagação de trincas devido a falhas na superfície e porosidades, introduzidas durante o processo de fabricação, podendo ser responsáveis pela falha precoce da restauração (Zhao et al., 2012).

A resistência desses materiais utilizados como cerâmicas de cobertura continuam praticamente inalterados. Assim, existe uma dúvida se estudos sobre avanços na resistência dos materiais utilizados como infraestrutura irão realmente reforçar e melhorar o desempenho dos sistemas cerâmicos, levando assim, uma restauração com maior sobrevida, uma vez que estudos mostram que 15 % das falhas ocorrem na cerâmica de cobertura e em um período de 35 meses (Costa et al., 2014). Assim, acredita-se que a cerâmica de cobertura ainda é o elo mais fraco da restauração totalmente cerâmica.

*b)* o uso da porcelana de cobertura para melhorar a estética frequentemente requer uma redução da espessura da infraestrutura podendo limitar assim as propriedades mecânicas

A incompatibilidade do coeficiente de expansão térmica linear, a espessura e a taxa de resfriamento apresentam um importante papel no desenvolvimento da tensão residual dentro da cerâmica, o qual pode ser responsável pelo lascamento da cerâmica de cobertura. Porém, o papel da espessura no desenvolvimento de trincas é controverso. O lascamento da cerâmica de cobertura pode ser eliminado pelo aumento da espessura de Y-TZP e pela diminuição da espessura da camada de cerâmica de cobertura. No entanto, quando os materiais têm baixa difusividade térmica, como a Y-TZP e cerâmica de cobertura, a efetividade da espessura para o desenvolvimento do estresse residual é correspondente ao total da espessura da restauração e, por conseguinte mudando o raio dentro da mesma restauração poderá não ter um efeito no desenvolvimento desse estresse residual (Silva et al., 2012).



- c) a técnica convencional de aplicação da cerâmica de cobertura, estratificação, envolvendo potencial de defeitos dentro da cerâmica de cobertura ou interface infraestrutura/cobertura

Diferentes métodos podem ser aplicados para a cerâmica de cobertura sobre a infraestrutura em zircônia. A tradicional técnica de aplicação, com a mistura do pó de cerâmica com um líquido modelador, é construída na sinterização com a zircônia enquanto que a técnica sobreprensagem requer um contorno final de um modelo em cera sobre a cerâmica de infraestrutura sinterizada, e sob pressão a vácuo com uma cerâmica prensada. Na técnica CAD/CAM, a zircônia pré-sinterizada e a cerâmica de cobertura usinada, são combinadas, cimentando-as ou fusionadas com uma cerâmica vítrea. Com a usinagem da cerâmica de cobertura permite uma uniforme e controlada espessura da cerâmica reduzindo significativamente a falha por lascamento.

Estudos tem enfatizado a importância da espessura da infraestrutura e cerâmica de cobertura, qualidade e homogeneidade da cerâmica de cobertura assim como as propriedades físicas, coeficiente de expansão térmica e módulo elástico da cerâmica de cobertura e zircônia para uma melhor durabilidade da força de união entre os dois materiais (Aboushelib et al., 2006; Paula et al., 2015).

- d) coroas multicamadas podem aumentar a complexidade da distribuição de tensão na restauração, o estresse residual surge devido a incompatibilidade do coeficiente de expansão térmica linear (CET) entre a cerâmica de cobertura e a infraestrutura e a possibilidade de gradiente térmicos e associação de tensão tempera desenvolvidos durante o resfriamento

As próteses dentárias bicamadas, tendem a falhar por fratura devido à baixa resistência da camada de cobertura. Ao contrário das próteses metalo-cerâmicas convencionais, as próteses modernas que empregam zircônia YTZ-P como as infraestruturas têm mostrado uma significativa incidência de fraturas da cerâmica de cobertura, como umas das conseqüências clínicas mais graves. Isso ocorre devido às diferenças de propriedades térmicas, que afetam a termodinâmica da cerâmica vítrea

durante o resfriamento (Zahran et al., 2008). Conseqüentemente, a baixa difusividade térmica da zircônia gera gradientes de temperatura mais elevados no resfriamento. Variáveis de processamento, tais como taxa de resfriamento e espessura da cerâmica de cobertura desempenham papel importante e adicionam tensões geradas a partir da incompatibilidade de coeficiente de expansão térmica (CTE) entre a cobertura e infraestrutura (Choi et al., 2011, Mainjot et al., 2011; Mainjot et al., 2012<sup>a</sup>; Belli et al., 2013).

Além disso, a tensão residual dentro da cerâmica de cobertura é um dos principais fatores que rege a ocorrência de fratura da cerâmica de cobertura (Belli, 2013a; Bertolotti, 1980; Tuccillo, Nielsen, 1972). A tensão residual dentro da cerâmica pode ser introduzida durante a sinterização da cerâmica de cobertura como consequência da incompatibilidade da expansão térmica entre os dois materiais e tensões tempera associado com diferentes temperaturas durante o resfriamento (Costa, 2014; Belli, 2013a).

A quantidade que um material expande ou contrai durante o aquecimento e o resfriamento tem uma influência direta na resistência ao choque térmico e no comportamento de fratura de sistemas bilaminados (DeHoff et al., 2008; Benetti et al., 2010). Considerando  $\Delta L$  a mudança em comprimento do material com comprimento inicial  $L_0$  aquecido/resfriado a uma diferença de temperatura  $\Delta T$ , o coeficiente de expansão/contração térmica ( $\alpha$ ) é definido como:

Quanto maior o coeficiente de expansão térmica linear de um material, mais provável é sua fratura durante o aquecimento ou resfriamento rápido. Mudanças em volume e comprimento dependem da temperatura e da taxa de aquecimento e resfriamento. A cerâmica expandida que foi submetida ao resfriamento rápido relaxa para um volume (comprimento) menor do que durante o resfriamento lento, por causa da contração total e grande aumento da fração de empacotamento (Della Bona, 2009). Uma vez que essa contração rápida e acentuada foi completada, o material continua a retrair por contração térmica normal.

Por outro lado, quando a porcelana é resfriada lentamente, a estrutura vítrea possui tempo e energia suficiente para rearranjar/reorganizar, portanto uma diferença em comportamento na faixa de temperatura da transição vítrea pode ser observada.

Submeter a cerâmica por um determinado tempo, a uma temperatura compreendida, entre a temperatura de transição vítrea e de amolecimento, seguido do resfriamento lento, é uma prática comum para materiais que contenham matriz vítrea, a fim de prevenir a tensão residual, promovendo assim, um alívio das tensões oriundas do processamento (annealing). O ponto de têmpera (annealing point) é conhecido como a temperatura na qual a viscosidade é 10<sup>13,4</sup>, pois, 90 % de qualquer tensão na porcelana podem ser liberadas em 15 min (Bertolotti, Shelby, 1979).

Em termos práticos, a temperatura de têmpera é reportada como 50 °C acima da temperatura de transição vítrea da porcelana (T<sub>g</sub>). Como rearranjos estruturais dependem de tempo e energia térmica, a localização da transição vítrea é fortemente influenciada pela taxa de resfriamento, e pode ter efeito pronunciado na magnitude das tensões residuais das cerâmicas (Scherer, 1986).

Portanto, é também importante explorar o efeito da taxa de resfriamento na temperatura de transição vítrea para obtenção de um ponto de têmpera acurado. A temperatura de transição vítrea (T<sub>g</sub>) é fortemente influenciada pela taxa de resfriamento do material: quanto mais rápido o resfriamento, mais alta a temperatura de transição (Moynihan et al., 1974; Scherer, 1986). Taxas de resfriamento mais altas, geralmente, resultam em desenvolvimento de gradientes de temperatura dentro do corpo cerâmico.

Uma contração térmica (mudança em volume e densidade) e solidificação não uniformes são, possivelmente, geradas pelos gradientes de temperatura, e resultam no desenvolvimento de tensões. A compreensão da dependência da T<sub>g</sub>, da taxa de resfriamento e o processo de solidificação são importantes para investigar o potencial desenvolvimento de tensões residuais e transitórias na porcelana. A influência dessas chamadas tensões transitórias no trincamento (cracking) ou fratura precoce da porcelana é um assunto discutido neste trabalho (Moynihan et al., 1974).

## 2.2 Tensão Residual

As falhas em restaurações bicamadas ocorrem predominantemente devido ao lascamento dentro da cerâmica de cobertura e/ou delaminação a partir da interface entre zircônia e cerâmica de cobertura. Isso tem sido demonstrado que falhas iniciais podem estender em áreas de alta concentração de tensão que estão frequentemente localizadas próximas a área de contato oclusal.

Trincas subcríticas que crescem na cerâmica de cobertura e bem caracterizadas são influenciadas por variáveis mecânicas da mastigação e por características fisicoquímicas. A extensão da trinca e algumas extensões da trinca são, entretanto, modificadas pela presença do estresse residual que existe dentro das restaurações cerâmicas. A tensão residual em sistemas “*bilayers*” pode ser introduzida durante a queima da cerâmica de cobertura devido à incompatibilidade da expansão térmica entre os dois materiais e também pela tensão tempera associada com diferentes gradientes de temperatura durante o resfriamento.

Compreender a possível contribuição da diferença do coeficiente de expansão térmica (CET) para o desenvolvimento de tensões residuais na cerâmica de cobertura é crucial para evitar propagação de trinca após a queima (Swain, 2009). O conceito de aplicação da cerâmica de cobertura com o CET ligeiramente inferior (10 % ou menos) em caso de infraestrutura metálica, é desejado a fim de gerar tensão de compressão (Coffey et al., 1988; De Jager et al., 2005). Porém, se a cerâmica de cobertura tem um CET significativamente mais elevada do que a da infraestrutura, tensões de tração são criados, podendo ocorrer delaminação na cerâmica de cobertura, o que é comum em restaurações livres de metal (Bonfante et al., 2012).

Em alguns casos a tensão residual de compressão serve para melhorar o desempenho das propriedades mecânicas (Costa et al., 2014) em virtude da inibição do efeito de propagação da tensão de compressão da trinca (Lawn, 1993).

A tensão residual em materiais frágeis pode ser um fator importante na melhoria da resistência e tenacidade à fratura aparente das restaurações cerâmicas multicamadas, bem como a seleção de materiais e geometria da restauração. Essa

tensão residual pode ser causada devido a um resfriamento rápido ou diferença do coeficiente de expansão térmica entre os dois materiais.

Além disso, a viscoelasticidade dos componentes de vidro em compósitos cerâmicos pode controlar a tensão residual. Quando a cerâmica vítrea é resfriada a partir de uma temperatura acima da sua temperatura de transição vítrea para uma temperatura abaixo dela, permanecem em um estado de desequilíbrio termodinâmico, a partir do qual as suas propriedades (termodinâmica, mecânica, etc) voltam lentamente para os valores de equilíbrio termodinâmico (Bonfante et al., 2012). Este processo deve ser levado em conta para prever com precisão o desempenho em longo prazo das cerâmicas vítreas, especialmente quando são usadas em restaurações bicamadas.

As próteses bicamadas podem sustentar uma grande quantidade de tensão residual (Taskonak et al., 2005). Estas tensões influenciam a resistência à flexão e tenacidade à fratura aparente dessas restaurações, principalmente quando a trinca crítica inicia dentro da superfície da cerâmica de cobertura (Taskonak et al., 2008a).

As diferenças na magnitude e distribuição de tensões induzidas por incompatibilidade térmicas dentro da camada de cobertura em sistemas bicamadas afetam o comportamento da trinca e, teoricamente, imprimem seus efeitos sobre as superfícies de fratura. Na região da ponta da fissura, a tensão residual em materiais frágeis sob condições de tensão afeta a energia necessária para criar nova área de superfície, definida pela taxa de liberação de energia, alterando a energia de deformação elástica armazenada localmente. Para rachaduras que entram em um campo de tensões de tração, menos energia é necessária para a sua propagação, levando à aceleração ao fracasso. O oposto acontece sob esforços de compressão. Este efeito pode ser visto por meio de testes em discos de porcelana temperado ou refrigeração lenta, o que resulta em diferenças nos comprimentos da trinca para superfícies menores estresses residuais de compressão ou de tração (Anunmana et al., 2009 DeHoff et al., 1996; Taskonak et al., 2005). De acordo com a mesma carga aplicada, tensões de tração residuais resultam em rachaduras mais longas, enquanto tensões de compressão tendem a encurtar-se.

As trincas com crescimento subcrítico sob ações cíclicas têm mostrado em testes mecânicos, ser muito afetados pelos estresses residuais presentes no interior da

cerâmica de cobertura. Foi observado um aumento significativo nos ciclos característicos ao fracasso para coroas que foram construídas utilizando uma cerâmica com um coeficiente de expansão térmica próxima à infraestrutura de zircônia, indicando que o tempo de vida das próteses à base de zircônia pode se beneficiar a partir de combinações de incompatibilidade térmica (Belli et al., 2013a, 2013b). Este foi o caso, no entanto, apenas para a condição de taxa de resfriamento rápido, de modo que os protocolos de resfriamento lento podem ser empregados para minimizar as tensões resultantes de grandes diferenças térmicas.

Assim, como em qualquer outro material submetido a cargas elevadas, fissuras em cerâmicas dentárias preferencialmente se propagaram através de caminhos que exijam menor quantidade de energia para o seu crescimento. Este caminho, em próteses dentárias à base de zircônia que apresentam fraturas na cerâmica de cobertura, tem sua origem característica na interface entre a infraestrutura e a cobertura, principalmente devido à aparência branca de suas superfícies fraturadas. Porém devido às avaliações subjetivas e pouco confiáveis realizadas em ensaios clínicos não podem confirmar essa hipótese.

Antes de evidências mais fortes pudessem ser fornecidas, alguns autores têm sugerido que o jateamento da superfície da zircônia antes da estratificação poderia melhorar a qualidade interfacial, aumentando sua rugosidade (Aboushelib et al., 2006). Na prática clínica, a finalidade do jato de areia na superfície do dióxido de zircônio tem sido a de aumentar a rugosidade e / ou para impregnar a superfície com sílica, a fim de melhorar o potencial de ligação dos cimentos à base de resina para a superfície interna da prótese. O efeito que esse jato de areia na superfície externa das infraestruturas de zircônia pode ter sobre a união à porcelana de cobertura foi apenas especulado.

A fim de preencher essa lacuna e ampliar a análise sobre fraturas em coroas em cerâmicas puras, Belli et al. (Belli et al., 2013b, 2012) realizaram um estudo in vitro sobre cerâmicas odontológicas a fim de localizar a região da iniciação das fissuras e calcular a tenacidade à fratura e tensão de ruptura a partir de medições de tamanho dessa fissura (Aboushelib et al., 2007, 2009; Taskonak et al., 2008, 2006).

Em um cenário clínico relevante, a análise qualitativa das réplicas e coroas recuperadas fraturadas foi capaz de mapear padrões fractográfica e correlacionar as

marcações da propagação de trincas e locais de origem para as tensões responsáveis pela iniciação de fraturas (Lohbauer et al., 2010; Scherrer et al.; 2008, 2007; Taskonak et al., 2006). A avaliação fractográfica das coroas fraturadas no teste mecânico revela marcos discriminatórios que ajudam a estabelecer padrões fractográficos para próteses de zircônia/porcelana em diferentes estados de tensão, em seguida, fornecem referências para futuras análises fractográfica das restaurações recuperadas em cerâmicas que deverão ser mais estudadas.

### **2.3 Influência da geometria na resistência à fratura**

Em restaurações que envolvem materiais frágeis, quando consideramos a força das restaurações em cerâmicas é impossível ignorar o efeito do preparo e desenho das coroas. Entre as mais importantes considerações a respeito da influência geométrica está a altura do preparo, o término geométrico do preparo, ângulos nítidos e suporte adequado (McLean, 1983).

Dentes e coroas que apresentam curvatura pronunciada e formas irregulares podem alterar substancialmente o estado de tensão e assim influenciar cargas críticas a fim de iniciar e propagar trincas radiais (McLean, 1983)

Basicamente, a geometria complexa da superfície oclusal é composta de diversas variações que são responsáveis pela tensão desenvolvidas, tais como; número de cúspide, altura da cúspide, largura da cúspide e espessura do esmalte.

Em coroas cerâmicas é necessário compreender primeiramente o comportamento da fratura. Em uma coroa dentária, a geometria da fossa não é simplesmente uma rachadura paralela afiada, mas apresenta-se como tendo ângulos das cúspides que complicam a situação de estresse. Quando um entalhe está presente em um material, semelhante ao sulco oclusal presente em todas as coroas de cerâmica pura, essa geometria pode concentrar tensões e formar uma concentração de tensões localizadas na região em torno do sulco central. De acordo com a literatura, para materiais frágeis, por exemplo, os materiais cerâmicos, a concentração de tensão é

muito sensível à geometria existente na fissura e a trinca começa a formar quando a tensão localizada na fissura é capaz de iniciar ou estender um defeito resultante da fratura do material (Sornsuwan, Swain, 2011).

Embora, a geometria de oclusão de uma restauração é normalmente ditada pelo dente oposto ou movimento funcional da mandíbula, a carga de ruptura não está associada apenas com a propriedade da tenacidade dos materiais de cobertura, mas também o ângulo da cúspide oclusal e o raio a ser considerado. Por exemplo, em alguns casos que requerem uma elevada estética uma cerâmica de cobertura que apresente uma baixa tenacidade à fratura associada com um alto teor de vidro seria um material considerado apropriado. Em tais casos, os ângulos das cúspides superiores maiores que  $65^\circ$  são altamente recomendados. Por outro lado, nos casos onde a cúspides planas não são aceitáveis, deve-se compensar com um material cerâmico de cobertura mais resistente a fim de reduzir a probabilidade de fratura do material de cobertura (Sornsuwan et al., 2011).

O ângulo limite é um fator importante que controla as tensões desenvolvidas na fissura de uma coroa. Como tal, também é um dos fatores que são responsáveis pela fratura da cerâmica de cobertura e da dispersão da carga associada em testes de fratura da coroa. A curvatura da superfície no comportamento de fratura também se torna importante.

Em superfícies curvas convexas são necessárias elevadas cargas de contato para iniciar trincas radiais, mas em superfícies côncavas a tensão de tração logo abaixo da superfície de contato é diminuída devido a configuração geométrica (Qasim et al. 2006).

A influência da curvatura é sentida mais fortemente nas fases de propagação de fratura radial em superfícies convexas e a carga de ruptura, definida como aquela necessária para propagar trincas radiais, diminui com o aumento da convexidade sistematicamente (Hooi et al., 2014).

Superfícies convexas parecem ser especialmente vulneráveis à propagação repentina da trinca, assim, deve-se evitar curvaturas convexas pronunciadas na construção da coroa. Essas conclusões não estão absolutamente claras para serem extrapoladas, pois foi utilizada resina epóxica o que é consideravelmente menos rígida



do que a dentina; além disso, a geometria dentária é mais complicada do que as superfícies curvas simples que foram utilizadas; testes de fadiga também não foram realizados, somente análise estática (Hooi et al., 2014).

A análise pelo método de elementos finitos (FEA) tem sido utilizada para avaliar a sensibilidade de alterações geométricas discretas, incluindo tipo do material. É importante saber que uma cerâmica odontológica depende de sua configuração geométrica e distribuição de defeitos, podendo estes, variar em formas geométricas complexas. Como Qasim et al., em 2006, as geometrias simplificadas não planas (discos curvas), com um único raio de curvatura, têm sido propostos a fim de examinar o impacto de fatores geométricos na fratura radial. A FEA tem sido também utilizada para descrever a distribuição de tensões em discos curvos testados em flexão biaxial, com objetivo de investigar a influência de geometrias não planas na tensão máxima principal. Hooi et. al também investigaram através da FEA raios de curvatura análogos a elementos geométricos odontológicos (cúspide inclinadas ou superfícies oclusais). A simulação FEA foi integrada com o teste de carga até a falha, que funcionou como uma solução de substituição para calcular a tensão máxima principal em fracasso. Com esse estudo, concluíram que o comportamento de fratura das amostras planas é representativo das complexidades geométricas evidentes em restaurações. Assim, foram observados aumentos significativos de falhas nos discos curvados, quando comparados com os discos planos. Além disso, as amostras com o menor raio de curvatura apresentaram diferenças significativas na topografia da superfície microscópica devido as complexidades de interações entre partículas abrasivas utilizadas para o tratamento de superfície da cerâmica com a superfície curva. Embora isto seja uma hipótese viável para extrapolarmos os resultados, ainda existe a necessidade de uma modelagem de geometrias mais complexas onde os tratamentos experimentais idênticos e clinicamente relevantes podem produzir resultados diferentes.

Rungsiyakull, em 2011, analisaram que a trinca normalmente começa a partir da superfície oclusal carregada e a tensão é, sem dúvida, relacionada com a complexidade oclusal das restaurações. A inclinação acentuada das cúspides e/ou sulcos profundos têm sido motivo de preocupação como um dos fatores que predispõem para a incidência de fratura em dentes posteriores (Khera et al., 1990).

## 2.4 Adesão à Cerâmica

Até bem pouco atrás, todas as restaurações puras de cerâmica eram cimentadas apenas com cimentos convencionais como os cimentos de fosfato de zinco, poliacrilato de zinco e ionômero de vidro, contando-se, portanto, com a resistência de cerâmica pura reforçada para núcleo para resistir às forças oclusais normais. Isso mudou com a introdução das cerâmicas cimentadas com cimentos resinosos. Assim, como no caso do esmalte, os cimentos resinosos não têm uma afinidade natural para se unir às superfícies cerâmicas (Van Nort, 1994).

O fenômeno da adesão é uma atração molecular entre dois substratos. A união adesiva é basicamente dependente, a) de propriedades e comportamento do adesivo e b) da estrutura e tratamento de superfície do aderente. Então, é importante conhecer a microestrutura, composição, propriedades e comportamento das cerâmicas para compreender e melhorar a adesão a esses materiais (Della Bona, 2009).

Os materiais dentários e interfaces adesivas estão sujeitos ao estresse em condições hostis na cavidade oral, como forças mastigatórias, mudanças de temperatura, saliva e mudanças de pH. Em geral, o condicionamento de superfícies de materiais dentários é o tratamento através do qual a energia de superfície crítica será aumentada. Duas abordagens são possíveis na odontologia: condicionamento puramente químico ou físico-químico (Matinlinna, Vallitu, 2007).

Com o advento da cimentação resinosa, o condicionamento com ácido fluorídrico das cerâmicas dentárias, introduzidos por Horn, em 1983, para a confecção de facetas laminadas, a união direta ao esmalte usando cimento resinoso tornou-se possível. A combinação da adesão fornecida pela adesão da resina ao esmalte condicionado pelo ácido fosfórico, de sistemas adesivos dentinários capazes de se unirem à dentina, união da resina à cerâmica condicionada por ácido hidrófluorídrico (HF) e por silano e as melhorias das características de resistência e tenacidade das cerâmicas dentárias produziu restaurações com excelente integridade mecânica tanto para uso anterior quanto posterior.

A união adesiva tem o efeito de eliminar defeitos de superfície preenchendo a superfície com uma interface, reduzindo assim o potencial de fratura. Entretanto, o desempenho da cerâmica depende crucialmente da obtenção e manutenção de uma forte união à estrutura dental, o que requer uma apreciação completa de todos os aspectos dos princípios de adesão. Um agente de união é utilizado para garantir uma união química forte entre o cimento resinoso e a cerâmica.

#### **2.4.1 Importância das ligações atômicas das cerâmicas na adesão**

A ligação iônica é a ligação atômica predominante nos materiais cerâmicos, sendo assim, duros, friáveis e isolantes térmicos e elétricos. Muitas vezes, condicionadores, tais como ácido fluorídrico (HF), que é lavada para fora da superfície, são considerados como condicionador. A utilização de uma técnica de condicionamento de superfícies particular pode também apresentar características micromecânicas para o substrato, por exemplo, condicionamento ácido do esmalte dentário e condicionamento ácido da cerâmica solúveis, agentes de acoplamento silano, inorgânico-orgânicos. Infelizmente, os termos condicionador e primer nem sempre são utilizados de forma consistente, e às vezes silanos são, talvez, erroneamente chamado com estes termos (Della Bona, 2009).

Indicações de silanização para cerâmica são: união de restaurações feitas indiretamente com cimentos de resina e reparação de estruturas cerâmicas fraturadas. Fraturas de cerâmica são problemas dispendiosos e graves em odontologia e eles representam um dilema funcional e estético que criou uma demanda por sistemas de reparação práticos (Della Bona, 2009).

## **2.5 Interface infraestrutura/cobertura**

A falha da cerâmica de cobertura e seu vínculo com zircônia é conhecido por ser o mecanismo de falha clínica dominante de restaurações com infraestrutura de zircônia. O conhecimento significativo da cerâmica de cobertura, assim como a sua ligação, pode ser usado para melhorar a resistência dessas coroas (Tan et al., 2012).

Muitos materiais para infraestrutura de zircônia e produtos para cerâmica de cobertura estão agora disponíveis comercialmente, em conjunto com uma variedade de técnicas e serviços de fabricação. Por razões estéticas, a maioria das estruturas de zircônia é folheada com porcelana.

Apesar de próteses à base de zircônia ter altas taxas de sobrevivência, a falha da cerâmica de cobertura é uma ocorrência comum. Muitos desses defeitos ocorrem inteiramente dentro da camada de porcelana, mas alguns ocorrem perto ou na interface cerâmica de cobertura/zirconia, tanto analisado clinicamente ou em estudos laboratoriais (Raigrodski, 2006; Sailer et al., 2006, 2007b, Marchack, 2008). Os estresses residuais (Al-Dohan, 2004; Fischer et al, 2008) dentro da porcelana, devido à incompatibilidade térmica pode ser uma das principais causas das falhas clínicas ocorridas nas porcelanas (Fischer et al., 2009; Saito, 2010). A zircônia tem uma baixa difusividade térmica, sendo assim lenta para ajustar a sua temperatura, porque conduz o calor mais lentamente do que a sua inércia térmica ou em massa térmica. Portanto, durante a aplicação da cerâmica de cobertura, faz com que haja um aumento da temperatura e um resfriamento mais rápido do que o dióxido de zircônio da infraestrutura.

## **2.6 Fratura nas cerâmicas**

As coroas dentais fabricadas como estruturas multicamadas podem ter diferentes distribuições de tensões e capacidade de suporte de carga, quando

comparado com restaurações monolíticas. Por conseguinte, as diferenças no comportamento mecânico e a incidência de fratura podiam ser esperadas. O objetivo de utilizar os sistemas de cerâmica pura é fornecer coroas com resistência mecânica suficiente para resistir às forças oclusais, mantendo uma estética excelente e propriedades biocompatíveis (Amir et al., 2015).

O lascamento da camada de porcelana em coroas tem sido relatado como causa frequente da falha clínica (Bonfante et al., 2009). Entre os fatores que podem determinar "fratura por lascamento" (Anusavice, 2012), o processo de sinterização de zircônia e defeitos estruturais (Monaco et al., 2013, Scherrer, 2011), danos produzidos durante os procedimentos laboratoriais (Rekow et al., 2011), relação entre taxas de resfriamento, o coeficiente de expansão térmica (CTE) e espessura da coroa zircônia têm sido defendidas como possíveis razões para esse tipo de falha. Outros fatores possíveis são relatados para diminuição da resistência de coroas de zircônia durante os procedimentos de jateamento, desenho da infraestrutura, tipo de margem cervical, e procedimento de cimentação (Son et al., 2012; Taira et al., 2012).

A delaminação da cerâmica de cobertura representa uma falha que pode afetar o prognóstico da restauração. Os estudos disponíveis na literatura centraram-se na análise de falha para todas as restaurações cerâmicas que investigam vários parâmetros envolvidos na complexa estrutura do dente-cimento-infraestrutura-veneer, a fim de melhorar o desempenho clínico (Ferrari et al., 2014).

Existem vários fatores que estão associados com o estado de tensão criado em restaurações cerâmicas dentárias, incluindo: a) a espessura das camadas de cerâmica, b) as propriedades mecânicas, c) módulo elástico do material utilizado como substrato, d) a direção, magnitude e frequência da carga aplicada, e) o tamanho e a localização das áreas de contato oclusais f), tensões residuais induzidas pelo processamento g), cimentação e defeitos interfaciais, e h) efeitos ambientais.

Na aplicação clínica, a delaminação da cerâmica de cobertura é descrita como a ocorrência mais freqüente que reduz a taxa de sucesso de próteses parciais fixas em zircônia (Denry, Kelly, 2008).

As propriedades mecânicas, como resistência, é o primeiro parâmetro a ser avaliado para entender o potencial clínico e limitações de uma cerâmica dental.

Outra consideração é que, sob carga funcional no ambiente oral, materiais à base de zircônia, apesar de sua alta resistência notavelmente sofre fadiga. Esta falha de tensão dependente do tempo é atribuída à presença de micro defeitos no interior do material e a fadiga de uma restauração de cerâmica refere-se ao crescimento lento de fissuras subcríticos. Por conseguinte, os testes de fadiga são muito importantes para avaliar o desempenho mecânico dos materiais cerâmicos. As forças aplicadas sobre os materiais na cavidade oral desenvolvem cargas cíclicas que podem ser simulados por ciclagem mecânica. A ciclagem mecânica tende a ser próximo às condições fisiológicas geradas pelo ciclo mastigatório. A literatura atual tem estudado sobre o efeito de testes de fadiga no comportamento mecânico de coroas e prótese fixa a fim de analisar a capacidade de carga e o modo que ocorre essa falha. (Ferrari et al., 2014).

## **2.7 Análise pelo método de Elementos Finitos (FEA)**

Uma ferramenta bastante utilizada dentro da engenharia que passou a ser adotada para a compreensão de fenômenos na odontologia é a análise pelo método de elemento finito (Dejack et al., 2003; Imanishi et al., 2003; Rekow et al., 2006)

A influência de fatores, como o desenho da estrutura e as espessuras das camadas de cerâmica, na distribuição de tensões em restaurações, é difícil de ser avaliada fisicamente, pois existem variações nas etapas de fabricação. (Burke, 1996). A análise de elementos finitos (FEA) elimina essas variáveis que estão associadas ao processo de confecção das restaurações e ao operador, sendo assim, uma metodologia bastante útil na observação da distribuição de tensões quando forças são aplicadas sobre as restaurações cerâmicas (Imanishi et al., 2003).

A partir da FEA os mecanismos de fratura das cerâmicas foram melhores entendidos em virtude da capacidade em prever o comportamento mecânico e estrutural dos materiais, sendo capaz de analisar diferentes geometrias, variar carga aplicada e módulo de elasticidade dos componentes do experimento.

O método de FEA envolve uma estrutura formada por vários elementos, como fragmentos de uma estrutura, conectados por nós, que descrevem o comportamento do elemento em resposta a um estímulo. (Raper, Erbach, 1990; Cook, 1995).

Os módulos de falha estão freqüentemente relacionados com as tensões principais ou com as máximas tensões principais. Em materiais frágeis, as falhas ocorrem por tração, quando as tensões atingem níveis críticos. Por isso a tensão máxima principal é preferencialmente analisada na cerâmica, por descrever o estado de tensões (tração) de maior interesse nesses materiais.

### 3 PROPOSIÇÃO

#### 3.1 Objetivo Geral

Avaliar o comportamento biomecânico de diferentes materiais cerâmicos para cobertura de zircônia YTZ-P de acordo com diferentes técnicas de confecção.

#### 3.2 Objetivos específicos

- a) Avaliar, *in silico*, a distribuição de tensão na interface adesiva entre a cerâmica de cobertura e a infraestrutura confeccionada em zircônia, assim como o tipo de material utilizado para a cerâmica de cobertura e interface adesiva em uma prótese parcial fixa multicamadas;
- b) Avaliar, *in vitro*, a resistência à fadiga em diferentes técnicas de confecção de uma prótese parcial fixa multicamadas;
- c) Avaliar, *in vitro*, a resistência à flexão biaxial de diferentes técnicas de confecção para uma cerâmica de cobertura e cerâmica de infraestrutura;
- d) Avaliar, *in vitro*, a resistência à flexão biaxial e o crescimento lento da trinca em materiais monolíticos e multilaminados unidos com cimento resinoso.



### 3.3 Hipóteses

- a) H1: As técnicas não influenciam na distribuição de tensão, resistência à flexão biaxial e resistência à fadiga em restauração multicamadas;
- b) H2: O tipo de material cerâmico de cobertura não influencia na resistência à flexão biaxial e distribuição de tensão na restauração multicamada;
- c) H3: O tipo de material na interface adesiva infraestrutura/cobertura não influencia na resistência à flexão biaxial e distribuição de tensão e crescimento lento da trinca na restauração multicamada.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Material

Os materiais que foram utilizados neste estudo bem como suas respectivas marcas comerciais, fabricantes e descrição básica, estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Marcas comerciais, fabricantes e descrição básica dos materiais

<b>MATERIAIS</b>	<b>TIPO DO MATERIAL</b>	<b>FABRICANTE</b>	<b>LOTE</b>
<b>Vita In Ceram YZ</b>	Zircônia Y-TZP	VITA Zahnfabrik	23611
<b>Vita VM9</b>	Cerâmica feldspática	VITA Zahnfabrik	16820
<b>IPS Emax Zircad</b>	Zircônia Y-TZP	Ivoclar Vivadent	P55259
<b>IPS Emax CAD</b>	Dissilicato de lítio	Ivoclar Vivadent	R64956
<b>E.max CAD Crystall</b>	Cerâmica vítrea	Ivoclar Vivadent	R59519
<b>Vita CAD-Waxx</b>	Blocos de polímero	VITA Zahnfabrik	32020
<b>Vitablocs para CEREC/ TF</b>	Cerâmica feldspática	VITA Zahnfabrik	32330
<b>Panavia 21</b>	Cimento resinoso (químico)	Kuraray	000016
<b>Panavia F</b>	Cimento resinoso (dual)	Kuraray	051234
<b>Condac Porcelana</b>	Ácido fluorídrico 10%	FGM	290414
<b>Porcelain Etch Gel</b>	Ácido fluorídrico 9,6%	Pulpdent Corporation	131213
<b>Ultradent Porcelain Etch</b>	Ácido fluorídrico 9,6%	Ultradent Products	B9MV7
<b>Ultradent Silane</b>	Ag. de união à base de Silano	Ultradent Products	B8W5N
<b>Impregum F</b>	Poliéter	3M-ESPE	421709
<b>Resina Poliuretano</b>	Resina epóxica F16	Axson Brasil	0010018040

## 4.2 Método

O delineamento das metodologias desenvolvidas nesse trabalho está especificado na figura abaixo (Figura 5).

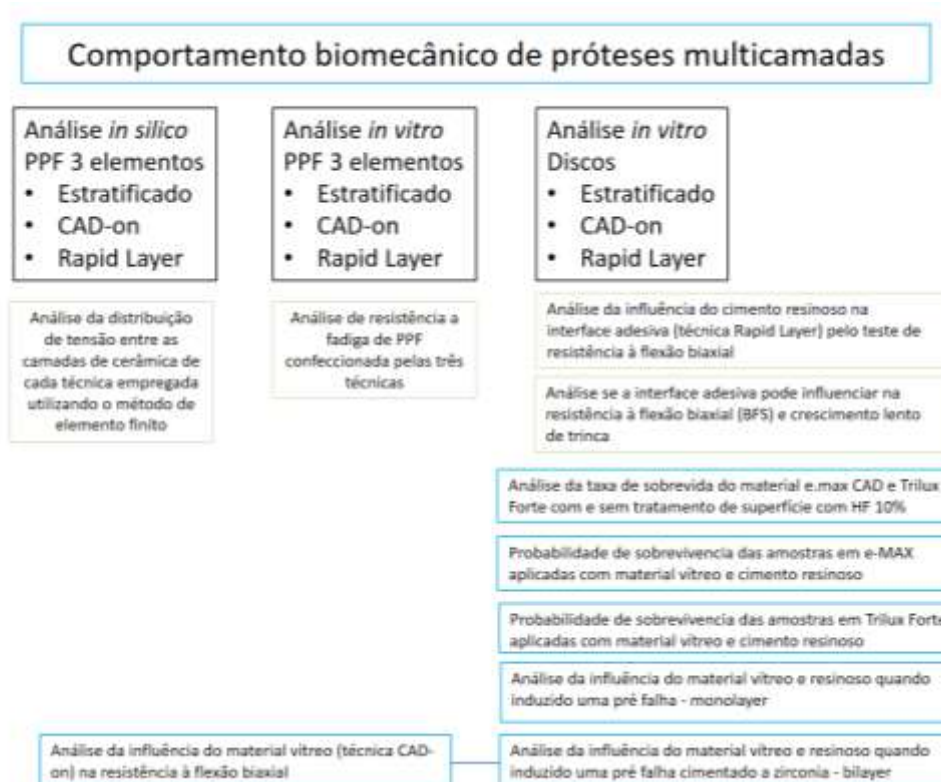


Figura 5 - Delineamento das metodologias desenvolvidas nesse trabalho.

### 4.2.1 Análise da distribuição de tensão na restauração multicamadas através do método dos elementos finitos

#### 4.2.1.1 Geração da Geometria

Para a obtenção dos modelos 3D, foi primeiramente usinada (Cerec 3.8 Sirona) uma prótese parcial fixa de três elementos (segundo pré-molar e segundo molar foram considerados os pilares e o primeiro molar o pântico) em CAD-Wax (resina acrílica em bloco para usinagem CAD/CAM) (Vita - VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG - Postfach · Alemanha) replicando as estruturas anatômicas ideais.


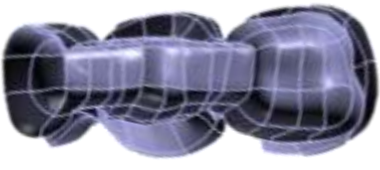






Essa estrutura foi escaneada pelo *scanner inEos Blue* (Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) e gerada em formato STL (Estereolitografia) e transferida para um software CAD (Computer Aided Design), Rhinoceros 4.0 (McNeel North America – Seattle – EUA), no qual os modelos foram produzidos dentro do protocolo BioCAD (Noritomi et al., 2011). Nesta etapa, os modelos foram gerados a partir de linhas traçadas sobre a imagem em STL, na qual se escolhem os principais marcos anatômicos, gerando linhas sobre eles, as quais referenciam a superfície.

Para a análise dos diferentes tipos de material a ser utilizado foram confeccionados 3 modelos presentes no Quadro 1:

- a) modelo pelo método convencional de aplicação da cerâmica de cobertura;
- b) modelo seguindo o protocolo de confecção do fabricante Rapid Layer;
- c) modelo seguindo o protocolo de confecção do fabricante IPS E.max CAD-on).

Quadro 1 - Desenho dos Modelos Convencional e em Multicamadas para a análise de elemento finito

(continua)

<b>CONVENCIONAL (modelo 1)</b>	<b>MULTICAMADA (modelo 2 e 3)</b>
<p data-bbox="277 548 610 575">Cerâmica de cobertura VM9</p> 	<p data-bbox="781 548 1195 575">Cerâmica de cobertura Trilux Forte</p> 
	<p data-bbox="829 894 1333 953">Cimento resinoso na interface cerâmica de cobertura/infraestrutura</p> 
<p data-bbox="586 1241 886 1268">Infraestrutura de Zirconia</p>  	
<p data-bbox="448 1535 1016 1562">Cimento resinoso na interface infraestrutura/G10</p>  	

Quadro 1 - Desenho dos Modelos Convencional e em Multicamadas para a análise de elemento finito

(conclusão)

CONVENCIONAL (modelo 1)	MULTICAMADA (modelo 2 e 3)
<p data-bbox="695 457 850 485">Pilar em G10</p> 	
<p data-bbox="678 709 945 737">Ligamento periodontal</p> 	
<p data-bbox="613 951 961 978">Base de resina de poliuretano</p> 	

Após a formação das superfícies, estas foram transformadas em sólidos para conferir delimitação das estruturas que foram estudados. Estes volumes foram exportados em formato STP (Standard for the Exchange of Product Model Data) para que o software (Ansys 16.0 - ANSYS, Inc. Southpointe, Canonsburg, EUA) de pré e pós processamento de elementos finitos possa ser empregado para a análise. As estruturas consideradas para a modelagem foram: preparo em G10 (porção coronária e radicular), ligamento periodontal, resina de poliuretano, cerâmica de infraestrutura, camada de cimento resinoso e cerâmica de cobertura, (Quadro 1).

#### **4.2.1.2 Pré-processamento da FEA**

De posse dos modelos CAD das geometrias de estudo, inicialmente, foi necessário realizar verificações relativas à qualidade das mesmas, principalmente, no que tange à consistência das superfícies resultantes dos processos de importação pelas ferramentas de análise numérica. É de elevada importância a realização deste procedimento, uma vez que inconsistências superficiais não detectadas acabam por influenciar negativa e decisivamente sobre a qualidade final das malhas, dos contatos e, principalmente, sobre os resultados finais.

#### **4.2.1.3 Atribuição das propriedades dos materiais**

Após a edição dos modelos, seguem-se as suas escolhas e suas especializações com propriedades específicas dos materiais de trabalho. Nesta etapa, aponta-se a importância de verificar a consistência das grandezas físicas utilizadas no modelo junto à homogeneidade de sistemas métricos.

Para o software entender o comportamento mecânico, foi necessário informá-lo sobre as propriedades necessárias para cada tipo de análise.

Neste estudo a análise adequada para representar o ensaio de fratura é a realizada pela análise estática estrutural, na qual no mínimo duas propriedades, dentre módulo de elasticidade longitudinal (E), módulo de cisalhamento (G) e Poisson, devem ser informadas. Assim, cada geometria possuirá propriedades específicas que caracterizam seu comportamento para um ensaio dentro dos limites de linearidade. Para as propriedades dos materiais, foi utilizado o equipamento Sonelastic® (Atcp Engenharia Física – São Carlos – Brasil) para a caracterização não destrutiva dos módulos elásticos e Poisson a partir das frequências (torcional e flexional) naturais de vibração obtidas pela técnica de excitação por impulso, assim como também dados da literatura, (Tabela 2).

Para a análise do módulo elástico pela caracterização não destrutiva, foram confeccionadas barras de 20 mm x 10 mm x 4 mm (n=5). Essas barras foram polidas com lixa de granulação de P600, 800 e 1200 a fim de remover imperfeições e porosidades superficiais. Cada barra foi submetida a leitura, onde o pulso eco foi emitido em uma ponta da barra e o microfone de captação que captura a resposta acústica na outra ponta. Esta técnica baseia-se nas frequências naturais de vibração. Ao sofrer um leve impacto mecânico, o corpo de prova emite um som característico que depende de suas dimensões, massa e propriedades elásticas. A atenuação e as frequências presentes nesta resposta acústica permitem a determinação precisa dos módulos elásticos e do amortecimento.

Tabela 2 - Módulo elástico e Poisson dos materiais utilizados na análise de elemento finito

<b>Material</b>	<b>Módulo elástico (GPa)</b>	<b>Poisson</b>	<b>Referência</b>
<b>VM9</b>	64	0,25	Zeng et al. (1998)
<b>Trilux Forte</b>	70,7	0,21	Dados do Sonelastic
<b>IPS E.max CAD</b>	95	0,20	Dados do Sonelastic
<b>Zirconia</b>	209,3	0,31	Borba et al. (2011) e Kim et al. (2010)
<b>Panavia</b>	9,2	0,28	Bind et al. (2006)
<b>Cerâmica vítrea</b>	70	0,21	Schmitter, (2012)
<b>G10</b>	14,9	0,31	Yi, Kelly (2008)
<b>Poliéter</b>	0,068	0,45	Holmes et al. (1996)
<b>Poliuretano</b>	3,6	0,3	Dados do Sonelastic

#### 4.2.1.4 Geração das malhas

Para a geração de malhas de elementos finitos em geometrias biológicas tridimensionais, foi utilizado o Software Ansys 16.0 (ANSYS, Inc. Southpointe, Canonsburg, EUA). Devido à relevante complexidade geométrica, faz-se necessário obter boa discretização destes modelos (divisão da estrutura em quantidade finita de elementos), a fim de que a qualidade dos resultados não seja comprometida em função



de malhas pouco representativas. Assim, utilizam-se malhas de elementos tetraédricos quadráticos, caracterizados por pirâmides de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. Este tipo de elemento de volume é o mais indicado para reproduzir geometrias complexas e curvas, como as estruturas dentárias, pois se adapta melhor espacialmente, sendo assim, uma ferramenta bastante poderosa para representação de volumes de geometrias anatômicas (Costa et al., 2014).

Somado a isso, outro fator importante relacionado ao controle de malha consiste em compreender devidamente os fenômenos de estudo, a fim de que adensamentos da malha possam ser realizados em regiões de maior relevância do comportamento mecânico do sistema. Por outro lado, simplificações também podem ser realizadas no modelo no intuito de controlar o adensamento da malha em geometrias que possuem regiões complexas (Figura 6). Assim, em todos os modelos foram realizados o refinamento da malha na região de interesse, ou seja, na infraestrutura, interface cobertura/infraestrutura e cerâmica de cobertura.

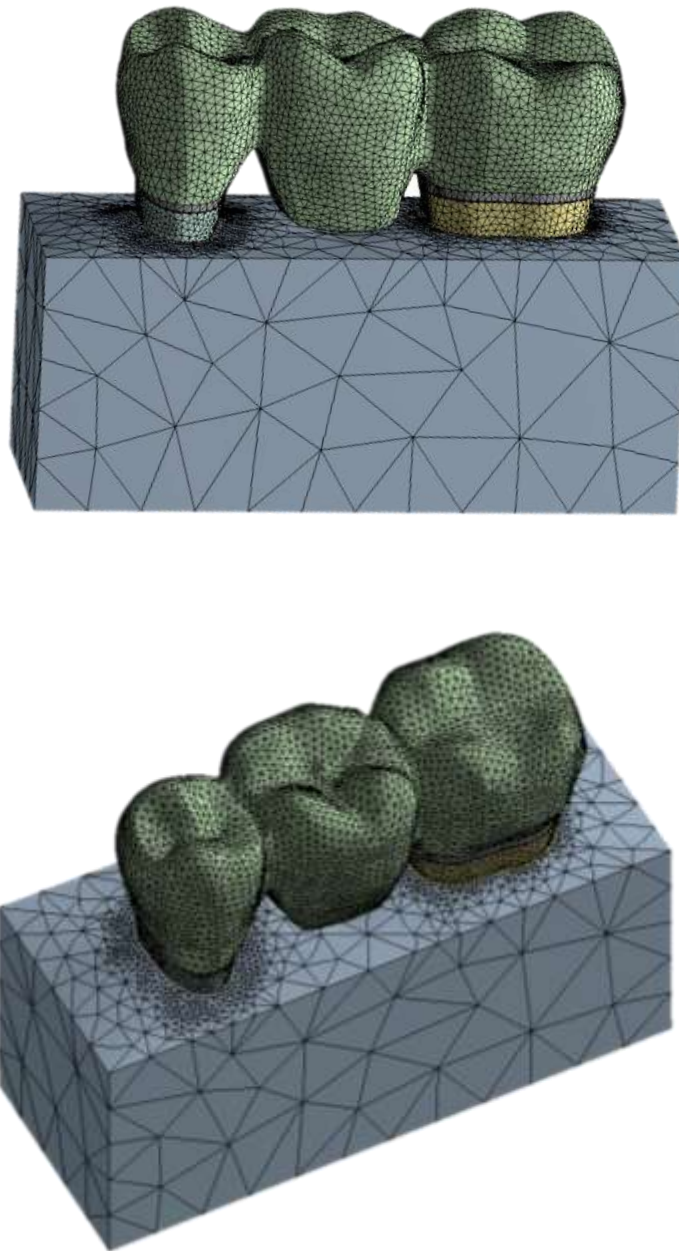


Figura 6 - Geração de malhas nos modelos de prótese parcial fixa de 3 elementos, sendo essas refinadas na região de interesse.

#### 4.2.1.5 Interação multi-corpos: definição dos contatos

O relacionamento entre as geometrias determina a transmissão das tensões existentes de um elemento para o outro na região de interface, assim, é necessário a definição dos contatos, para todos os relacionamentos e para este estudo, todos foram previamente considerados como unidos (*bonded*).

#### 4.2.1.6 Carregamento e Fixação

Para a simulação da aplicação de força, para todos os modelos foi restrito o deslocamento em todas as direções na base do poliuretano e o carregamento foi aplicado pela simulação de uma força de 33,3N em cada área de contato, normal a superfície oclusal, sobre a ponta aplicadora no centro do pântico (Figuras 7 e 8).

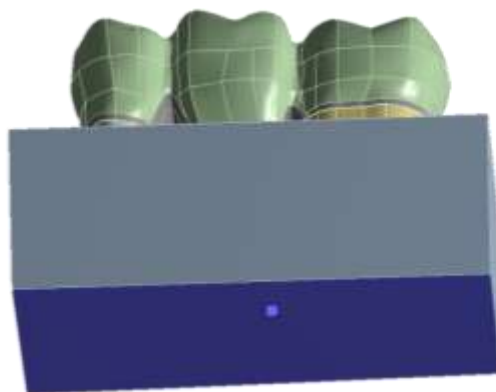


Figura 7 - Fixação da superfície inferior da base de poliuretano.

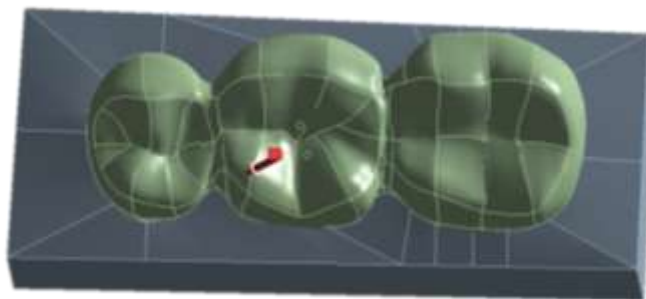


Figura 8 - Aplicação do carregamento na área de contato.

#### 4.2.1.7 Pós-processamento

A visualização dos resultados em análise por elementos finitos foi realizada por meio visual com o uso de uma escala de cores, na qual cada tonalidade representa uma faixa de tensões ou deformações geradas nas estruturas avaliadas.

Para a análise dos resultados, a tensão de von Mises e deslocamento foram utilizados para avaliar a coerência da simulação realizada em relação aos contatos, fixação e carregamento. Após esta análise, a tensão máxima principal foi estudada sendo que valores positivos correspondem a tensões de tração e os negativos, de compressão. A cerâmica apresenta comportamento frágil, iniciando a falha sob tensão de tração, por isso a tensão máxima principal foi a mais indicada para avaliar o local de maior concentração de tensão e provável início da falha.

#### 4.2.2 Avaliação da resistência à fadiga de prótese parcial fixa de 3 elementos confeccionadas pela técnica convencional, Rapid Layer e CAD-on

Para simulação do preparo de coroa total em dentina, foi utilizado o material G10 (Epoxyglas, Accurate Plastics, USA) com propriedades mecânicas e propriedades de adesão ao cimento resinoso semelhante à dentina (Kelly et al., 2010). Para isso,

esse material foi usinado seguindo as seguintes delimitações: ângulo de convergência total de 6°, término cervical em formato de ombro arredondado com raio de curvatura de 0,5 mm, 1,2 mm de espessura de desgaste nessa região e ângulos arredondados. Essas delimitações foram previamente delimitadas no software CAD Rhinoceros 4.0, como demonstrado anteriormente no ítem 4.2.1 no Quadro 1.

Para este estudo, foi usinada a região do preparo coronário (pré-molar e molar) e a porção radicular, a fim de simular o ligamento periodontal e conferir melhor distribuição de tensões ao longo eixo do pilar.

#### **4.2.2.1 Inclusão e simulação do Ligamento Periodontal**

Para reproduzir a movimentação do pilar (G10) no alvéolo, foi simulado o ligamento periodontal, empregando material elastomérico. Assim, o pilar foi incluído em resina de poliuretano e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéter, Impregum-F (3M-ESPE) (Soares, 2000). Para desenvolvimento do processo de inclusão, o pilar foi demarcado com caneta para retroprojeter distando 2 mm apicalmente da junção amelo-cementária e a porção radicular recoberta com cera nº7. Com auxílio de um dispositivo em CAD-waxx for inLab (VITA System 3D-Master) previamente usinado no estudo piloto (réplica da infraestrutura para manter a mesma inclinação e a mesma distância entre os pilares), os pilares foram fixados com cera pegajosa. O dispositivo foi inserido na haste vertical do delineador para garantir o paralelismo dos pilares. Uma matriz de silicone quadrangular foi posicionada sobre uma placa de vidro e preenchida com resina de poliuretano quimicamente ativada, na qual foram incluídos os pilares pela sua porção radicular. Decorrido 20 min da inclusão, o conjunto foi retirado do molde de silicone (Figura 9).

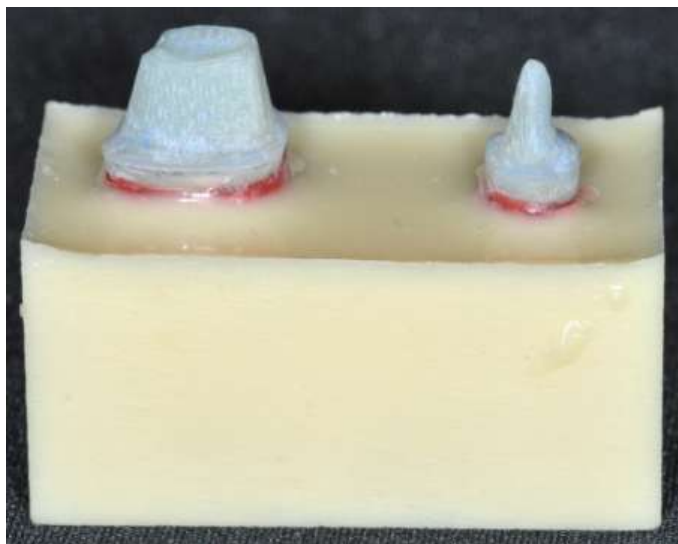


Figura 9 - Base de poliuretano com G10 para simulação dos pilares.

Os pilares foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com água quente para remoção da cera. O material de moldagem Impregum F (3M-ESPE – Minnesota, EUA) foi inserido no alvéolo e o pilar introduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm do limite amelo-cementário coincidissem com a superfície do cilindro de resina de poliuretano. Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi nº 11.

#### **4.2.2.2 Grupos experimentais**

Os pilares foram distribuídos em 3 grupos, apresentados no Quadro 2.

Quadro 2 - Grupos para a análise da resistência à fadiga

<b>Grupos</b>	<b>Delineamento dos grupos</b>
ZC	Infraestrutura de zircônia + cerâmica feldspática aplicada pelo método convencional (VM9 – VITA)
ZRL	Infraestrutura de zircônia + cerâmica feldspática (cerâmica de cobertura – Rapid Layer) + cimento resinoso Panavia F na interface infraestrutura /cobertura
ZC-on	Infraestrutura de zircônia + cerâmica de dissilicato de lítio ( IPS emax CAD-on) + fusão de vidro cerâmico na interface infraestrutura/cobertura

#### 4.2.2.3 Preparação dos pilares para o escaneamento

Para o escaneamento foi necessário a utilização de um spray CEREC® Optispray - Spray With Nozzles (Sirona Dental Systems) para proporcionar contraste óptico.

#### 4.2.2.4 Confeção das restaurações

Os modelos foram escaneados no CEREC 3.8 (Sirona – The Dental Company) e a partir das imagens foram desenhadas as infraestruturas conforme o manual do fabricante da Rapid Layer, assim para manter a mesma configuração e padronização entre os grupos, as infraestruturas tanto do grupo convencional como do CAD-on, foram

usinadas com a mesma configuração da técnica Rapid Layer. O desenho anatômico da restauração foi delimitado no software, (Figura 10).

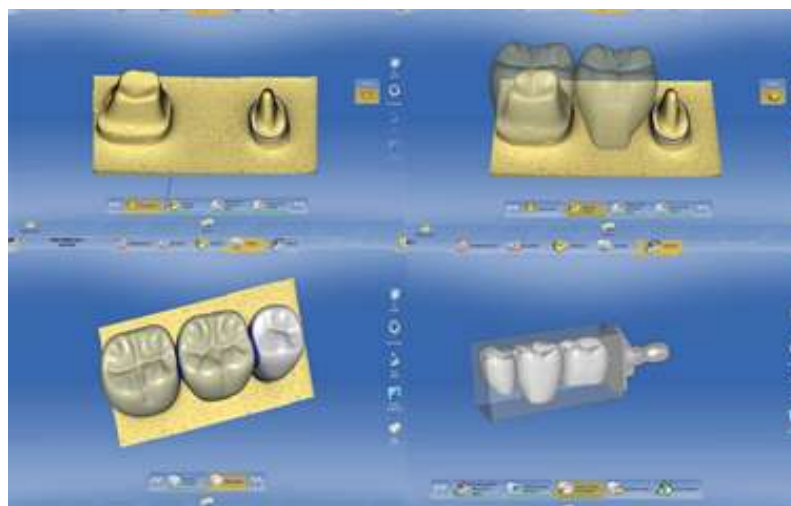


Figura 10 - Processo de escaneamento e confecção da anatomia das coroas.

Para a técnica Rapid Layer, na confecção da cerâmica de cobertura foi utilizado cerâmica feldspática reforçada com leucita (VITABLOCS TriLuxe forte TF-40/19) e para a infraestrutura a cerâmica VITA In-Ceram YZ-40/19 (Figura 11).



Figura 11- Infraestrutura VITA In-Ceram YZ e cerâmica de cobertura feldspática usinadas no Cerec 3.8 (Sistema Rapid Layer).



Para a técnica da IPS e.max CAD-on a cerâmica de cobertura utilizada foi a dissilicato de lítio (IPS e.max CAD HT A3/B40) e para a infraestrutura a cerâmica utilizada foi a IPS e.max ZirCAD MO2/B40 (Figura 12). E para a técnica convencional, na confecção da infraestrutura foi utilizado a cerâmica VITA In-Ceram YZ-40/19.

Para a técnica convencional a cerâmica de cobertura utilizada foi a Vita VM9 (pó de cerâmica para dentina) (VM9 Transpa Dentine – 3M2)



Figura 12 - Cerâmica de cobertura CAD-on Ivoclar Vivadent usinada no Cerec 3.8.

As infraestruturas em zircônia dos três grupos passaram pela queima de limpeza antes do processo de aplicação da cerâmica de cobertura sob ciclo de queima: temperatura inicial de 600 °C durante 3 min, 33 °C/min (3 min) até temperatura de 700 °C por 5 min.

#### 4.2.2.5 Cimentação das restaurações

Na técnica Rapid Layer, na cerâmica de infraestrutura foi realizado; na região externa; o jateamento com  $Al_2O_3$  de 50  $\mu m$  (Figura 13) sob pressão de 2,5 bar durante 10 s e distância de 10 mm.



Figura 13 - Jateamento da infraestrutura com  $Al_2O_3$ .

Para a cerâmica de cobertura, foi realizado o tratamento de superfície com ácido fluorídrico 5 % durante 1 min, lavagem com água e secagem por 30 s com papel absorvente e aplicação do silano (Monobond plus – Ivoclar Vivadent) durante 1 min (Figura 14).



Figura 14 - Tratamento de superfície na cerâmica de cobertura com ácido fluorídrico 5%.

Para o G10, foi realizada aplicação de ácido fluorídrico 5 % durante 1 min, lavagem com água e secagem com papel absorvente (Figura 15).

Foi aplicado o silano (Kuraray, Co,LTD - Japão) por 1 min (Figura 16) e agente cimentante por 1 min.



Figura 15 - Aplicação do ácido fluorídrico 5% nos pilares de G10.

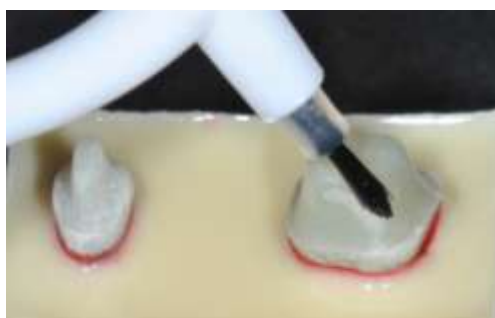


Figura 16 - Aplicação do Silano por 1 min.

Primeiramente, a infraestrutura e a cerâmica de cobertura foram cimentadas com Panavia F sob pressão digital e fotoativada por 40 s nas quatro faces (vestibular, lingual e proximais) (Poly wireless – KAVO 1100 mW/cm<sup>2</sup> – Brasil Ind. Com. Ltda Joinville - SC, Brasil) (Figura 17).



Figura 17 - Cimentação da cerâmica de cobertura com a infraestrutura. a) adição do cimento resinoso Panavia na parte interna da coroa de cobertura; b e c) junção da cerâmica de cobertura com a infraestrutura; d) pressão digital na cerâmica de cobertura sob a cerâmica de infraestrutura; e e f) remoção do excesso de cimento resinoso; g e h) fotopolimerização do cimento resinoso; i) aspecto final da cerâmica de cobertura cimentada à cerâmica de infraestrutura.

O conjunto foi cimentado no pilar com o mesmo cimento resinoso sob pressão de 750 g por 10 min (Cordeiro,1998; Soares, 2000), e os excessos foram removidos antes da polimerização. A fotoativação do cimento foi feita por 40 s nas quatro faces de cada elemento, utilizando fonte de luz Poly wireless. (Figura 18). As amostras foram armazenadas em água destilada em estufa a 37 °C por 5 dias.



Figura 18 - Cimentação do conjunto Rapid Layer nos pilares; a e b) aplicação do cimento resinoso na parte interna da infraestrutura; c e d) pressão digital da prótese sobre os pilares; e) aplicação de uma carga de 750 g; f) fotopolimerização do cimento resinoso.

Para a técnica IPS e.max CAD – on, foi utilizado o IPS e.max CAD Crystall, um conector vitro-cerâmico, na interface infraestrutura/cobertura que através da fusão (queima) une a infraestrutura à cerâmica de cobertura (Figura 19). Este material foi aplicado na superfície interna da coroa de cerâmica de cobertura, sobre um vibrador a fim de eliminar porosidade e para melhor escoamento. A cerâmica de cobertura foi unida à infraestrutura sob pressão digital (Figura 20).



Figura 19 - IPS e.max CAD Crystall e Ivomix utilizado para mistura.

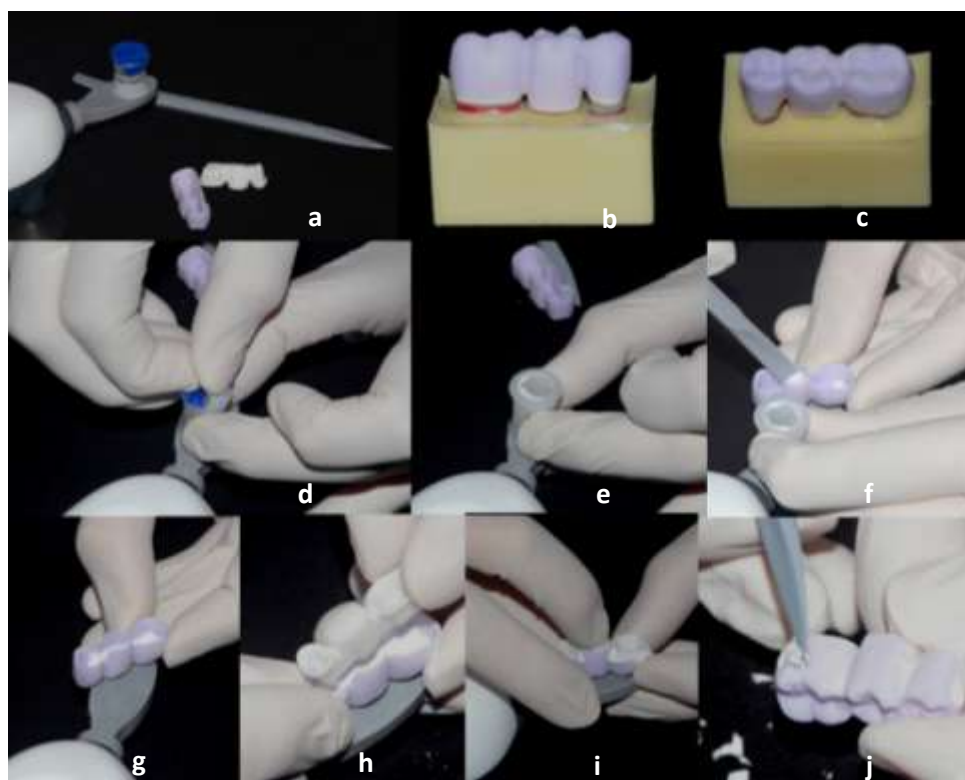


Figura 20 - União da infraestrutura à cerâmica de cobertura do conjunto CAD-on. a) IPS E.max Crystall, Ivomix, cerâmica de cobertura e cerâmica de infraestrutura; b e c) prova das estruturas nos pilares; d, e, f e g) aplicação do material vítreo na parte interna da cerâmica de cobertura; h e i) união da cerâmica de infraestrutura sobre a cerâmica de cobertura sob pressão digital; j) remoção dos excessos de material vítreo.

As coroas unidas foram levadas a cristalização da cerâmica no forno sob ciclo de 403 °/6min - t↑ 60°/min – T 850°/10min – V1 770° - V2 850° (Programat EP 3000 – Ivoclar Vivadent - Inc.Amherst, N.Y, EUA) (Figura 21).

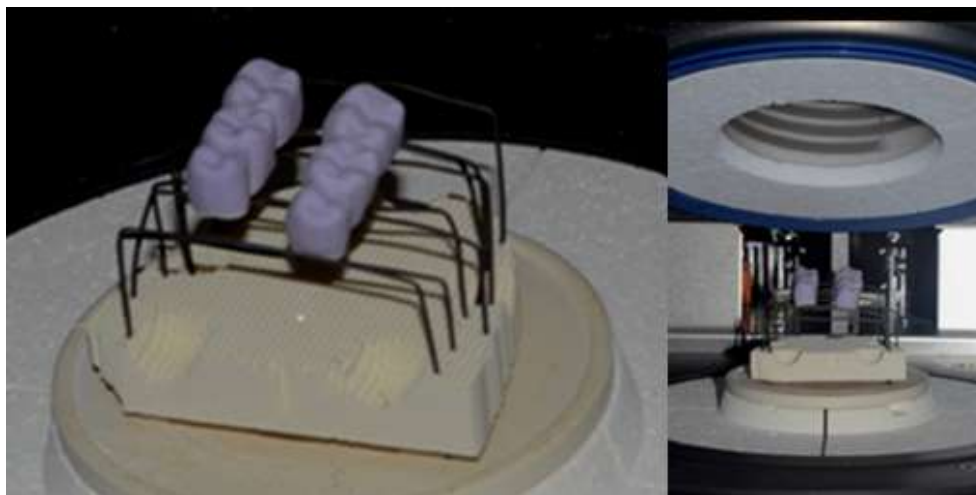


Figura 21- Queima da cerâmica de cobertura após a aplicação do CAD Crystall.

As coroas CAD-on foram cimentadas com cimento resinoso Panávia F. A fotoativação do cimento foi feita por 40 s por face de cada elemento, utilizando fonte de luz Poly wireless – KAVO 1100 mW/cm<sup>2</sup> – Brasil Ind. Com. Ltda Joinville – SC). As amostras foram armazenadas em água destilada em estufa a 37 °C por 5 dias.

Para a técnica convencional, as infraestruturas foram usinadas e sinterizadas no forno Vita ZYRCOMAT 6000 MS. A cerâmica de cobertura foi aplicada pela técnica do pó e líquido por um técnico experiente seguindo as mesmas configurações anômicas oclusais das coroas usinadas no Cerec 3.8 (Figura 22).



Figura 22 - Aplicação da cerâmica de cobertura pela técnica pó e líquido.

As coroas foram submetidas a apenas um ciclo de cristalização: 500°/6min, t↑ 55°/min até 910°/1 min, a fim de padronização com o grupo CAD-on (Figura 23). As coroas foram cimentadas seguindo o mesmo protocolo dos grupos anteriores (Figura 24).

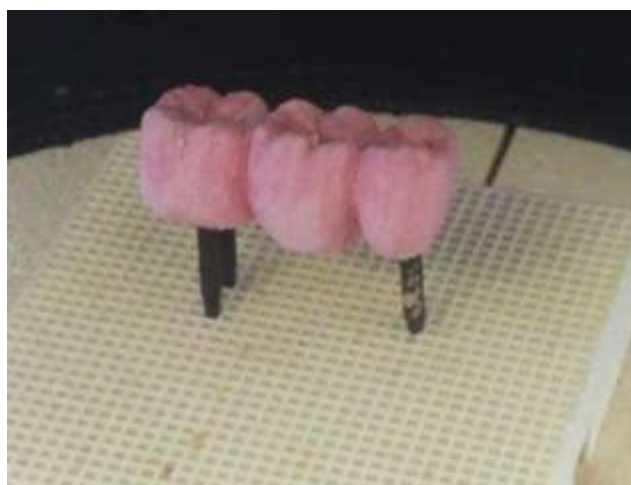


Figura 23 - Queima da cerâmica de cobertura.





Figura 24 - Prótese parcial fixa convencional cimentada nos pilares de G10.

#### 4.2.2.6. Ciclagem mecânica

Após 5 dias, as próteses de 3 elementos (n=7) foram levadas à ciclagem mecânica. O ensaio de fadiga foi realizado com uma ponta de aço em inox de 6 mm de diâmetro em um simulador de ciclos mastigatórios (cicladora mecânica Biocycle V1, Biopdi, São Paulo, São Paulo, Brasil). Os espécimes foram posicionados sobre uma base metálica com água (37 °C), para formar um ângulo de 90° entre o plano horizontal e a ponta. A ponta aplicadora da carga contactou a vertente triturante da cúspide mésio-vestibular do pântico, onde realizou o toque com carga axial de 100 N a 3 Hz. Cada ciclo consistia do contato da ponta com a superfície oclusal com a carga máxima, por 0,17 s. Entre a ponta e a superfície oclusal foi interposta uma película de dique de borracha para dissipar as tensões. A cada 500.000 ciclos, as coroas foram coradas com líquido evidenciador de trinca (Metal-chek do Brasil, Bairro do Uberaba - Bragança Paulista – SP) e inspecionadas quanto à presença de falhas, em estereomicroscópio (Stereo Discovery.V12, Carl Zeiss, LLC, EUA). As falhas foram classificadas em: trincas na cerâmica de cobertura, lascamento da cerâmica de cobertura, delaminação (exposição da infraestrutura), trincas radiais que chegam até a infraestrutura e fratura catastrófica. Os espécimes que não apresentaram nenhuma das falhas citadas continuaram sob o teste de fadiga até a falha ou até o término do teste (Ramos, 2014).

### 4.2.3 Influência da técnica de confecção da cerâmica de cobertura na resistência à fratura biaxial em discos multicamadas

#### 4.2.3.1 Análise da influência do cimento resinoso na interface adesiva (técnica Rapid Layer) pelo teste de resistência à flexão biaxial

##### 4.2.3.1.1 Confecção da cerâmica de cobertura

Para a confecção de 60 discos de cerâmica feldspática VM9, foi manipulado pó de cerâmica de dentina (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG - Postfach - Alemanha) na proporção de 0,6 g de pó para 0,22 ml de líquido modelador (Vita Modelling Fluid – VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG - Postfach - Alemanha) a fim de formar uma massa de consistência pastosa. Essa massa foi transferida para um molde plástico de formato circular (14 mm de diâmetro x 0,9 mm de espessura), o qual foi firmemente preso a um dispositivo plano coberto por papel alumínio em sua base a fim de que a massa não ficasse aderida a esse dispositivo (Figura 25).



Figura 25 - Anel de plástico usado como dispositivo para confecção dos discos de VM9.

A massa cerâmica foi condensada usando um prato vibrador e para a remoção do excesso de líquido modelador foi utilizado papel absorvente (Figura 26).

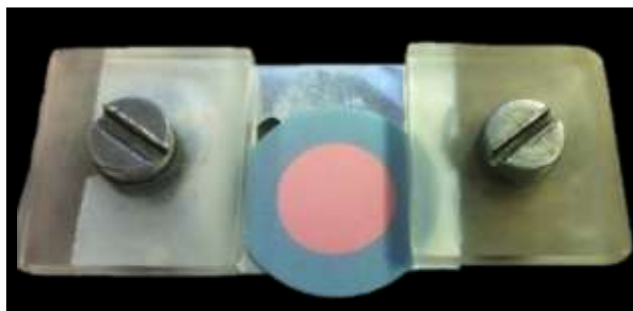


Figura 26 - Massa de cerâmica condensada no dispositivo em anel.

O disco que foi confeccionado a partir da condensação da massa cerâmica no dispositivo, foi levado à cristalização em um forno à vácuo (Vita Vacumat 40T, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) com o seguinte ciclo de queima: 500 °C por 360 s, 55 min até 910 °C e resfriado a temperatura ambiente (Figuras 27 e 28).



Figura 27 - Disco de VM9 antes da cristalização.



Figura 28 - Disco de VM9 na cristalização.

Após a cristalização, os discos obtiveram uma configuração final de 12 mm de diâmetro por  $0,7 \text{ mm} \pm 0,03$  de espessura. Cada um foi inspecionado visualmente a fim de conferir padronização. Os discos foram armazenados em um recipiente fechado.

#### 4.2.3.1.2 Confeção da cerâmica de infraestrutura

Para a confecção de 40 discos de zircônia, foram utilizados blocos de cerâmica de Y-TZP (55 mm x 19 mm x 15,5 mm, YZ Vita Inceram Vita, Bad Sackingen, Alemanha) desgastados até a obtenção de um cilindro com 15 mm de diâmetro, em uma politriz (Buhler, Ltd. Lake Bluff, NY, EUA). Esses cilindros foram envolvidos com fita isolante para evitar fraturas durante o corte em discos (Isomet, Buhler, Ltd. Lake Bluff, NY, EUA) (Figura 29). Esses discos foram manualmente polidos usando lixa d'água seguindo a granulação de 320 e 500 a fim de produzir uma espessura final pré-sinterização de  $0,3 \pm 0,01 \text{ mm}$  (Figura 28). Os discos foram sinterizados no forno Vita ZYRCOMAT 6000 MS (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) resultando em um diâmetro final pós-sinterização de 12 mm x  $0,27 \text{ mm} \pm 0,02 \text{ mm}$ . Uma superfície de cada disco foi jateado com partícula de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  sob pressão de 4 bar, 2 mm de distância durante 10 s e 90 graus. Os espécimes foram lavados em ultrassom com

água deionizada e secas em papel absorvente e armazenadas em um recipiente fechado.

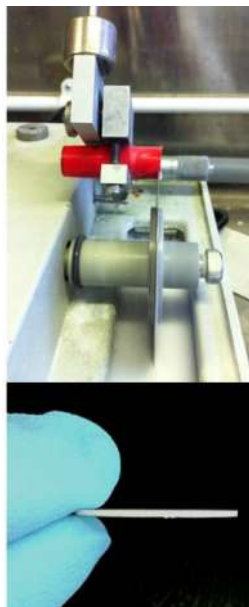


Figura 29 - Corte dos discos de zircônia e espessura final dos discos antes da sinterização.

#### **4.2.3.1.3 Preparo da amostra para a determinação da resistência à flexão biaxial (BFS)**

A superfície que estava em contato com o papel alumínio de cada disco de VM9 foi tratada com ácido fluorídrico (HF) 9,6% (Pulpdent Porcelain Etch Gel, MA, EUA) durante 60 s, em seguida, lavado abundantemente com água e seco com papel absorvente. As amostras de VM9 foram distribuídas aleatoriamente em três grupos (n=20): Grupo A<sub>vm9</sub> – não recebeu nenhum tratamento adicional (controle), Grupo B<sub>vm9c</sub> - foram revestidos de silano (Rely-X Primer Cerâmico, 3M ESPE) durante 60 s. Posteriormente, foi aplicada uma camada de cimento resinoso quimicamente polimerizado (Panavia 21, Kuraray Co., Ltd., Tóquio, Japão).

O cimento resinoso foi misturado manualmente e aplicado no centro da amostra na superfície preparada com HF e silano. Um filme de acetato foi suavemente

pressionado até que o cimento escoasse para as bordas do disco. Na sequência, o disco foi invertido e colocado em uma superfície plana sob carregamento de 100 g durante 10 min.

As outras 20 amostras (Grupo  $C_{RL}$ ) também foram tratadas com silano e, em seguida, cimentadas à superfície Y-TZP, formando uma amostra multicamada, simulando a técnica Rapid Layer. O cimento resinoso foi aplicado no centro da superfície do laminado de cerâmica (VM9) e invertido sob o disco de Y-TZP e colocado em uma superfície plana sob carregamento com 100 g durante 10 min. O excesso de cimento resinoso presente nas bordas do disco foi cuidadosamente removido com auxílio de um pincel.

A fim de comparar a simulação da técnica Rapid Layer com o processo de aplicação da cerâmica de cobertura com a técnica convencional (slip-cast), foram confeccionadas 20 amostras (Grupo  $D_{cv}$ ) através da técnica de manipulação do pó e líquido. A massa de VM9 manipulada da mesma maneira que o Grupo  $A_{vm9}$  foi colocada sobre o disco de Y-TZP (posicionado dentro de uma matriz plástica de 1,2 mm de espessura) (Figuras 30 e 31).

O delineamento dos quatro grupos está representado na Figura 32.

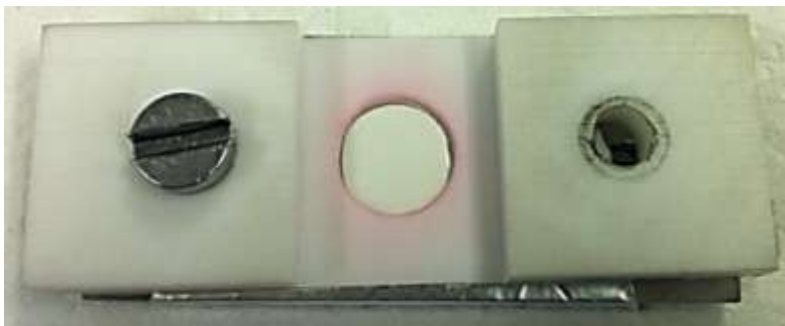


Figura 30 - Dispositivo para aplicação da cerâmica de cobertura sobre a zircônia.

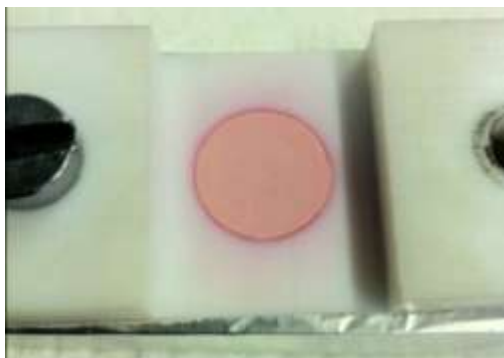


Figura 31- Aplicação da cerâmica de cobertura sobre a zircônia.

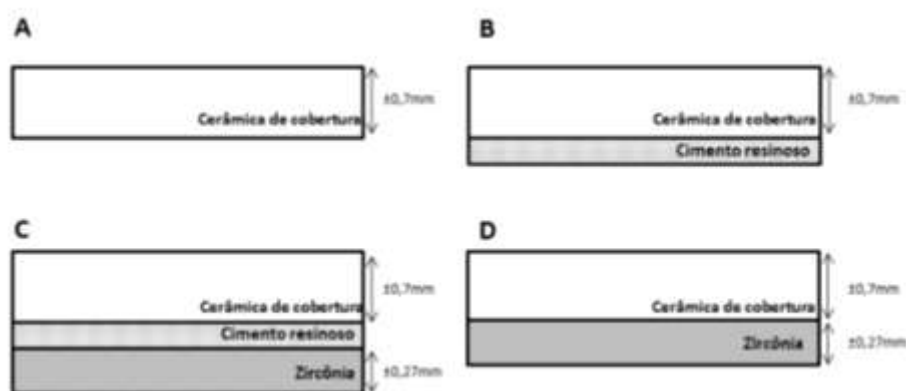


Figura 32 - Esquema das geometrias dos grupos. A) grupo  $A_{vm9}$ , somente cerâmica feldspática + HF; B) grupo  $B_{vm9c}$ , cerâmica feldspática + cimento resinoso; C) grupo  $C_{RL}$ , cerâmica feldspática cimentada à infraestrutura de zircônia e D) grupo  $D_{cv}$ , cerâmica feldspática aplicada sobre a infraestrutura de zircônia de maneira convencional.

#### 4.2.3.1.4 Determinação da resistência à flexão biaxial (BFS)

A BFS foi determinada em uma configuração “ball-on-ring” com velocidade de 1 mm/min em temperatura ambiente ( $23 \pm 1$  °C). Para garantir que a superfície estivesse plana, todas as amostras foram polidas cuidadosamente (Grupos  $A_{vm9}$ - $D_{cv}$ ) com lixa d’água de granulação 320 e 500. As superfícies superiores dos discos foram centralmente carregadas com uma esfera de diâmetro de 4 mm. As superfícies que receberam tratamento com ácido fluorídrico (Grupo  $A_{vm9}$ ); HF e cimento resinoso

(Grupo  $B_{vm9c}$ ); e Y-TZP (Grupo  $C_{RL}$  e  $D_{cv}$ ), foram posicionadas centralmente sobre um dique de borracha fino, a fim de dissipar as tensões, e colocadas na parte superior do anel de suporte de 10 mm (Figura 33).



Figura 33 - Dispositivo para o teste biaxial.

As espessuras de cada amostra foram mensuradas antes e depois do teste com paquímetro digital (Mitutoyo Corporation, Tóquio, Japão).

Para calcular a tensão biaxial foi utilizada uma solução analítica para amostras bicamadas. Para as amostras somente tratadas com HF (Grupo  $A_{vm9}$ ) e cimento resinoso na superfície de tração (Grupo  $B_{vm9c}$ ) a espessura da camada inferior, no caso o cimento resinoso para o Grupo  $B_{vm9c}$  foi considerado zero e assim, conseqüentemente a solução é simplificada como uma solução para amostras monocamadas, assim como descrito por Shetty (Hsueh, 2006).

Para as amostras bicamadas (Grupo  $C_{RL}$  e  $D_{cv}$ ) o plano neutro ( $tn$ ) foi calculado em função das espessuras da cerâmica de cobertura e Y-TZP, ( $t_1$  e  $t_2$ ) assim como em função do módulo de elasticidade ( $E_1$  (64 GPa) (Zeng et al, 1998) e  $E_2$  (209,3 GPa) (Borba et al. 2011; Kim et al. 2010), respectivamente onde:



$$t_n = \frac{E_1^*(t_1)^2 - E_2^*(t_2)^2}{2(E_1^*t_1 + E_2^*t_2)} \quad \text{Eq 1.1}$$

$$E^* = \frac{E}{1-\nu^2} \quad \text{Eq 1.2}$$

A resistência à flexão biaxial foi calculada na posição axial (z) no centro do disco cerâmico, onde a interface foi colocada em z=0 e a superfície da cerâmica de cobertura em z=t<sub>1</sub> e a superfície de Y-TZP em z=t<sub>2</sub>

$$\sigma = \frac{-3P(1+\nu)(z-t_n)}{2\pi(t_1+t_2)^3} \left[ 1 + 2\ln\left(\frac{a}{b}\right) + \frac{1-\nu}{1+\nu} \left(1 - \frac{b^2}{2a^2}\right) \frac{a^2}{R^2} \right] \left[ \frac{E_1^*(E_1^*t_1 + E_2^*t_2)(t_1+t_2)^3}{(E_1^*t_1^2)^2 + (E_2^*t_2^2)^2 + 2E_1^*E_2^*t_1t_2(2t_1^2 + 2t_2^2 + 3t_1t_2)} \right] \quad \text{Eq 1.3}$$

(0 ≤ z ≤ t<sub>1</sub>)

$$\sigma = \frac{-3P(1+\nu)(z-t_n)}{2\pi(t_1+t_2)^3} \left[ 1 + 2\ln\left(\frac{a}{b}\right) + \frac{1-\nu}{1+\nu} \left(1 - \frac{b^2}{2a^2}\right) \frac{a^2}{R^2} \right] \left[ \frac{E_2^*(E_1^*t_1 + E_2^*t_2)(t_1+t_2)^3}{(E_1^*t_1^2)^2 + (E_2^*t_2^2)^2 + 2E_1^*E_2^*t_1t_2(2t_1^2 + 2t_2^2 + 3t_1t_2)} \right] \quad \text{Eq 1.4}$$

(-t<sub>2</sub> ≤ z ≤ 0)

$$\nu = \frac{(\nu_1t_1 + \nu_2t_2)}{t_1 + t_2} \quad \text{Eq 1.5}$$

P foi a carga de fratura, ν<sub>1</sub> e ν<sub>2</sub> valor do Poisson's da cerâmica de cobertura (0,25) (Zeng et al., 1998) e Y-TZP (0,31) (Kim et al., 2010), respectivamente. a, b e R são o raio do suporte da região carregada e do espécime, respectivamente. A comparação entre os grupos de BFS foram feitos usando t-test com 95% de nível de confiança.

#### **4.2.3.1.5 Fractografia**

Os fragmentos derivados do teste biaxial foram analisados em microscópio de varredura (Zeiss EVO, Carl Zeiss GmbH, Jena, Alemanha) sob alto vácuo entre 5 e 20 kV. As superfícies fraturadas foram estudadas qualitativamente a fim de localizar a origem da fratura e seus eventos. Todas as amostras com baixo e alto valor de resistência BFS foram analisadas.

#### **4.2.3.1.6 Análise pelo método por elementos finitos**

O teste biaxial foi simulado pelo método de elemento finito. Foram modeladas as amostras confeccionadas pela técnica convencional e unida com cimento resinoso. Esses modelos foram exportados para o software Ansys 13.0 (ANSYS Inc, Houston, TX, EUA) a fim de realizar a análise matemática. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos e as mesmas propriedades dos materiais, módulo elástico e Poisson utilizados na solução analítica foram aplicadas na análise de elemento finito. As interfaces entre as camadas foram idealizadas como perfeitamente coladas, as malhas utilizadas foram tetraédricas quadráticas com elementos controlados de 0,2 mm, resultando em um total de 160.882 nós e 67.200 elementos (Figura 34). A tensão máxima principal foi calculada através das camadas das amostras.

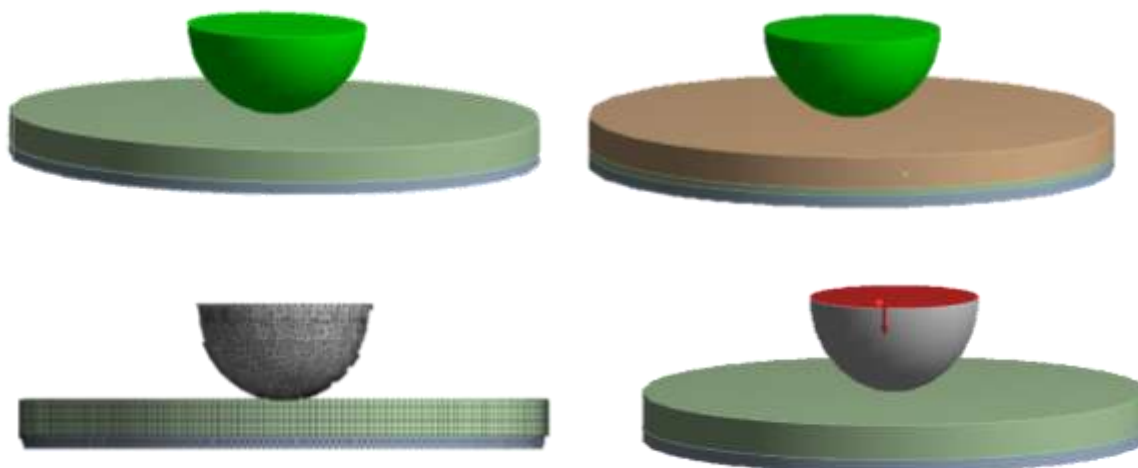


Figura 34 - Modelamento dos discos convencional e Rapid Layer.

#### 4.2.3.2 Análise da influência do material vítreo (técnica CAD-on) na resistência à flexão biaxial

##### 4.2.3.2.1 Preparo dos discos cerâmicos

Blocos de dissilicato de lítio (E.max CAD- Ivoclar vivadent) foram arredondados com diâmetro de 15 mm usando uma trefina diamantada sob irrigação contínua de água. Os cilindros foram seccionados para produzir discos circulares usando uma máquina de corte (Isomet, Buhler, Ltd. Lake Bluff, NY, EUA) (Figura 35).



Figura 35 - Discos de IPS E.max CAD.

Uma superfície de cada disco foi polida com lixa d'água de granulação 400, seguido por 600, 800 e 1200 a fim de obter uma espessura final de  $0,95 \pm 0,01$  mm ( $n=80$ ). Vinte discos foram polidos nas duas superfícies do disco seguindo a mesma sequência de granulação. Todas as espessuras foram padronizadas e mensuradas com o paquímetro digital com precisão de  $10 \mu\text{m}$  (Mitutoyo Corporation, Tóquio, Japão).

Para a confecção dos discos de cerâmica feldspática, blocos de Trilux Forte (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) foram igualmente arredondados com diâmetro de 15 mm usando uma trefina diamantada sob irrigação contínua de água. Os cilindros foram seccionados para produzir discos circulares usando uma máquina de corte. Os discos foram polidos em lixa d'água de granulação 400, seguido por 600, 800 e 1200 a fim de obter uma espessura final de  $1,00 \pm 0,01$  mm ( $n=80$ ). Vinte discos foram polidos nas duas superfícies do disco seguindo a mesma sequência de granulação.

Para os dois tipos de cerâmica, os discos foram separados em 8 grupos ( $n=10$ ) para cada cerâmica (feldspática - f e dissilicato - d) os quais foram submetidos aos seguintes tratamentos de superfície: Grupos Af e Ad – discos polidos sem tratamento de superfície; Grupos Bf e Bd – discos com tratamento de superfície com ácido fluorídrico 10 % (Condac – FGM Joinville – SC, Brasil.); Grupos Cf e Cd - discos com

tratamento de superfície com HF 10% e indentação de 1,96 N por 20 s; Grupos Df e Dd – discos com tratamento de superfície com HF 10 % e cimento resinoso (Panavia 21-Kuraray Co., Ltd., Tóquio, Japão) na superfície de tração, Grupos Ef e Ed – discos com tratamento de superfície com HF 10 %, indentação e cimento resinoso na superfície de tração; Grupos Ff e Fd – discos polidos e material vítreo (cerâmica vítrea de baixa fusão – Crystall Connect – Ivoclar) na superfície de tração, Grupos Gf e Gd – discos com tratamento de superfície com HF 10 % e material vítreo na superfície de tração; Grupos Hf e Hd – discos com tratamento de superfície com HF 10 %, indentação e material vítreo na superfície de tração, (Tabela 3).

Tabela 3 - Grupos de cerâmica feldspática e dissilicato e tratamentos de superfície

<b>Grupos</b>	<b>Tipo da cerâmica</b>	<b>Polido</b>	<b>Hf 10%</b>	<b>Indentação 1,96 N/ 20 s</b>	<b>Panavia</b>	<b>Material vítreo</b>
<b>Af</b>	Feldspática	Sim	Não	Não	Não	Não
<b>Ad</b>	Dissilicato	Sim	Não	Não	Não	Não
<b>Bf</b>	Feldspática	Não	Sim	Não	Não	Não
<b>Bd</b>	Dissilicato	Não	Sim	Não	Não	Não
<b>Cf</b>	Feldspática	Não	Sim	Sim	Não	Não
<b>Cd</b>	Dissilicato	Não	Sim	Sim	Não	Não
<b>Df</b>	Feldspática	Não	Sim	Não	Sim	Não
<b>Dd</b>	Dissilicato	Não	Sim	Não	Sim	Não
<b>Ed</b>	Dissilicato	Não	Sim	Sim	Sim	Não
<b>Ff</b>	Feldspática	Sim	Não	Não	Não	Sim
<b>Fd</b>	Dissilicato	Sim	Não	Não	Não	Sim
<b>Gf</b>	Feldspática	Não	Sim	Não	Não	Sim
<b>Gd</b>	Dissilicato	Não	Sim	Não	Não	Sim
<b>Hf</b>	Feldspática	Não	Sim	Sim	Não	Sim
<b>Hd</b>	Dissilicato	Não	Sim	Sim	Não	Sim

#### **4.2.3.2.2 Tratamento de superfície nos discos de cerâmica feldspática e dissilicato de lítio**

Para os discos que tiveram tratamento de superfície com HF 10 % (Condac – FGM Joinville - SC Brasil), o material foi aplicado no centro da amostra com aplicador descartável a fim de uniformizar o material em toda a superfície do disco, durante 60 s. Os discos foram lavados em água corrente e secos em papel absorvente.

#### **4.2.3.2.3 Indentação nas amostras**

Foi utilizado um microscópio com penetrador de dureza com aumento de 40 vezes (Duramin, Struers, Reino Unido) para auxiliar o posicionamento de entalhes Vickers. Foram criados um entalhe no centro da amostra com uma carga de indentação de 1,961 N exercida ao longo de 20 s.

#### **4.2.3.2.4 Aplicação do cimento resinoso**

O cimento resinoso foi misturado manualmente e aplicado no centro da amostra na superfície preparada com HF 10%. Um filme de acetato foi suavemente pressionado até que o cimento escoasse para as bordas do disco. Na sequência o disco foi invertido e colocado em uma superfície plana sob carregamento de 100 g durante 10 min. O excesso de cimento resinoso foi cuidadosamente removido.

#### 4.2.3.2.5 Aplicação do material vítreo

Os discos foram posicionados em um vibrador (Ivomix-Ivoclar Vivadent - Inc.Amherst, NY, EUA) a fim de eliminar porosidade e para melhor escoamento do material em todas as faces do disco (Figuras 36 e 37). Os discos foram levados a cristalização sob ciclo de 403 °/6 min - t $\uparrow$  60°/min – T 850 °/10 min – V1 770 ° - V2 850 ° (Programat EP 3000 – Ivoclar Vivadent - Inc.Amherst, N.Y, EUA).



Figura 36 -IPS E.max Cystall no Ivomix para mistura do pó e líquido.



Figura 37 - Aplicação da camada vítrea no disco com auxílio do vibrador Ivomix para eliminar bolhas e escoamento do material na superfície.

#### 4.2.3.2.6 Teste de BFS

A BFS foi determinada em uma configuração “*ball-on-ring*” em temperatura ambiente ( $23 \pm 1$  °C), utilizando uma carga de 1 mm /min. Os discos cerâmicos foram posicionados centralmente sobre um dique de borracha fina, a fim de dissipar as tensões, colocada na parte superior do anel de suporte de 10 mm. A superfície superior de cada amostra foi centralmente carregada com uma bola esférica de aço inoxidável de 4 mm de diâmetro.

#### 4.2.3.3 Análise da influência do material vítreo e cimento resinoso na interface infraestrutura de zircônia e cerâmica de cobertura na resistência à flexão biaxial

##### 4.2.3.3.1 Preparo dos discos cerâmicos



Os discos de dissilicato de lítio (E.max CAD- Ivoclar vivadent) e feldspática (Trilux Forte – Vita) foram confeccionados com o mesmo padrão e técnica dos discos descritos no item 4.2.3.2.1 desse mesmo Capítulo.

#### **4.2.3.3.2 Confeção da cerâmica de infraestrutura**

Para a confecção de 40 discos de zircônia, foram utilizados blocos de cerâmica de Y-TZP (55 mm x 19 mm x 15,5 mm, YZ Vita Inceram Vita, Bad Sackingen, Alemanha) desgastados até a obtenção de um cilindro com 15 mm de diâmetro, em uma politriz (Buhler, Ltd. Lake Bluff, NY, EUA). Esses cilindros foram envolvidos com fita isolante para evitar fraturas durante o corte em discos (Isomet, Buhler, Ltd. Lake Bluff, NY, EUA). Esses discos foram manualmente polidos usando lixa d'água seguindo a granulação de 320 e 500 a fim de produzir uma espessura final pré-sinterização de  $0,25 \pm 0,01$  mm. Os discos foram sinterizados no forno Vita ZYRCOMAT 6000 MS (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Alemanha) resultando em um diâmetro final pós-sinterização de 12 mm x  $0,20 \text{ mm} \pm 0,02$  mm. Uma superfície de cada disco foi jateado com partícula de  $\text{Al}_2\text{O}_3$  de 50  $\mu\text{m}$  sob pressão de 2,8 bar, 2 mm de distância durante 10 s e 90 graus. Os espécimes foram lavados em ultrassom com água deionizada e secas em papel absorvente e armazenadas em um recipiente fechado.

#### **4.2.3.3.3 União da cerâmica de cobertura com a infraestrutura**

A superfície das cerâmicas de cobertura (dissilicato e feldspática) foram tratadas com HF 10 % (Condac – FGM Joinville - SC Brasil). O material foi aplicado no centro da amostra com aplicador descartável a fim de uniformizar o material em toda a superfície do disco, durante 60 s. Os discos foram lavados em água corrente e secos em papel absorvente.

Foi realizado indentação no centro de cada amostra utilizando um microscópio com penetrador de dureza com aumento de 40 vezes (Duramin, Struers, Reino Unido) para auxiliar o posicionamento de entalhes Vickers. Foram criados entalhes com uma carga de indentação de 1,961 N exercida ao longo de 20 s.

Os discos foram unidos às infraestruturas de zircônia conforme descrito no Quadro 3.

Quadro 3 - Grupos experimentais, material na interface e técnica para a união com a infraestrutura de zircônia para os grupos que simulam as técnicas estudadas Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações

<b>Grupos</b>	<b>Material na interface</b>	<b>Técnica para união</b>
<b>RL</b>	Cimento resinoso Panávia 21	Cimento quimicamente polimerizado
<b>RL<sub>F</sub></b>	Material vítreo – fusion glass	Cristalização no forno Programat EP 3000 – Ivoclar Vivadent
<b>CDon</b>	Material vítreo – fusion glass	Cristalização no forno Programat EP 3000 – Ivoclar Vivadent
<b>CDon<sub>CR</sub></b>	Cimento resinoso Panávia 21	Cimento quimicamente polimerizado

#### 4.2.3.3.4 Teste de BFS

A BFS foi determinada em uma configuração “*ball-on-ring*” em temperatura ambiente ( $23 \pm 1$  °C), utilizando uma carga de 1 mm /min. Os discos cerâmicos foram posicionados centralmente sobre um dique de borracha fina, a fim de dissipar as tensões, colocada na parte superior do anel de suporte de 10 mm. A superfície de zircônia de cada disco foi posicionada sobre esse dique de borracha e a superfície da cerâmica de cobertura de cada amostra foi centralmente carregada com uma bola esférica de aço inoxidável de 4 mm de diâmetro.

Foram realizadas duas análises estatísticas. Para a comparação entre as médias de tensão de resistência biaxial foi realizado o teste ANOVA um fator e teste Tukey. Para a análise de sobrevivência, o degrau de carga em que cada espécime falhou foi utilizado para a análise de sobrevivência. Após a tabulação dos dados em uma tabela de sobrevivência, foram realizadas as análises de KaplanMeier e Mantel-Cox (Log Rank test).

#### **4.2.4 Análise se a interface adesiva pode influenciar na resistência à flexão biaxial (BFS) e crescimento lento de trinca**

##### **4.2.4.1 Preparo dos discos cerâmicos**

Os blocos de cerâmica feldspática foram arredondados com diâmetro de 15 mm usando uma trefina diamantada sob irrigação contínua de água (Figura 38).

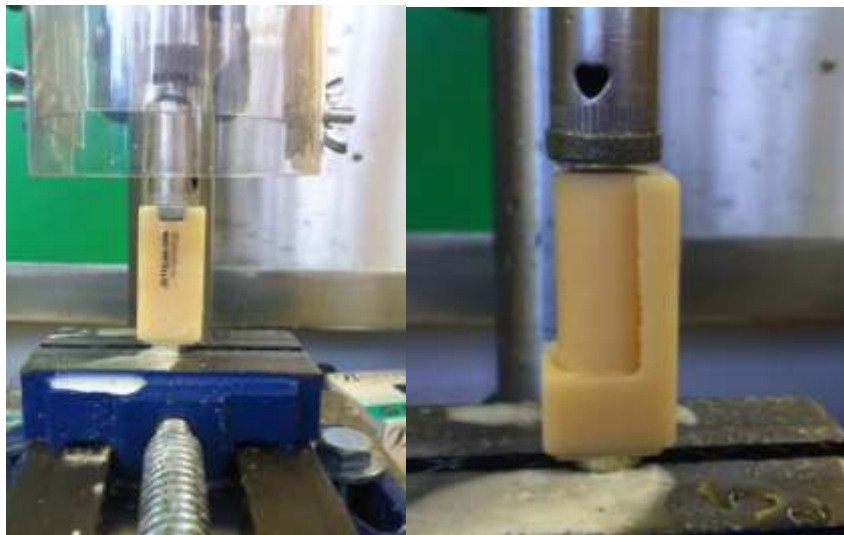


Figura 38 - Blocos de cerâmica arredondados com trefina diamantada.

Os cilindros foram seccionados para produzir discos circulares usando uma máquina de corte Isomet (Figura 39).



Figura 39 - Corte dos discos de cerâmica feldspática.

Os discos foram polidos em lixa d'água de granulação 120 seguido por 500, 800 e 1200 a fim de obter uma espessura final de  $1,5 \pm 0,01$  mm ( $n=20$ );  $1,00 \pm 0,03$  mm ( $n=43$ ) e  $0,50 \pm 0,02$  mm ( $n=43$ ). Todas as espessuras foram padronizadas e mensuradas com o paquímetro digital com precisão de  $10 \mu\text{m}$ .

#### 4.2.4.2 Preparação de amostras de cerâmica para resistência determinação da flexão biaxial (BFS)

Foram fabricadas amostras com três diferentes configurações (Figura 40).

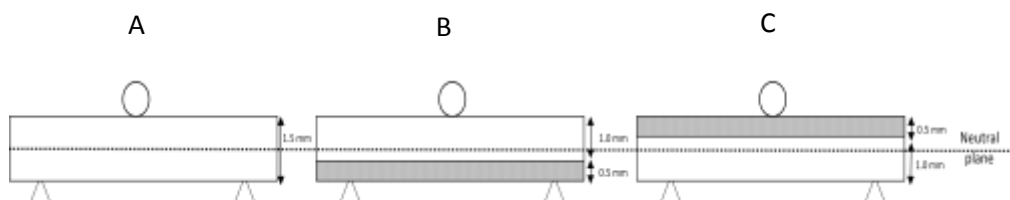


Figura 40 - Desenho esquemático dos grupos A) grupo  $A_m$ - monolítico, B) grupo  $B_{BT}$  – interface adesiva abaixo do plano neutro (tração) e C)  $C_{BC}$  – interface adesiva acima do plano neutro (compressão).

Uma superfície de cada disco de 1,0 mm e 0,5 mm de espessura, foi tratada com HF 9,6 % por 60 s (Ultradent Porcelain Etch, Ultradent Products, Colônia, Alemanha), em seguida, foram lavados com água e secos com papel absorvente. A superfície tratada com HF recebeu aplicação de silano (Ultradent Silano, Ultradent Products, Colônia, Alemanha) e deixada secar durante 1 min.

As amostras do grupo  $A_m$  – discos de 1,5 mm de espessura cerâmica feldspática não tiveram nenhum tratamento de superfície com HF ou silanização. As amostras do Grupo  $B_{BT}$  – foram cimentadas de forma que os discos de cerâmica de 1,0 mm ficassem no topo (superfície de compressão) e o disco de 0,5 mm na base (superfície de tração). Os dois discos foram cimentados com cimento resinoso ativado quimicamente Panavia 21. O cimento resinoso foi misturado manualmente e aplicado no centro da superfície tratada com HF e silano do disco de 0,5 mm. A superfície tratada com HF e silano do disco de 1,0 mm foi então colocada em contato com a superfície com cimento resinoso do disco de 0,5 mm e alinhados sobre uma superfície plana sob peso constante de 100 g durante 10 min. Os discos do Grupo  $C_{BC}$  foram fabricados com os discos de 0,5 mm na parte superior (superfície de compressão) e discos de 1,0 mm na base (superfície de tração). Os discos foram cimentados seguindo o mesmo protocolo do Grupo  $B_{BT}$ .

Para as amostras em camadas, Grupos  $B_{BT}$  e  $C_{BC}$ , o excesso de cimento resinoso na interface foi cuidadosamente removido a partir da periferia da amostra imediatamente após o carregamento com peso de 100 g.

#### **4.2.4.3 Determinação da BFS**

A BFS foi determinada em uma configuração “*ball-on-ring*” à temperatura ambiente ( $23 \pm 1$  °C), utilizando velocidade de carga de 1 mm / min. Os discos cerâmicos foram posicionados centralmente sobre um dique de borracha fina, a fim de dissipar as tensões, colocada na parte superior do anel de suporte de 10 mm. A superfície superior de cada amostra foi centralmente carregada com uma bola esférica

de aço inoxidável de 4 mm de diâmetro. Foi mensurado a carga no momento da fratura, assim como o número de fragmentos e espessura da amostra de cada um dos fragmentos da fratura.

A BFS foi calculada de acordo com análise de Timoshenko e Woinowsky-Kriegers (Equação 2) (Timoshenko e Woinowsky-Krieger 1959).

$$\sigma = \frac{P}{t^2} \left\{ (1 + \nu) \left[ 0.485 \ln \left( \frac{a}{t} \right) + 0.52 \right] + 0.48 \right\} \quad \text{Eq 2}$$

$\sigma$  é o valor de BFS; P a carga mensurada na fratura; a o raio do anel de suporte; t espessura do espécime e  $\nu$  o Poisson's ratio onde o valor utilizado foi 0,25.

As amostras do Grupo B<sub>BT</sub> foram carregadas de acordo com a Figura 38 com o disco de 1,0 mm para cima de modo que a interface adesiva ficasse mais próximo do anel de suporte e por baixo do eixo neutro de curvatura (em tensão). As amostras do Grupo C<sub>BC</sub> foram carregadas com o disco de 0,5 mm para cima, de modo que a interface adesiva ficasse mais próxima do contato de carga e acima do eixo neutro de curvatura (em compressão).

#### 4.2.4.4 Fractografia

Os fragmentos da fratura derivados do teste BFS foram analisadas usando microscopia eletrônica de varredura (SEM) (Zeiss EVO, Carl Zeiss GmbH, Jena, Alemanha) sob alto vácuo a tensões de operação entre 5 e 20 kV. As superfícies de fratura foram estudadas qualitativamente para fornecer informações sobre a localização da origem da fratura e a seqüência de eventos de fratura.

#### **4.2.4.5 Medição qualitativa de extensão da trinca na região de interface cerâmica/cimento**

As três amostras que não foram testadas foram seccionadas perpendicularmente à interface do cimento resinoso usando um disco diamantado sob lubrificação de água a fim de criar amostras em forma semi-circulares. As superfícies cortadas foram polidas sequencialmente até a granulação fina de P4000 em tecido poroso (MD-Chem, Struers, Dinamarca) embebido com suspensão abrasiva com sílica coloidal de 0,04  $\mu\text{m}$  (OP-S Suspensão, Struers, Dinamarca). As amostras foram incluídas em resina acrílica de modo que a superfície polida ficasse na horizontal. Foi realizada análise em microscópio com penetrador de dureza com aumento de 40 vezes (Duramin, Struers, Reino Unido) para auxiliar o posicionamento de uma série de entalhes Vickers (10-20  $\mu\text{m}$ ). Foram criados entalhes paralelos à interface adesiva com uma carga de indentação de 1,961 N exercida ao longo de 20 s. Os entalhes foram separados por 30 - 50  $\mu\text{m}$ . A análise no microscópio de varredura foi então realizada para visualizar a localização e a proximidade de cada entalhe e as trincas associadas à interface adesiva antes da fadiga termo-mecânica.

#### **4.2.4.6 Fadiga termo-mecânica**

Após a indentação as amostras foram submetidas à fadiga termo-mecânicas a fim de estudar a propagação da trinca na proximidade da interface adesiva. Os espécimes foram termociclados em água entre  $4 \pm 1$  e  $65 \pm 1$  ° C, durante 10.000 ciclos com tempo de banho de 5 segundos e tempo de transferência de 3 s. As temperaturas foram escolhidas para representar as temperaturas mais extremas que podem ser encontradas no ambiente oral.

Subsequentemente, os espécimes foram posicionados de tal modo que a interface adesiva ficasse paralela à placa de carregamento. Os espécimes foram carregados ciclicamente na superfície superior (centralizado ao espécime semicircular)

para 30.000 ciclos entre 0 e 20 N a 1 mm/ min. Uma bola esférica de aço inoxidável de 4mm de diâmetro foi utilizado para aplicar a carga. A superfície da amostra foi protegida com dique de borracha fina para evitar qualquer discrepância no achatamento do espécime e melhor distribuição de tensão durante a aplicação de carga.

Após a carga cíclica, as amostras foram submetidas a 15.000 ciclos térmicos (4 a 65 °C, 5 s de tempo banho e tempo de transferência de 3 s). Foi realizada microscopia de varredura para capturar imagens dos entalhes idênticas antes e após o processo de fadiga artificial.

#### 4.2.4.7. Análise da propagação da trinca pela interface adesiva através do teste BFS

Para analisar a propagação da trinca pelas camadas, foram confeccionados corpos de prova (n=3) em formato de disco com espessuras de 1,0 mm; 0,2 mm e 0,1 mm. Esses discos foram cimentados, seguindo o mesmo protocolo anteriormente citado, de maneira que o disco com menor espessura ficasse na superfície inferior (superfície de tração), seguida por dois discos de 0,2 mm e no topo (superfície de compressão) o disco com maior espessura de 1,0 mm (Figura 41).

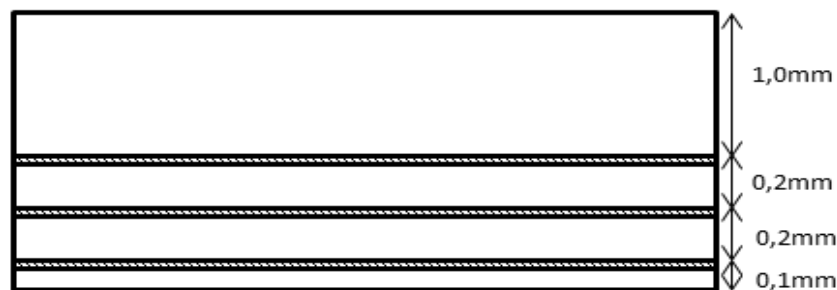


Figura 41 - Esquema dos corpos de prova utilizado para análise da propagação de trinca pelo teste BFS.

As amostras foram testadas pelo teste de resistência à fratura biaxial determinada em uma configuração “ball-on-ring” à temperatura ambiente ( $23 \pm 1$  °C),



utilizando velocidade de carga de 0.5 mm / min. Os discos cerâmicos foram posicionados centralmente sobre um dique de borracha fina, a fim de dissipar as tensões, colocada na parte superior do anel de suporte de 10 mm. A superfície superior de cada amostra foi centralmente carregada com uma bola esférica de aço inoxidável de 4 mm de diâmetro. Foi mensurada a carga no momento da fratura.

## **5 RESULTADOS**

### **5.1 Análise da distribuição de tensão na restauração multicamadas através do método por elementos finitos**

Os resultados são mostrados de forma qualitativa, por meio de mapa de cores, o qual apresenta a distribuição de tensões nas estruturas estudadas.

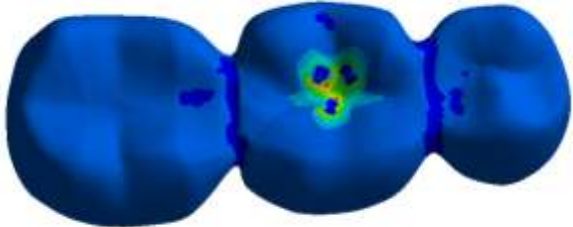
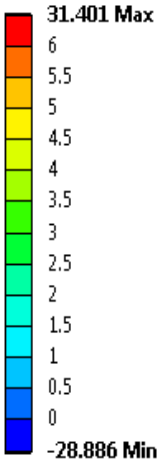
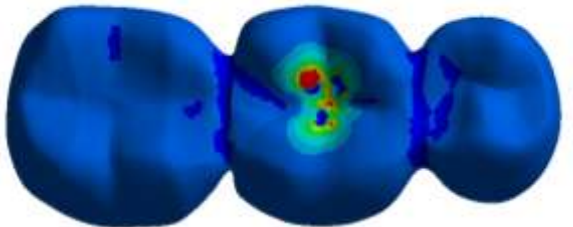
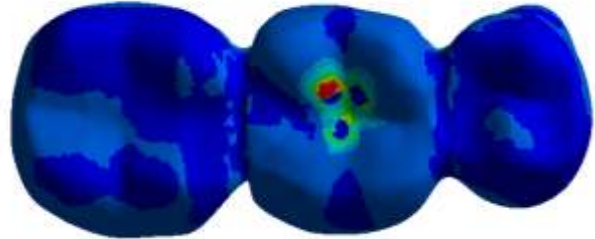
#### **5.1.1 Pós-processamento**

A visualização dos resultados em análise por elementos finitos é realizada por meio visual com o uso de uma escala de cores, onde cada tonalidade representa uma faixa de tensões ou deformações geradas nas estruturas avaliadas.

A tensão de von Mises e deslocamento foram utilizadas para avaliar a coerência da simulação realizada em relação aos contatos, fixação e carregamento. Após esta análise, a tensão máxima principal foi estudada, sendo que valores positivos correspondem a tensões de tração e os negativos, a compressão. A cerâmica apresenta comportamento frágil, ou seja, inicia a falha sob tensão de tração, por isso a tensão máxima principal é a mais indicada para avaliar a provável localização do início da falha (Quadro 4).

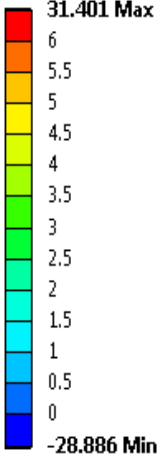
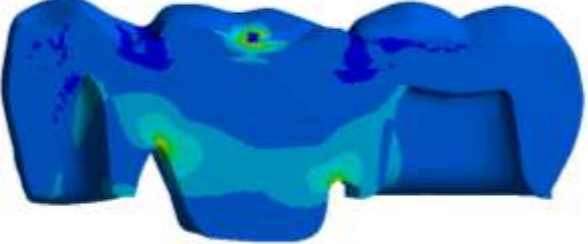
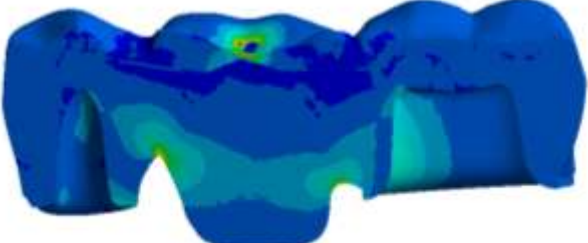
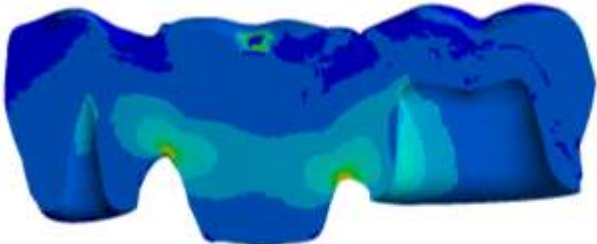
Quadro 4 - Distribuição de tensão de tração (Tensão Máxima Principal) para os grupos Convencional, Rapid Layer e CAD-on

(continua)

GRUPOS	TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL	
	Vista Oclusal	
Convencional		
Rapid Layer		
Cad-on		


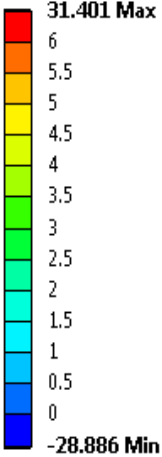
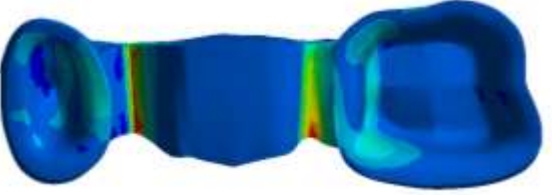
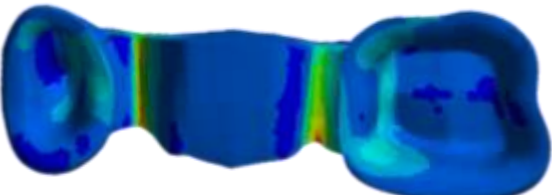
Quadro 4 - Distribuição de tensão de tração (Tensão Máxima Principal) para os grupos Convencional, Rapid Layer e CAD-on

(continuação)

GRUPOS	TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL	
	Vista sentido Mésio-Distal	
Convencional		
Rapid Layer		
Cad-on		

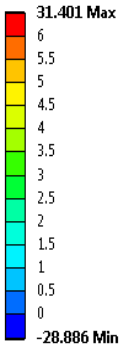
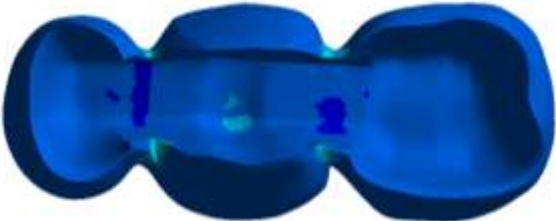
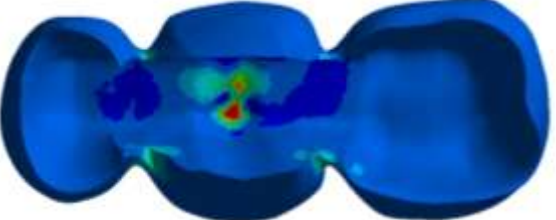
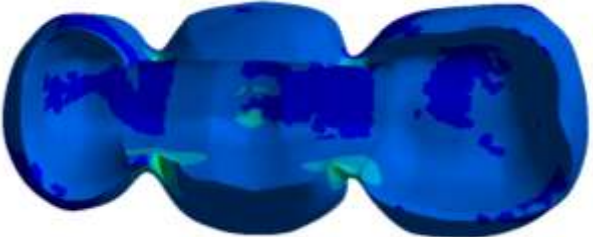
Quadro 4 - Distribuição de tensão de tração (Tensão Máxima Principal) para os grupos Convencional, Rapid Layer e CAD-on

(continuação)

GRUPOS	TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL	
	Vista interna da infraestrutura	
Convencional		
Rapid Layer		
Cad-on		

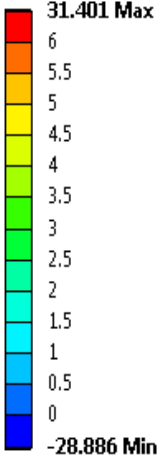
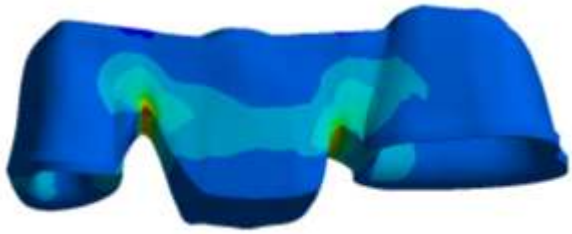
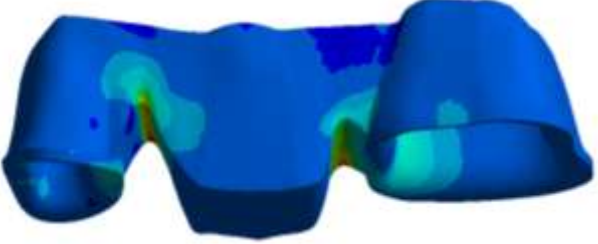
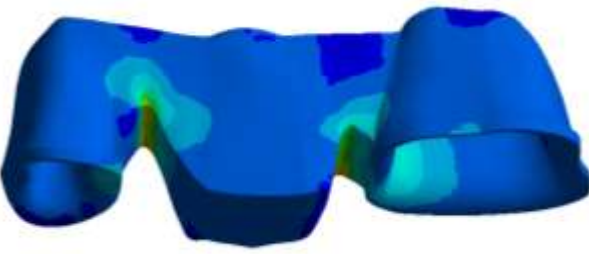
Quadro 4 - Distribuição de tensão de tração (Tensão Máxima Principal) para os grupos Convencional, Rapid Layer e CAD-on

(continuação)

GRUPOS	TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL	
	Vista interna da coroa de cobertura	
Convencional		
Rapid Layer		
Cad-on		

Quadro 4 - Distribuição de tensão de tração (Tensão Máxima Principal) para os grupos Convencional, Rapid Layer e CAD-on

(conclusão)

GRUPOS	TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL	
	Vista lateral da infraestrutura	
Convencional		
Rapid Layer		
Cad-on		

Com a análise por elementos finitos, pode-se observar que a coroa confeccionada pelo método convencional apresentou distribuição de tensão de tração por todo o pântico, onde a região de tração do conector (região inferior) apresentou maior concentração de tensão de tração. As coroas multicamadas apresentaram distribuição semelhante na região do pântico, porém a coroa com material vítreo na interface cerâmica de cobertura e zircônia (Cad-on) apresentou menor concentração de

tensão na região inferior do conector (menor quantidade de coloração vermelha na região). Isso é também verificado na vista interna da cerâmica de cobertura, onde a coroa com cimento resinoso na interface (Rapid Layer) apresenta maior concentração de tensão de tração em sua superfície interna, sugerindo absorção da tensão causada pela aplicação de carga e conseqüentemente transmissão dessa tensão para a região inferior (superfície de tração) do conector.

### **5.2.Avaliação da resistência à fadiga de prótese parcial fixa de 3 elementos confeccionadas pela técnica convencional, Rapid Layer e CAD-on**

As coroas foram cicladas até  $2.10^6$  ciclos e inspecionadas a cada 500000 ciclos. As coroas confeccionadas pela técnica convencional apresentaram trincas após  $1.10^6$  (n=1),  $1,5. 10^6$  (n=2) e  $2.10^6$  (n=1) ciclos (Figura 42). Nas coroas confeccionadas pela técnica Rapid Layer e CAD-on, não foram observados nenhum tipo de falha após os  $2.10^6$  ciclos como observado no Gráfico 1 de porcentagem de sobrevivência *versus* número de ciclos.

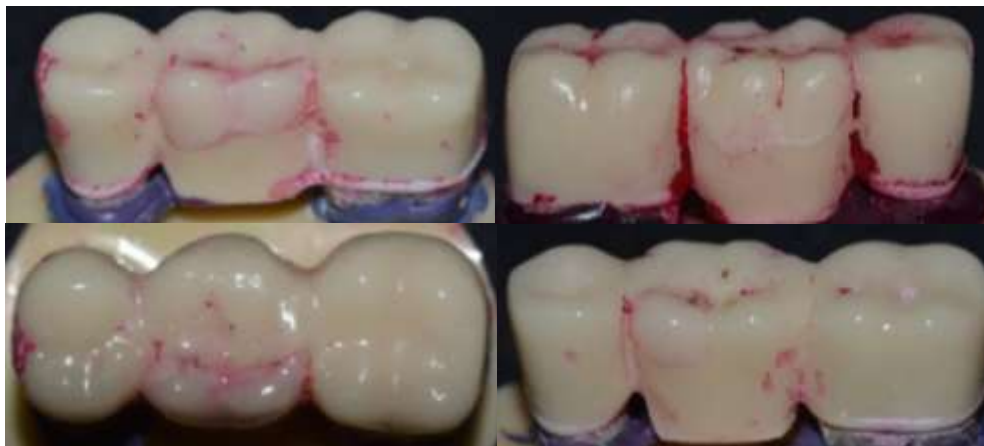


Figura 42 - trinca na cerâmica de cobertura das coroas confeccionadas pela técnica convencional após a fadiga.



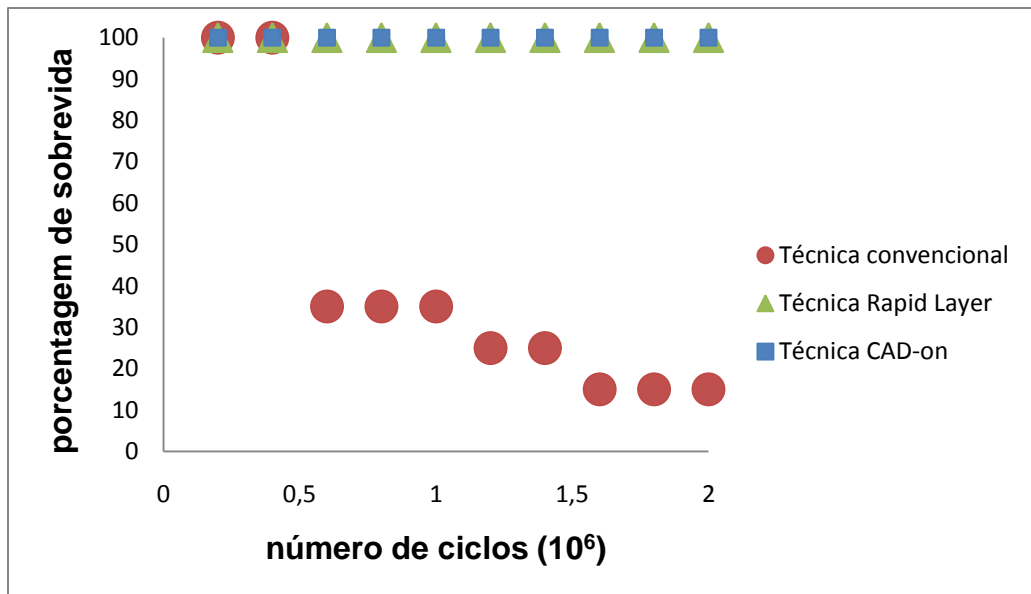


Figura 43 - Porcentagem de sobrevivência dos grupos convencional, Rapid Layer e Cad-on durante o teste de fadiga.

As coroas que não fraturaram foram levadas ao ensaio monotônico de resistência à fratura em compressão (EMIC DL 1000, São José dos Pinhais/PR, Brasil), com velocidade de 1 mm/minuto e célula de carga de 10 kN a fim de analisar em microscopia de varredura. As origens da fratura ocorreram na região de tensão de tração do pântico, na zircônia. Foi encontrado porosidade na cerâmica de cobertura das coroas confeccionadas pela técnica convencional (Figura 43). O material vítreo na interface zircônia/cerâmica de cobertura utilizado na técnica CAD-on mostrou-se com boa união aos dois substratos e não apresentou grandes defeitos (bolhas e porosidades) em toda a sua extensão. Na coroa confeccionada pela técnica Rapid Layer foi observado a presença de delaminação da cerâmica de cobertura com o cimento resinoso unido à infraestrutura de zircônia.

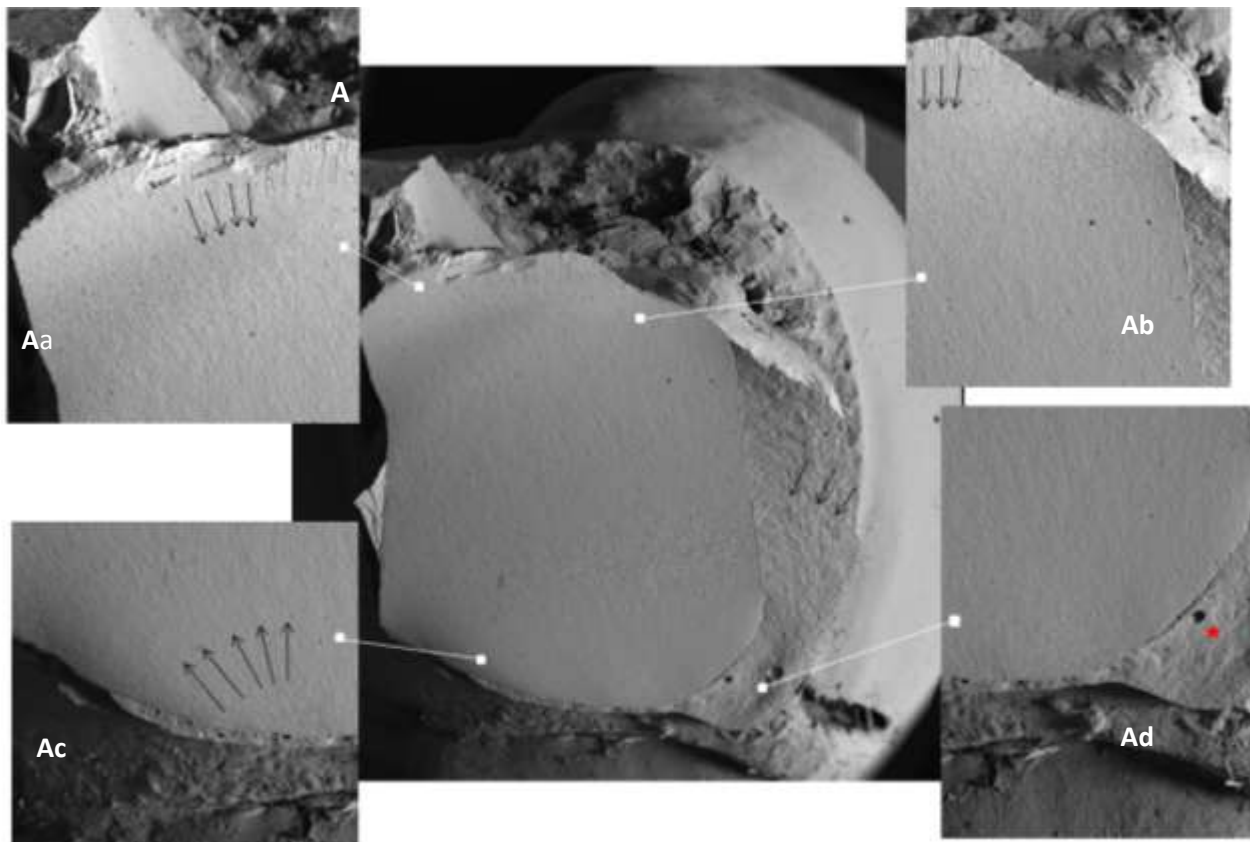


Figura 44 - Coroa confeccionada pela técnica convencional. Ad) Porosidade encontrada na cerâmica de cobertura ( \* ). As setas representam a direção do local da origem da fratura na região inferior do conector.

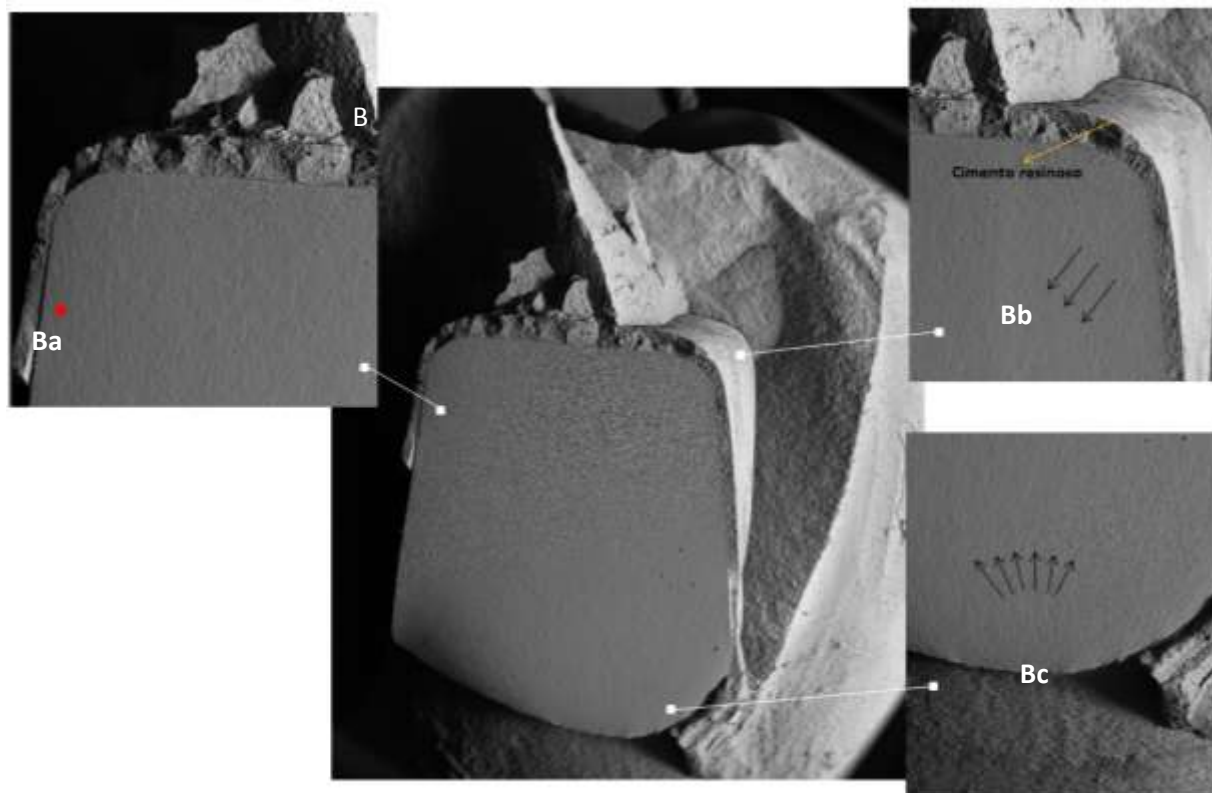


Figura 45 - Coroa confeccionada pela técnica Rapid Layer Na figura Bc mostra a delaminação do cimento resinoso da zircônia representado por ◆ As setas representam a direção do local da origem da fratura na região inferior do conector.

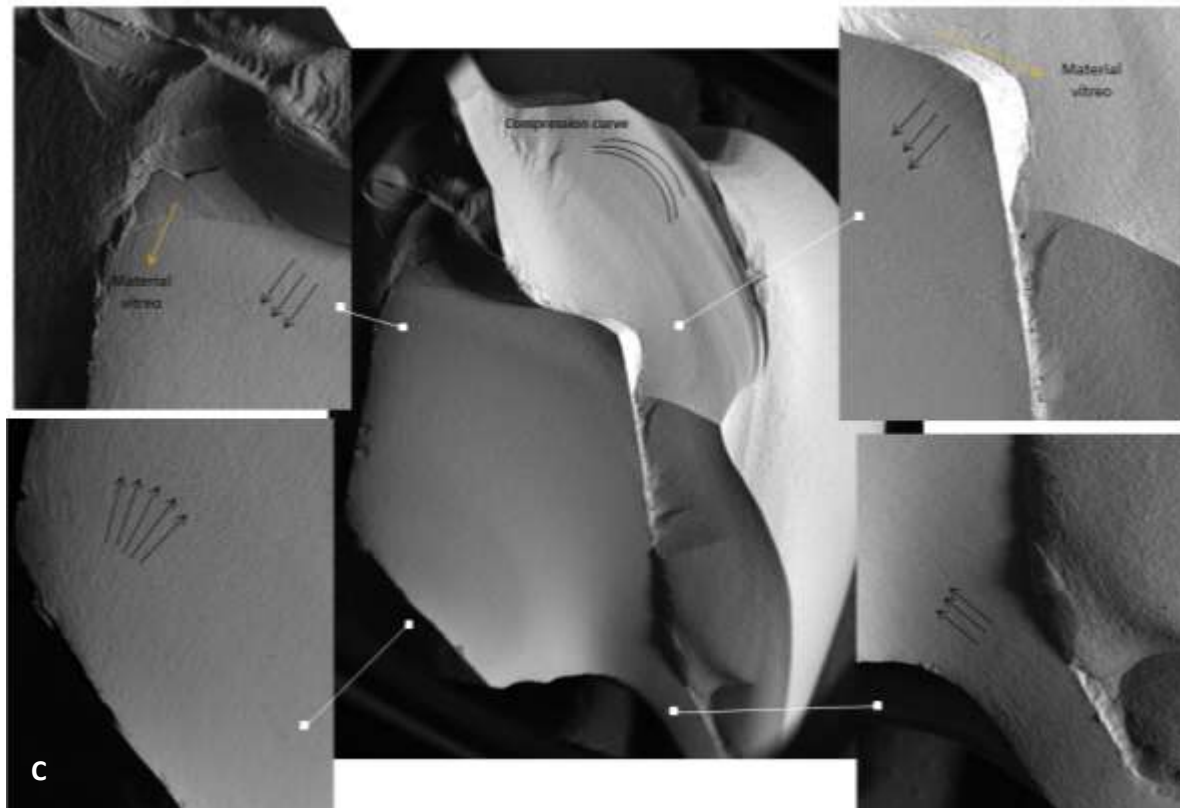


Figura 46 - Coroa confeccionada pela técnica CAD-on. As setas representam a direção do local da origem da fratura na região inferior do conector. Na figura C existem curva de compressão indicando a direção da origem da fratura.

### 5.3 Influência da técnica de confecção da cerâmica de cobertura na resistência à fratura biaxial em discos multicamadas

#### 5.3.1 Análise da influência do cimento resinoso na interface adesiva (técnica Rapid Layer) pelo teste de resistência à flexão biaxial

A aplicação do cimento resinoso na superfície da cerâmica de cobertura VM9 resultou em significativo aumento na BFS com médias de  $74,8 \pm 9,7$  para  $93,9 \pm 19,5$  MPa (Tabela 4), respectivamente ( $p < 0,01$ ). A análise fractográfica das amostras VM9 sem cimento na superfície de tração correlacionou defeitos na superfície da cerâmica com baixos valores de BFS. Para amostras revestidas com cimento resinoso na

superfície de tração não houve reforço significativo comparado às amostras sem o cimento resinoso, pois foi observado evidente porosidade na interface entre o cimento resinoso e a cerâmica (Figuras 47 e 48).

Tabela 4 - Média dos valores de carga de fratura, e tensão biaxial, assim como o intervalo dessa tensão

Grupo	A <sub>vm9</sub>	B <sub>vm9c</sub>	C <sub>RL</sub>	D <sub>cv</sub>
Média da carga de fratura (N)	29,1 (4,5)	35,5 (6,0)	248,2 (58,8)	197,7 (62,9)
Média da tensão biaxial (MPa)	74,8 (9,7) <sup>a</sup>	93,9 (19,5) <sup>b</sup>	154,7 (33,0) <sup>c</sup>	67,6 (23,4) <sup>a</sup>
Intervalo BFS (MPa)	19,58 -36,34	22,56-52,8	79,83-349,54	75,32-331,53

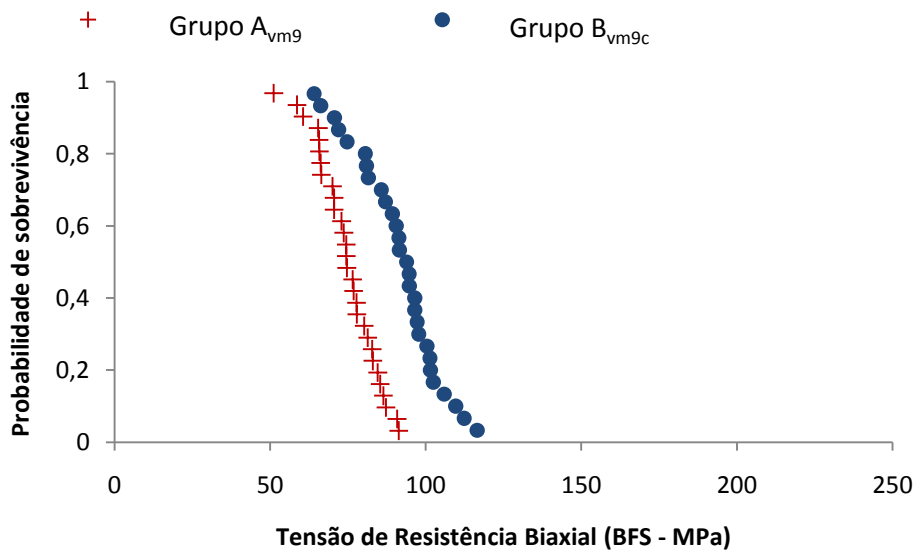


Figura 47 - Taxa de probabilidade de sobrevivência versus tensão biaxial das amostras sem cimento na superfície de tração (Grupo A<sub>vm9</sub>) e com cimento na superfície de tração (Grupo B<sub>vm9c</sub>).

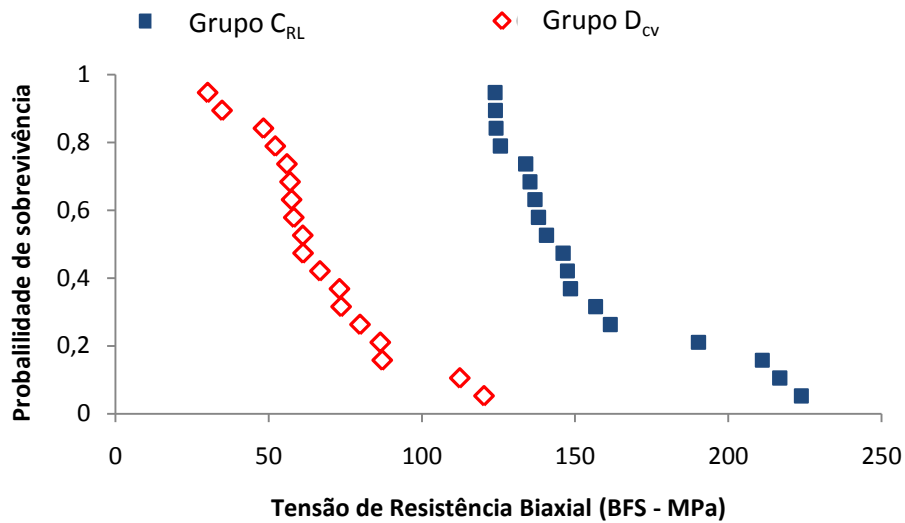


Figura 48 - Taxa de probabilidade de sobrevivência versus tensão biaxial das amostras cimentadas com discos de zircônia (simulando a técnica Rapid Layer) Grupo C<sub>RL</sub> e amostras confeccionadas pela técnica convencional Grupo D<sub>cv</sub>.

Nestas circunstâncias, a origem da fratura coincidiu com a porosidade. Para as amostras que apresentaram altos valores de BFS, foi observada uma superfície de cimento resinoso unido à cerâmica e a origem da fratura foi diretamente no eixo da carga, ou seja, radialmente na direção da periferia da amostra (Figura 49).

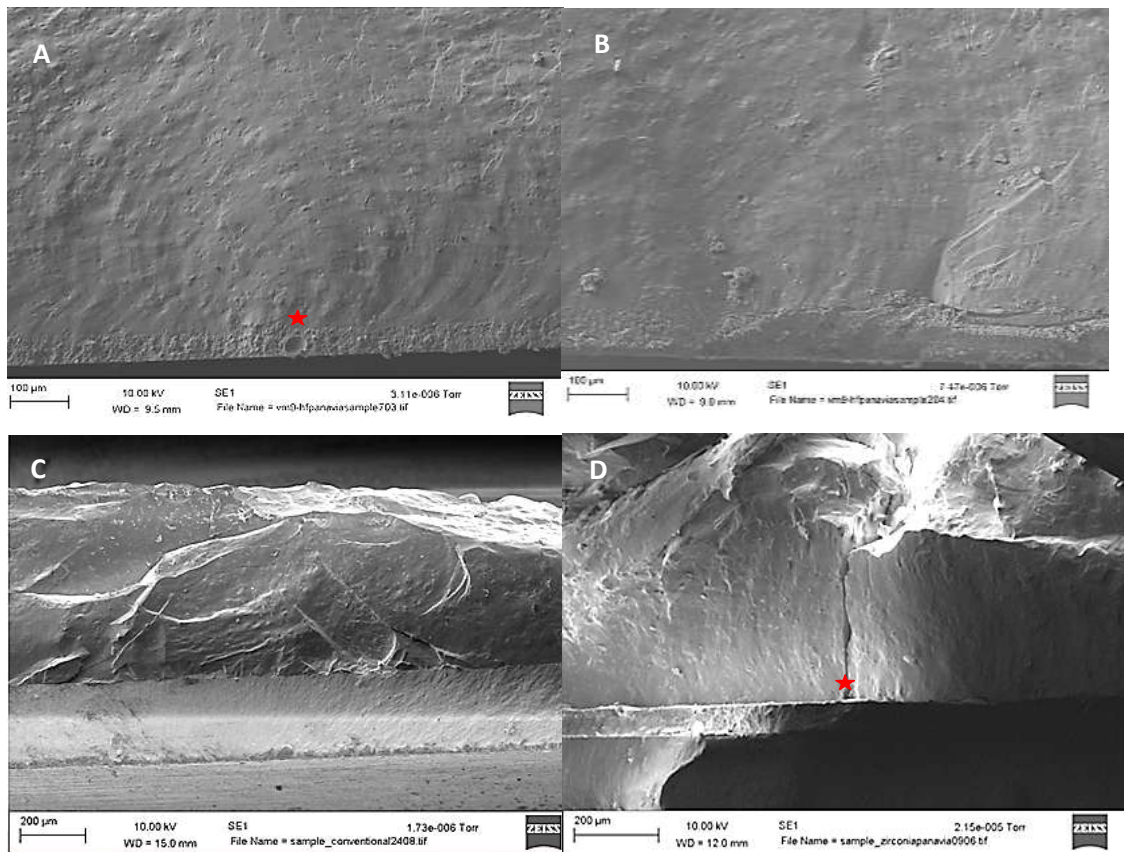


Figura 49 - Imagem de MEV dos Grupos A<sub>vm9</sub>-D<sub>cv</sub>. Figura A) amostra com cimento resinoso na superfície de tração e baixa resistência com origem da fratura (★) iniciando na porosidade da camada do cimento (Grupo B<sub>vm9c</sub>); Figura B) demonstra uma amostra com cimento resinoso na superfície de tração e alta resistência (Grupo B<sub>vm9c</sub>); Figura C) demonstra uma amostra confeccionada pela técnica convencional, cuja origem se localiza acima da interface zirconia/cerâmica de cobertura (Grupo D<sub>cv</sub>); Figura D) demonstra fratura radial (★) da cerâmica de cobertura da amostra que simula a técnica Rapid Layer (Grupo C<sub>RL</sub>).

Apesar dos diferentes métodos de confecção das amostras, não houve diferença significativa na espessura média da cerâmica de cobertura nos grupos C<sub>RL</sub> e D<sub>cv</sub> ( $p > 0,93$ ). Foram utilizadas equações bicamadas (Equação 1 – Capítulo 2) para calcular a tensão de falha de tração na cerâmica de cobertura e as origens da fratura foram confirmadas através da análise fractográfica em MEV. A BFS calculada na origem da fratura dos espécimes bicamada cimentadas de Y-TZP foi significativamente aumentada quando comparado com o grupo confeccionado de maneira convencional de aplicação da cerâmica de cobertura sobre Y-TZP ( $p < 0,01$ ). A análise fractográfica revelou que as origens de fratura foram mais presentes acima da interface entre a

cerâmica de cobertura e infraestrutura de Y-TZP (aproximadamente 0,05 mm) para as amostras sinterizadas convencionalmente (Figura 49). Para amostras cimentadas com cimento resinoso, foi observada fratura radial com origem na superfície inferior da cerâmica de cobertura (Figura 49). As amostras que apresentaram baixos valores de BFS foram associadas com porosidade presente dentro da camada de cimento resinoso. Não foi observado delaminação entre o cimento resinoso e Y-TZP, no entanto, foi observada fratura envolvendo a delaminação da cerâmica de cobertura.

Na análise de elementos finitos, os modelos representativos das condições de carregamento e geometrias das amostras usadas *in vitro*, demonstraram a geração de tensões de tração na região onde a falha foi observada fractograficamente. Sob uma carga arbitrária de 350 N (carga maior do que a máxima medida durante o teste de BFS), a FEA prevê que a MPS gerado dentro da camada de Y-TZP permaneceu abaixo da resistência à flexão esperada do material. Para uma carga idêntica, a MPS encontrada na superfície mais inferior da cerâmica de cobertura (em contato com a Y-TZP ou cimento resinoso) foi aumentada para as amostras cimentadas Y-TZP /cerâmica de cobertura prevendo um efeito mais deletério nesta região (Figura 50).

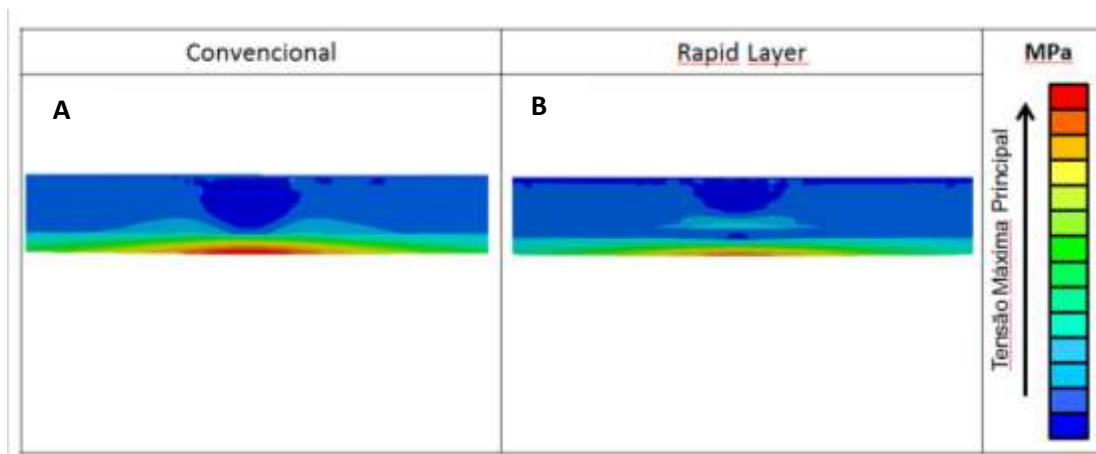


Figura 50 - Tensão Máxima Principal das amostras bicamadas. A) método convencional e B) simulando a técnica Rapid Layer.



### 5.3.2 Análise da influência do material vítreo (técnica CAD-on) na resistência à flexão biaxial

#### 5.3.2.1 Análise da taxa de sobrevivência do material e.max CAD (dissilicato de lítio) e Trilux Forte (feldspática) com e sem tratamento de superfície com HF 10%

Para entender a relação da composição do material de cobertura na resistência biaxial, foi realizada a análise da probabilidade de sobrevivência dos grupos Af (cerâmica feldspática polida), Ad (cerâmica de dissilicato de lítio polido), Bf (cerâmica feldspática com HF) e Bd (cerâmica de dissilicato de lítio com HF) (Figura 51).

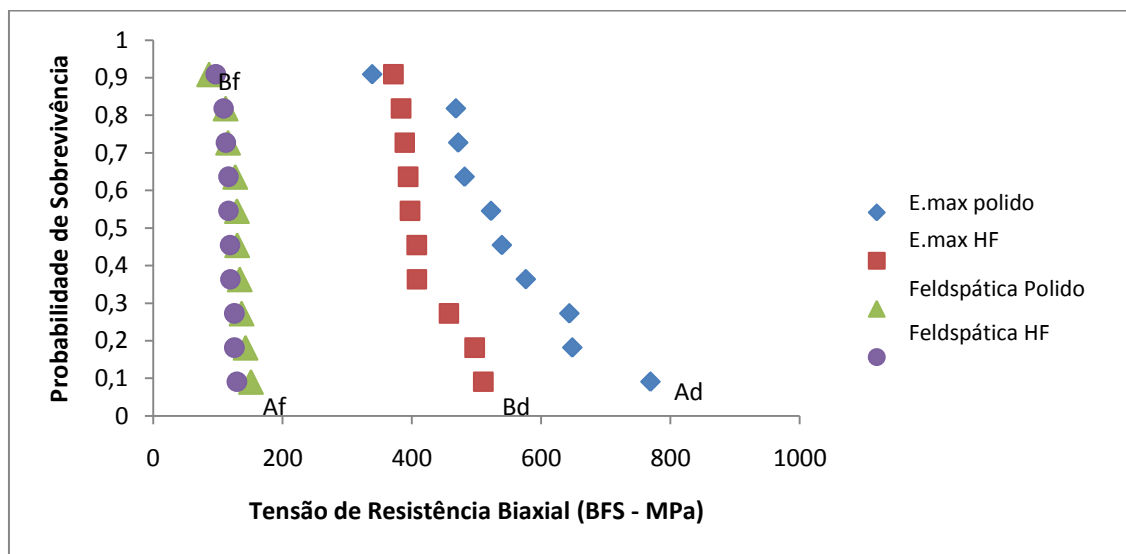


Figura 51- Taxa de sobrevivência versus resistência biaxial das amostras em dissilicato de lítio e cerâmica feldspática polido e com tratamento de superfície com HF.

Quando isolamos o fator tipo de material, pode-se observar que a cerâmica de dissilicato de lítio apresenta maior resistência à fratura biaxial e conseqüentemente maior probabilidade de sobrevivência quando comparada com a cerâmica feldspática. O tratamento de superfície com ácido fluorídrico 10 % não foi um fator determinante na

diminuição dessa probabilidade de sobrevivência para a cerâmica feldspática, diferentemente do que ocorreu com a E.max CAD (dissilicato de lítio).

Para o teste estatístico Teste *t de student*, os grupos com E.max apresentaram diferença estatística entre si com  $p=0,011$  e entre os grupos feldspática polido e feldspática HF não apresentaram diferença estatística entre si com  $p=0,169$ .

### 5.3.2.2 Análise da influência da aplicação do material vítreo e cimento resinoso na resistência biaxial da cerâmica dissilicato de lítio (técnica CAD-on) e feldspática (técnica Rapid Layer)

A fim de compreender a influência do tipo de material utilizado na interface de uma coroa multicamada, foi realizada a análise da influência do material vítreo e do cimento resinoso na resistência biaxial e a probabilidade de sobrevivência da cerâmica de dissilicato de lítio e feldspática, entre os grupos Ad (dissilicato polido), Fd (dissilicato polido + material vítreo), Gd (dissilicato com tratamento de superfície com HF + material vítreo) e Dd (dissilicato com tratamento de superfície com HF + cimento resinoso) (Figura 51) e a probabilidade de sobrevivência entre os grupos Ff (feldspática polida + material vítreo), Gf (feldspática + HF + material vítreo) e Df (feldspática + HF + cimento resinoso) (Figura 52).

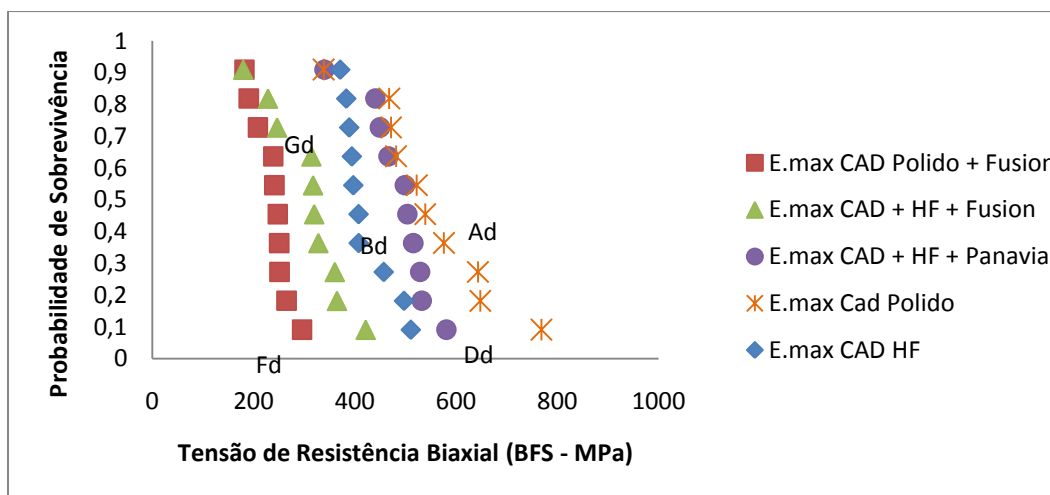


Figura 52 - Probabilidade de sobrevivência versus resistência biaxial das amostras em dissilicato de lítio aplicadas com material vítreo e cimento resinoso.

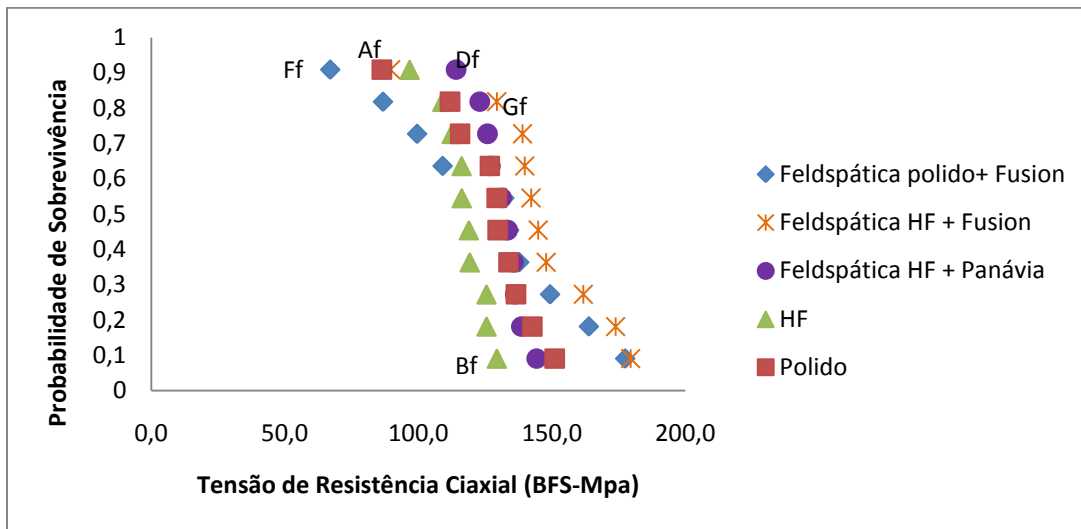


Figura 53 - Probabilidade de sobrevivência versus resistência biaxial das amostras em cerâmica feldspática aplicadas com material vítreo e cimento resinoso.

Ao se aplicar um material na superfície da cerâmica de dissilicato de lítio tratada com HF houve uma diminuição da probabilidade de sobrevivência quando comparado com a superfície somente polida.

Na cerâmica feldspática, a aplicação de um material na superfície de tração resultou em reforço, porém, não houve diferença estatística quando aplicado o teste ANOVA um fator ( $p > 0,05$ ) em função do tratamento com HF ou mesmo do material aplicado na zona de tração (Tabela 5).

Tabela 5 - Análise de variância dos grupos com material na superfície de tração dos grupos de cerâmica feldspática.

	<b>DF</b>	<b>SS</b>	<b>MS</b>	<b>F-Value</b>	<b>p-value</b>
<b>Grupos</b>	2	1947	973.6	1.52	<b>0,236</b>
<b>Erro</b>	27	17240	638.5		
<b>Total</b>	29	19188			

Foi observado também o efeito desses materiais quando induzido uma pré-falha a fim de verificar o efeito desses materiais na superfície da cerâmica. (Figuras 54 e 55)

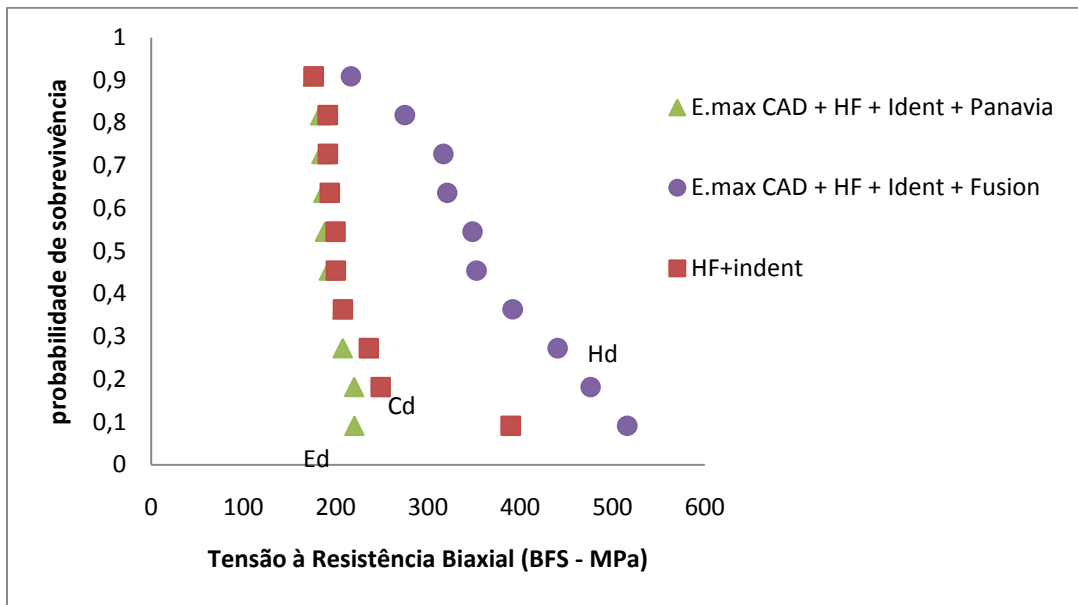


Figura 54 - Probabilidade de sobrevivência versus resistência biaxial das amostras em cerâmica de dissilicato de lítio com indentação e aplicadas com material vítreo e cimento resinoso.

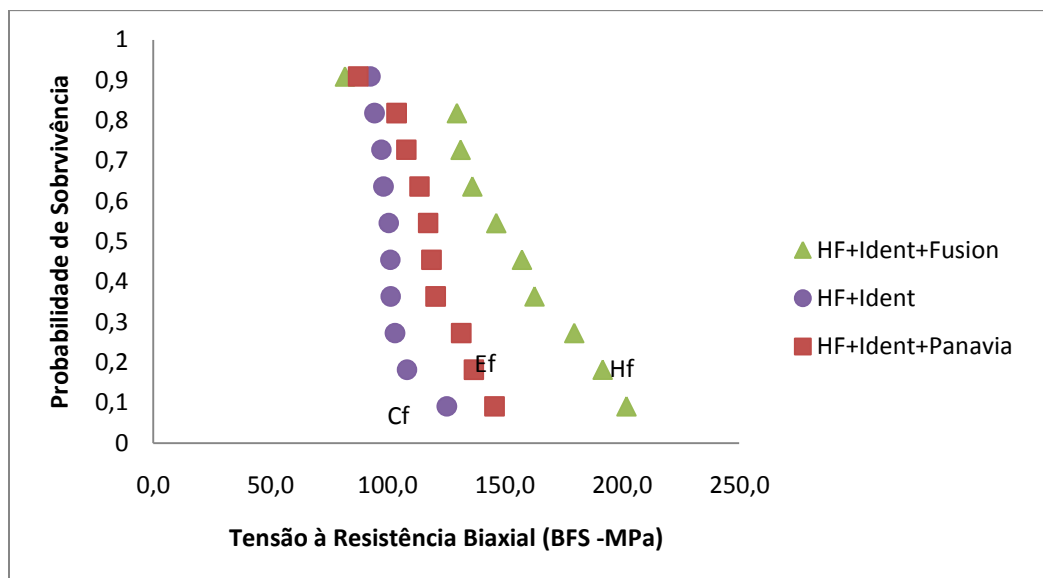


Figura 55 - Probabilidade de sobrevivência versus resistência biaxial das amostras em cerâmica feldspática com indentação e aplicadas com material vítreo e cimento resinoso.

A fim de verificar se houve diferença estatística entre as médias de tensão de resistência biaxial entre todos os grupos confeccionados com E.max, foi aplicado o teste ANOVA um fator. Foi observada diferença estatística com  $p < 0,05$  (Tabela 6). Foi

aplicado o teste Tukey para verificar onde ocorreram essas diferenças. Os grupos HF+ endentação e Panávia apresentou menor média de resistência ( $196,3474 \pm 15,23$  MPa) (Tabela 7) sendo semelhante estatisticamente com os grupos HF com endentação e polido com fusion (Tabela 7). O grupo polido apresentou maior média de resistência à flexão biaxial ( $545,8379 \pm 113,91$  MPa) (Tabela 7) sendo semelhante com o grupo HF e Panávia (Tabela 7).

Tabela 6 - Análise de variância dos grupos confeccionados com cerâmica de dissilicato de lítio (E.max CAD).

	<b>DF</b>	<b>SS</b>	<b>MS</b>	<b>F-Value</b>	<b>p-value</b>
<b>Grupos</b>	1	1162224	166032	33,07	<b>0,000</b>
<b>Erro</b>	7	361485	5021		
<b>Total</b>	72	9687746	9687746		

Tabela 7 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos dos grupos confeccionados com cerâmica de dissilicato de lítio (E.max CAD)

eMax	Média ( $\pm dp$ ) [MPa]	Grupos Homogêneos			
HF+indent+Panávia	196,3474 ( $\pm 15,23$ )	A			
HF + indent	223,4719 ( $\pm 59,15$ )	A	B		
Polido + fusion	237,2824 ( $\pm 32,82$ )	A	B		
HF + fusion	308,1119 ( $\pm 67,89$ )		B	C	
HF+fusion+indent	365,4137 ( $\pm 87,44$ )			C	D
HF	421,5697 ( $\pm 46,53$ )				D E
HF+Panávia	485,8827 ( $\pm 62,77$ )				E F
Polido	545,8379 ( $\pm 113,91$ )				F

O teste estatístico ANOVA um fator entre os grupos confeccionados com feldspática também apresentou diferença estatística com  $p < 0,05$  (Tabela 8). Para verificar onde ocorreram essas diferenças foi aplicado o teste Tukey (Tabela 9).

O grupo HF com endentação apresentou menor valor de tensão de resistência biaxial ( $102,2091 \pm 8,74$  MPa) (Tabela 9) e o grupo HF com endentação e fusion

apresentou maior média de tensão de resistência biaxial ( $151,7992 \pm 33,36$  MPa) (Tabela 9).

Tabela 8 - Análise de variância dos grupos confeccionados com cerâmica feldspática (Rapid Layer)

	<b>DF</b>	<b>SS</b>	<b>MS</b>	<b>F-Value</b>	<b>p-value</b>
<b>Grupos</b>	1	17407	2487	5,046	<b>0,000108</b>
<b>Erro</b>	7	35480	493		
<b>Total</b>	72	1292971	1292971		

Tabela 9 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos dos grupos confeccionados com cerâmica feldspática (Rapid Layer)

	Médias/Desv Padrão [MPa]	Grupos Homogêneos		
HF + indent	102,2091 ( $\pm 8,74$ )	A		
HF	116,9294 ( $\pm 8,97$ )	A	B	
HF+indent+Panávia	118,3015 ( $\pm 15,98$ )	A	B	
Polido + fusion	125,6853 ( $\pm 32,96$ )	A	B	C
Polido	126,3699 ( $\pm 17,25$ )	A	B	C
HF+Panávia	130,9623 ( $\pm 8,24$ )	A	B	C
HF + fusion	144,7863 ( $\pm 23,86$ )		B	C
HF+indent+fusion	151,7992 ( $\pm 33,36$ )			C

### 5.3.3. Análise da influência do material vítreo e cimento resinoso na interface infraestrutura de zircônia e cerâmica de cobertura na resistência à flexão biaxial

Para os grupos que simularam a técnica Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações foi realizado o teste ANOVA um fator e teste Tukey, assim como o gráfico da probabilidade de sobrevivência em função da tensão de resistência biaxial (Figura 56).

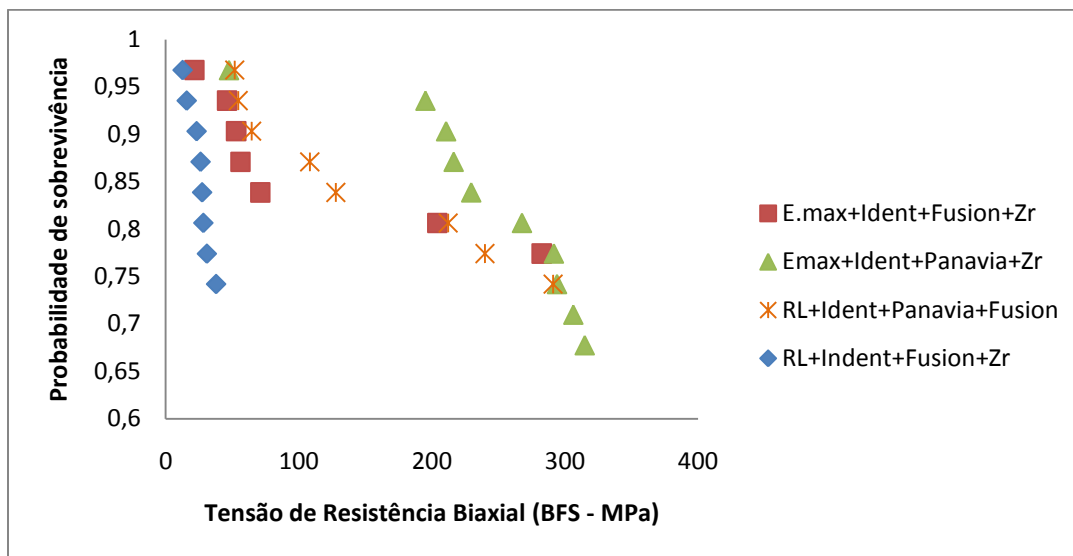


Figura 56 - Probabilidade de sobrevivência versus resistência biaxial das amostras simulando as técnicas Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações.

Os grupos com dissilicato de lítio e Panávia e feldspática e Panávia apresentaram uma maior probabilidade de sobrevivência quando comparado com os outros dois grupos que utilizaram material vítreo na interface infraestrutura/cobertura (Figura 56).

O teste ANOVA um fator, mostrou diferença estatística com  $p < 0,05$  (Tabela 10). O grupo E.max com endentação e unido ao disco de zircônia com Panávia (Grupo CDon<sub>CR</sub>) apresentou maior média de tensão biaxial ( $237,40 \pm 75,43$ ), porém foi semelhante estatisticamente do grupo confeccionado com feldspática e cimentado com cimento resinoso (Grupo RL) (Tabela 11).

Tabela 10 - Análise de variância dos grupos que simulam a técnica Rapid Layer e CAD-on assim como suas variações

	DF	SS	MS	F-Value	p-value
<b>Grupos</b>	1	207934,4	69311,5	11,46959	<b>0,000039</b>
<b>Erro</b>	3	175248,8	6043,1		
<b>Total</b>	29	530984,1	530984,1		

Tabela 11 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos dos grupos que simulam a técnica Rapid Laye e CAD-on assim como suas variações

	Médias/Desv. Padrão [MPa]	Grupos Homogêneos		
RI indent fusion zr	25,38 ( $\pm 7,55$ )	A		
e.max ind fusion zr	104,97 ( $\pm 91,04$ )	A	B	
RL indent panavia zr	143,80 ( $\pm 86,49$ )		B	C
e.max ind panavia zr	237,40 ( $\pm 75,43$ )			C

### 5.3.4 Análise de sobrevivência pela análise de Kaplan-Meier

Para a análise da taxa de sobrevida das restaurações foi utilizado o teste de Kaplan Meier e possíveis diferenças entre essas taxas foram analisadas pelo teste de Mantel-Cox Log-Rank test ( $\alpha=0,05$ ).

O degrau de carga em que cada espécime falhou foi utilizado para a análise de sobrevivência. A comparação entre os grupos experimentais das cerâmicas de dissilicato de lítio, feldspática e técnicas simulando a Rapid Layer e CAD-on pela estatística de Kaplan Meier detectou diferença entre as condições analisadas (Mantel-Cox Log-Rank test).

As Figuras 57,58 e 59 gerados pelo programa Graphpad Prism 6 representam os valores de resistência biaxial de cada amostra em função da probabilidade de sobrevivência.



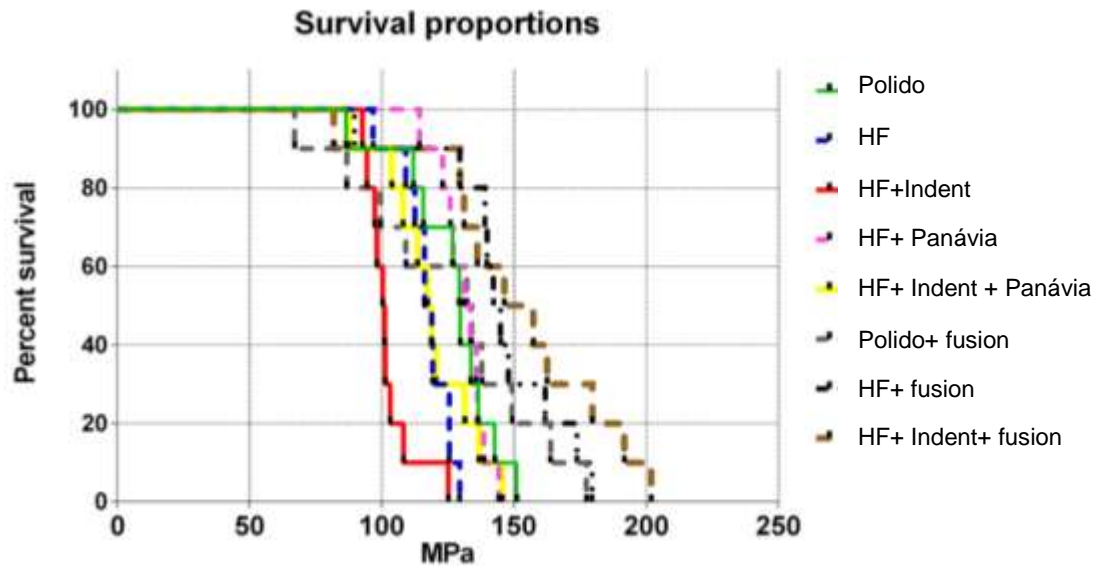


Figura 57 – Probabilidade de sobrevivência para os grupos confeccionados com cerâmica feldspática como cobertura.

Na curva de sobrevivência os traços horizontais representam os dados censurados (aqueles que não atingiram o evento) e os traços verticais representam os dados não censurados (aqueles que atingiram o evento, ou seja, falharam em uma determinada carga aplicada).

Na análise para a cerâmica feldspática Grafico 10, levando em consideração o percentual de sobrevivência, os grupos polido com fusion, HF + fusion e HF + indentação com fusion mostraram uma maior probabilidade de sobrevivência, pois falham sob carregamento de maiores cargas (Quadro 5).

Quadro 5 - Probabilidade de sobrevivência dos grupos de cerâmica feldspática em função à carga aplicada durante o teste de resistência à flexão biaxial

Grupos Feldspática	Carga (Mpa)								
	50	70	90	110	130	150	170	190	210
Polido	100	100	90	80	50	10	0	0	0
HF	100	100	90	80	0	0	0	0	0
HF+Ind	100	100	100	90	0	0	0	0	0
HF + Pan	100	100	100	100	60	0	0	0	0
HF+Ind+Pan	100	100	90	90	30	0	0	0	0
Polido+Fusion	100	90	80	70	60	30	10	0	0
HF+Fusion	100	100	90	90	70	30	20	0	0
HF+Ind+Fusion	100	90	80	60	60	20	10	0	0

O teste Mantel-Cox Log-Rank mostrou diferença estatística para a probabilidade de sobrevivência entre os grupos confeccionados com cerâmica feldspática. Os grupos, polido, HF+ Panávia, polido com fusion, HF com fusion e HF + endentação com fusion, não apresentaram diferença estatística entre si (Tabela 12). Os grupos HF e HF + endentação com Panávia não apresentaram diferença estatística entre si, porém foram diferentes dos outros grupos. O grupo HF+endentação foi estatisticamente diferente entre todos os demais grupos (Tabela 12).

Tabela 12 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos da probabilidade de sobrevivência dos grupos confeccionados com cerâmica feldspática.

Grupos Feldspática	Médias/Desv. Padrão (Mpa)	Grupos homogêneos
Polido	129,5 ( $\pm 17,2$ )	A
HF	117,55 ( $\pm 8,9$ )	B
HF+Ind	100,8 ( $\pm 8,7$ )	C
HF + Pan	132,35 ( $\pm 8,2$ )	A
HF+Ind+Pan	118 ( $\pm 15,98$ )	B
Polido+Fusion	133,1 ( $\pm 32,96$ )	A
HF+Fusion	143,55 ( $\pm 23,86$ )	A
HF+Ind+Fusion	152,7 ( $\pm 33,36$ )	A

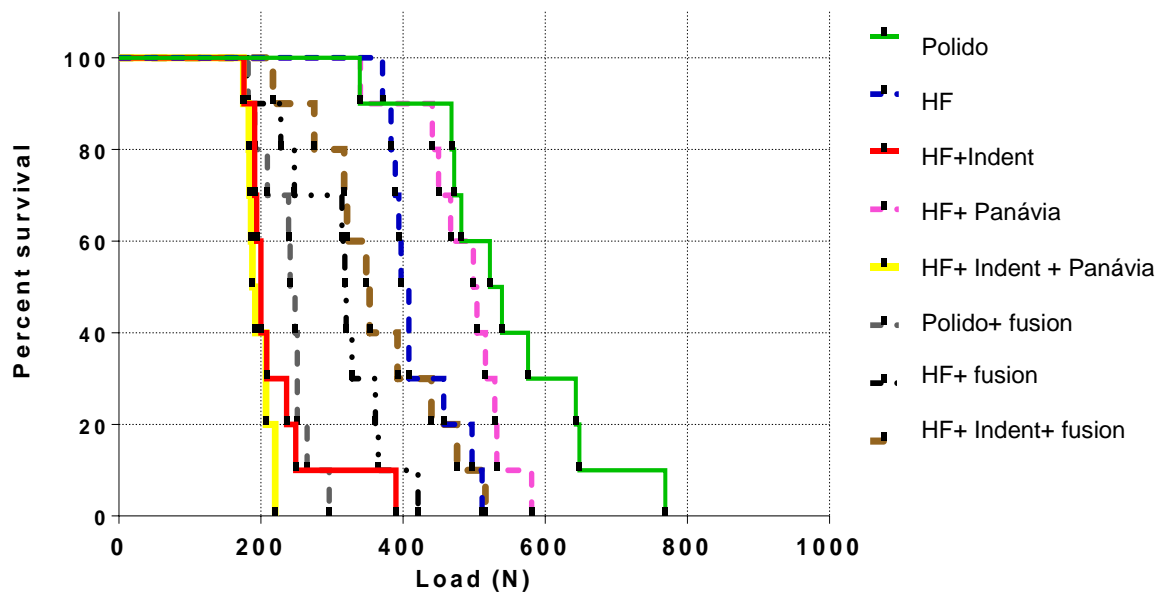


Figura 58 – Probabilidade de sobrevivência para os grupos confeccionados com cerâmica de dissilicato de lítio como cobertura.

Na análise para os grupos confeccionados com cerâmica de dissilicato de lítio, o grupo polido foi o que apresentou uma maior probabilidade de sobrevida (Figura 58) assim como também observado no Quadro 6.

Quadro 6 - Probabilidade de sobrevivência dos grupos de cerâmica de dissilicato de lítio em função à carga aplicada durante o teste de resistência à flexão biaxial

Grupos Dissilicato	Carga (Mpa)								
	100	200	300	400	500	600	700	800	900
Polido	100	100	100	90	60	30	10	0	0
HF	100	100	100	50	10	0	0	0	0
HF+Ind	100	40	10	0	0	0	0	0	0
HF + Pan	100	100	100	90	50	0	0	0	0
HF+Ind+Pan	100	40	0	0	0	0	0	0	0
Polido+Fusion	100	80	0	0	0	0	0	0	0
HF+Fusion	100	90	70	0	0	0	0	0	0
HF+Ind+Fusion	100	100	80	30	10	0	0	0	0

O teste Mantel-Cox Log-Rank para os grupos E.max CAD, mostrou diferença estatística para a probabilidade de sobrevivência. Os grupos polido e HF+Panavia não apresentaram diferença entre si, porém foram diferentes estatisticamente com os demais grupos. Os grupos HF, HF com fusion e HF+Indentação com fusion não foram diferentes entre si, assim como os grupos HF+Indentação, HF + Indentação com Panavia e polido com fusion não foram diferentes estatisticamente entre si (Tabela 13).

Tabela 13 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos da probabilidade de sobrevivência dos grupos confeccionados com cerâmica de dissilicato de lítio

<b>Grupos Dissilicato</b>	<b>Médias/Desv. Padrão (Mpa)</b>	<b>Grupos homogêneos</b>
Polido	530,5 ( $\pm$ 120)	A
HF	402,5 ( $\pm$ 49)	B
HF+Ind	200 ( $\pm$ 62)	C
HF + Pan	501,5 ( $\pm$ 66)	A
HF+Ind+Pan	190 ( $\pm$ 16)	C
Polido+Fusion	244,5 ( $\pm$ 35)	C
HF+Fusion	319 ( $\pm$ 72)	B
HF+Ind+Fusion	350,5 ( $\pm$ 92)	B

Na imagem fractográfica observa-se porosidade na região de interface entre a cerâmica de dissilicato de lítio e o material vítreo (Figura 59 A e B), porém essas porosidades não tiveram influência na origem da fratura. Nos discos com Panávia houve delaminação do cimento resinoso (Figura 59D). Na cerâmica feldspática, foi observado uma camada de material vítreo homogêneo em toda a extensão do disco e sem porosidades (Figura 59E), no disco de cerâmica feldspática com Panávia foi observado presença de porosidade na camada de cimento resinoso (Figura 59F).

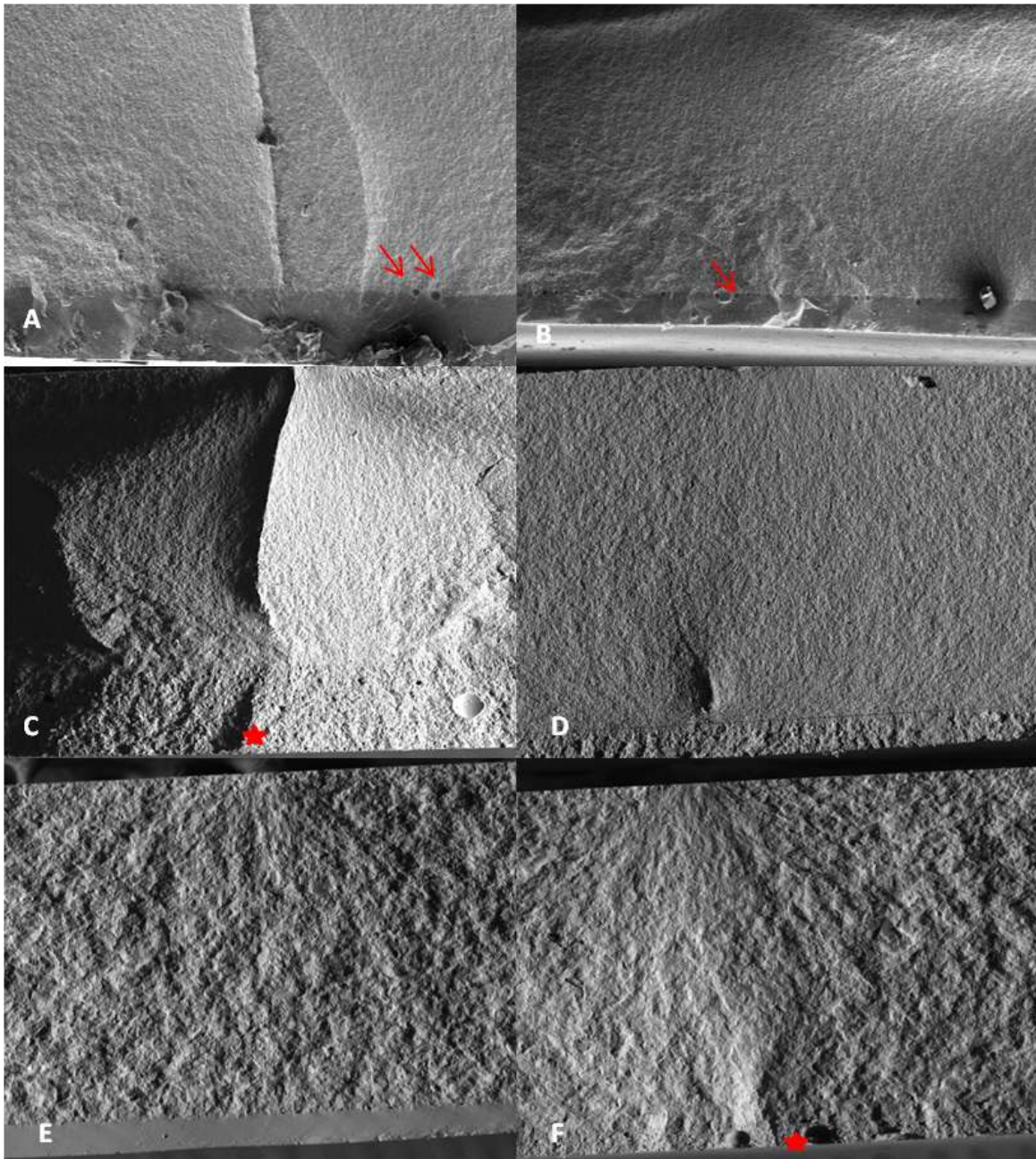


Figura 59 - Microscopia de varredura das amostras de dissilicato de lítio e feldspática; A) disco E.max com indentação e material vítreo (fusion), porosidade visualizada na região de interface entre o material vítreo e a cerâmica de cobertura indicado por ↑; B) disco de E.max polido com material vítreo (fusion), grande quantidade de bolhas na região da interface entre os dois materiais(↑ ). C) disco E.max com Panávia, com porosidade presente e origem da fratura representada pela ★. D) disco de E.max com indentação e Panávia. Presença de delaminação do cimento resinoso com a cerâmica. E) disco de feldspática com material vítreo sem presença de porosidade e F) disco de feldspática com Panávia. Presença de porosidades na camada do cimento resinoso com origem da fratura representada pela ★.

Na análise para os grupos que simularam a técnica Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações, o grupo confeccionado com cerâmica de dissilicato de lítio + Panávia apresentou uma maior porcentagem de sobrevivência do que os demais grupos (Figura 60) assim como mostrado também no Quadro 7.

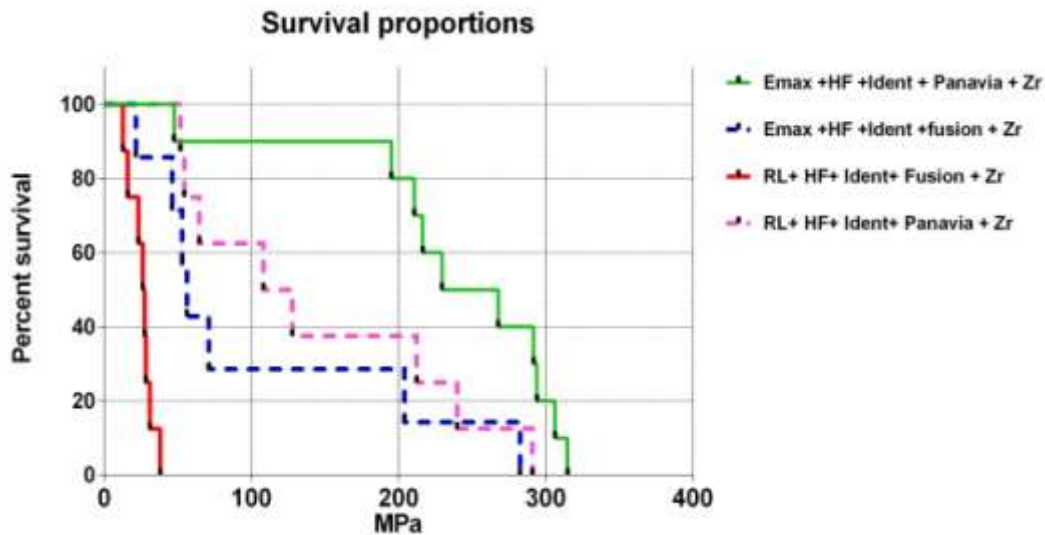


Figura 60 – Probabilidade de sobrevivência para os grupos que simulam a técnica Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações.

Quadro 7 - Probabilidade de sobrevivência dos grupos para os grupos que simulam a técnica Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações

Grupos Bilayer	Carga (Mpa)								
	25	50	100	150	200	250	300	350	400
Emax+HF+Ind+Pan+Zr	100	90	90	90	80	50	20	0	0
Emax+HF+Ind+Fusion+Zr	85	72	28	28	28	14	0	0	0
RL+HF+Ind+Fusion+Zr	62	0	0	0	0	0	0	0	0
RL+HF+Ind+Pan+Zr	100	100	62	37	37	12	0	0	0

O teste Mantel-Cox Log-Rank mostrou diferença estatística entre os grupos E.max com Panavia e feldspática com fusion, porém o grupo feldspática com Panavia e dissilicato com fusion não foram diferentes estatisticamente entre si (Tabela 14).

Tabela 14 - Médias, desvio padrão e grupos homogêneos da probabilidade de sobrevivência dos grupos que simularam a técnica Rapid Layer e CAD-on, assim como suas variações

<b>Grupos Bilayer</b>	<b>Médias/Desv. Padrão (Mpa)</b>	<b>Grupos homogêneos</b>
E <sub>max</sub> +HF+Ind+Pan+Zr	248,65 (±75,43)	A
E <sub>max</sub> +HF+Ind+Fusion+Zr	56,18 (±91,04)	B
RL+HF+Ind+Fusion+Zr	26,88 (±86,49)	C
RL+HF+Ind+Panavia+Zr	118,06 (±7,55)	B

#### **5.4 Análise se a interface adesiva pode influenciar na resistência à flexão biaxial (BFS) e crescimento lento de trinca**

Foi realizada a análise de variância de um-fator que mostrou significância dos tratamentos nos valores médios de BFS ( $p = 0,003$ ,  $\beta = 91\%$ ) (Tabela 15). Para verificar onde essas diferenças ocorreram foi realizado o teste de Tukey que mostrou que as amostras do Grupo C<sub>BC</sub>, que possuía uma interface adesiva acima do eixo neutro da amostra durante o teste BFS, exibiu BFS significativamente mais baixo quando comparado com o Grupo A<sub>m</sub> ( $p = 0,01$ ) e as amostras do Grupo B<sub>BT</sub> ( $p < 0,01$ ).



Tabela 15 - Média e desvio padrão dos valores de BFS e o número de fragmentos de fratura derivados do teste de BFS para espécimes monolíticos (Grupo  $A_m$ ), para amostras com a interface adesiva testado na superfície de tração (Grupo  $B_{BT}$ ) e para as amostras com interface desiva testada na superfície de compressão (Grupo  $C_{BC}$ )

Grupo	$A_m$			$B_{BT}$			$C_{BC}$		
Média de BFS e desvio padrão (MPa)	116,6 (11,0) <sup>a</sup>			115,2 (10,7) <sup>a</sup>			105,06 (12,0) <sup>b</sup>		
Intervalo de valores de BFS (MPa)	127,0-197,2			118,9-185,0			110,0-171,1		
Número de fragmentos	2	3	4	2	3	4	2	3	4
Número de amostras	4	13	3	9	11	0	10	10	0

Não houve diferença significativa nos valores médios de BFS das amostras monolíticas (Grupo  $A_m$ ) e amostras unidas adesivamente, quando a interface adesiva foi posicionada abaixo do eixo neutro de curvatura (Grupo  $B_{BT}$ ) ( $p = 0,92$ ). A distribuição de probabilidade de sobrevivência dos dados de BFS foi similar para os três grupos (Figura 61).

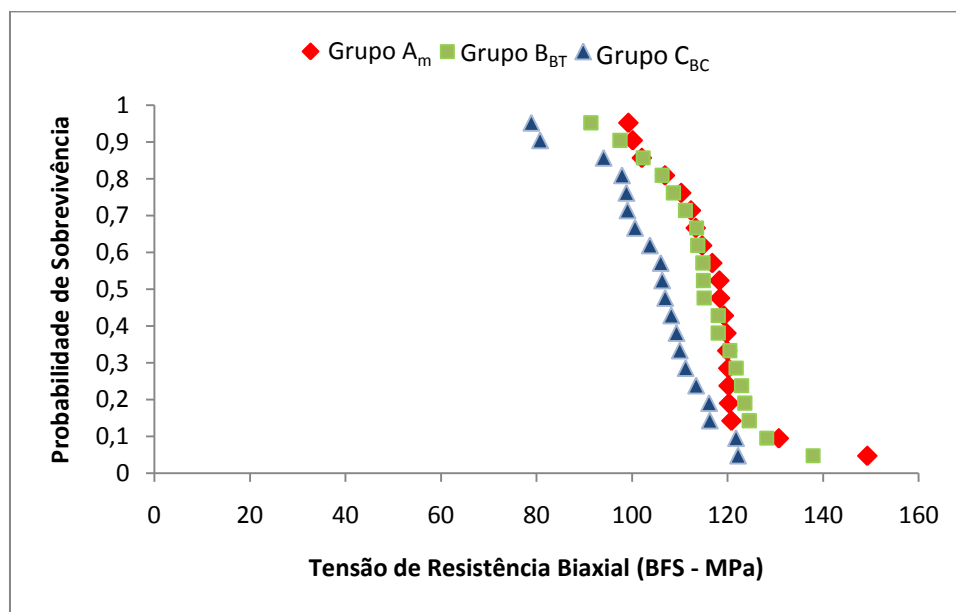


Figura 61 - Valores de tensão biaxial (MPa) versus probabilidade de sobrevivência para o grupo  $A_m$  espécimes monolíticos ( $n = 20$ ), Grupo  $B_{BT}$  espécime laminado com a interface adesiva testado sob tração ( $n = 20$ ) e Grupo  $C_{BC}$  espécime laminado com interface adesiva testado sob compressão ( $n = 20$ ).

Analisando o gráfico da curva deformação versus carga derivada do teste BFS identificou-se que curva para o grupo  $A_m$  - monolíticos foi mais acentuada do que os Grupos  $B_{BT}$  e  $C_{BC}$ , que são coincidentes entre si (Figura 62).

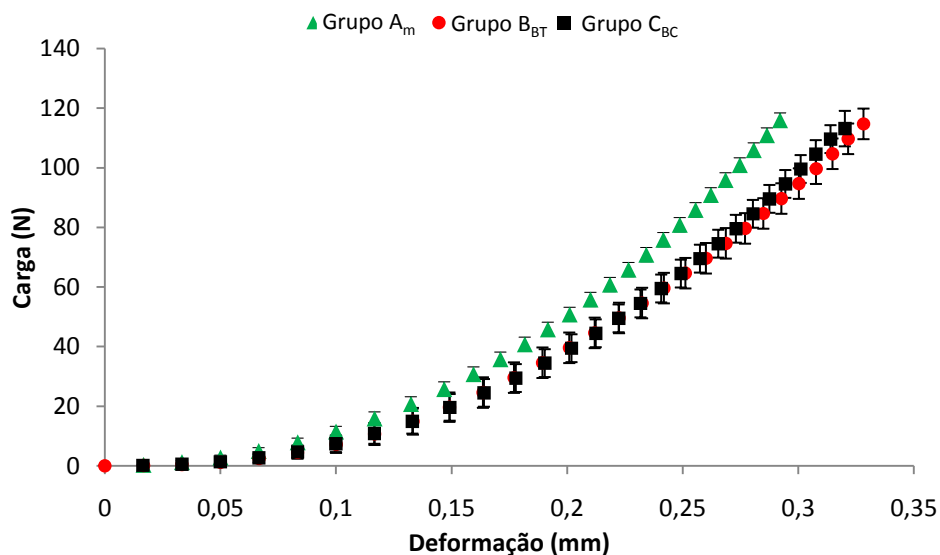


Figura 62 - Gráfico carga (N) versus deformação (mm) derivada de teste de BFS do grupo  $A_m$  - espécimes monolíticos, Grupo  $B_{BT}$  - espécime com a interface adesiva testada sob tração e o Grupo  $C_{BC}$  espécime com interface adesiva testado sob compressão. O gráfico representa a média (e desvio padrão) das amostras testadas para cada grupo.

Para uma carga equivalente, as amostras com interface adesiva, Grupos  $B_{BT}$  e  $C_{BC}$ , demonstraram aumento da carga de deslocamento. Além disso, o grupo  $B_{BT}$  e o grupo  $C_{BC}$  demonstraram número semelhante de fragmentos de fratura depois do teste BFS. As amostras do Grupo  $A_m$  apresentaram maior número de fragmentos de fratura.

A análise fractográfica dos fragmentos gerados durante o ensaio de BFS demonstrou que em todos os casos de falha, a origem foi na superfície inferior dos discos em contato com o anel de carregamento (Figura 63).

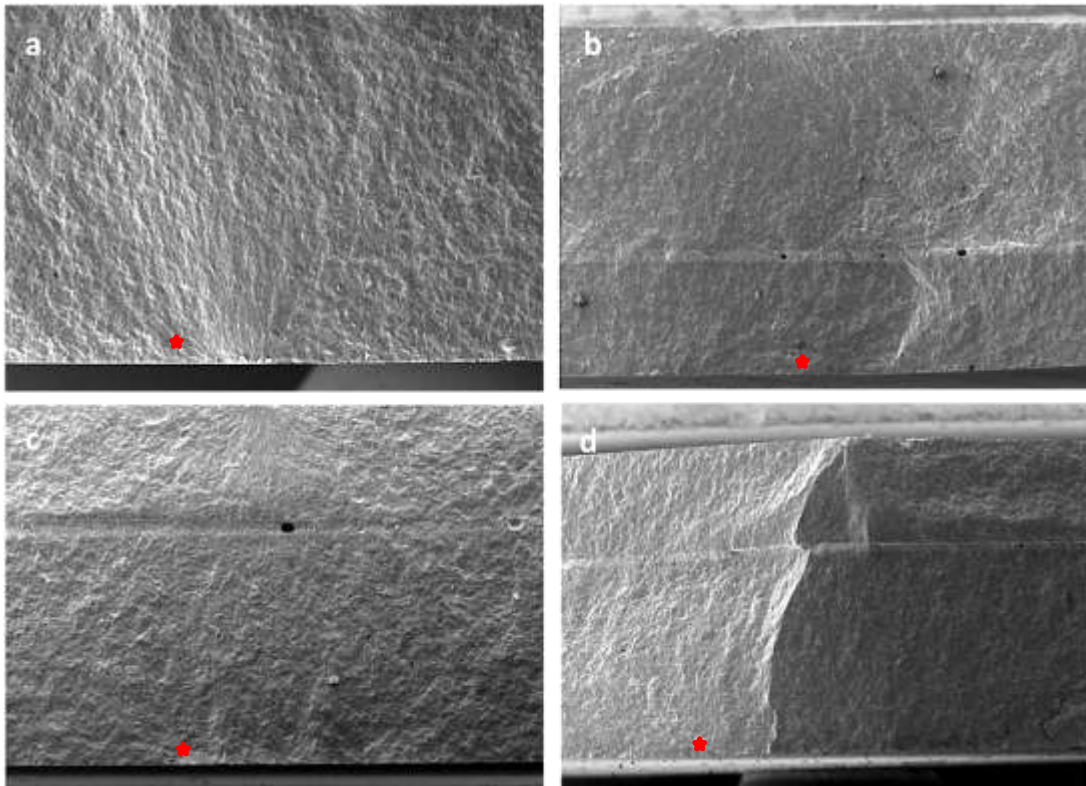


Figura 63 - Microscopia eletrônica de varredura das superfícies fraturada dos discos de cerâmica depois do teste BFS. (a) demonstra uma amostra monolítica (Grupo  $A_m$ ) com a origem (★) da fratura evidentemente na superfície inferior. (b) espécime do grupo  $B_{BT}$  - a origem da fratura novamente na superfície inferior. Apesar da presença de porosidade no cimento resinoso não foi observado efeito na origem (★) da trinca. (c) imagem ilustrativa de um espécime de baixa resistência do Grupo  $C_{BC}$ . A origem de fratura está situada na superfície mais inferior, abaixo da zona de carregamento. A superfície de fratura não é totalmente lisa na transição entre a interface adesiva sugerindo pequeno grau de deflexão da trinca. (d) Em contraste, uma imagem de uma amostra com alto valor BFS do Grupo  $C_{BC}$  apresentando clara mudança na direção da trinca, cruzando a interface adesiva.

Foi observado porosidade na camada de cimento resinoso para as amostras dos grupos cimentados (Figura 63b e 63c), porém, não foi associado com o início da fratura. A direção da fratura foi modificada pela camada da interface adesiva em diferentes graus, sendo mais presente nas amostras com alta resistência BFS associando a maior deflexão no sentido da fissura (Figura 63d).

A introdução de entalhes adjacentes à interface cerâmica/cimento resinoso resultou na geração de fendas no interior da cerâmica, paralelas e perpendiculares à interface adesiva (Figura 64).

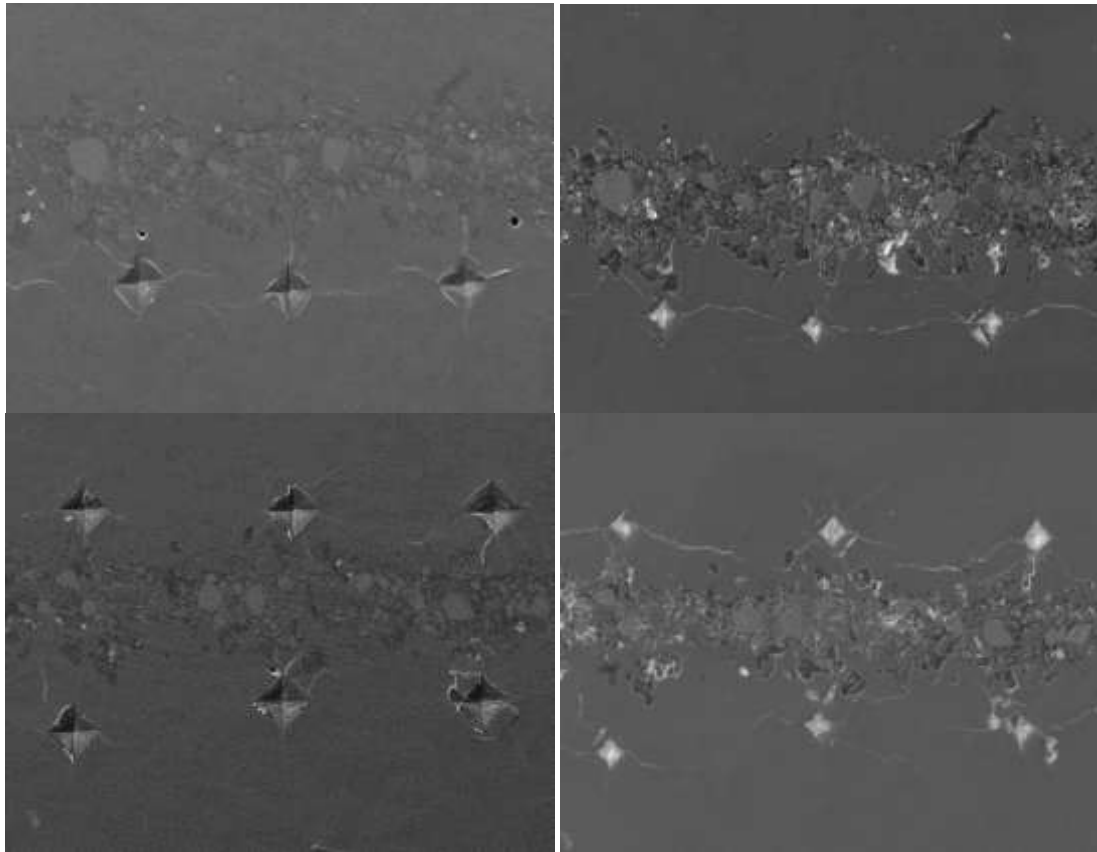


Figura 64 - imagem de microscópio eletrônico de varredura das regiões de laminados cerâmicos adesivamente cimentados imediatamente após a indentação, após 25.000 ciclos de termociclagem e 30.000 ciclos de carregamento cíclico.

A interface resinosa foi medida (entre 10 e 30  $\mu\text{m}$ ) em todas as micrografias, no entanto, a espessura da interface demonstrou variação considerável na aparência. A figura demonstra claramente aumento do comprimento das trincas paralelas à interface adesiva quando comparada com as trincas na direção perpendicular. A extensão da trinca paralelamente à interface adesiva diminuiu em contato com o cimento. A extensão da trinca após as ciclagens ocorreu predominantemente em paralelo à interface e, onde as trincas no sentido paralelo se estenderam, houve evidência de mudança da direção para um caminho paralelo. Após a fadiga termo-mecânica, as trincas paralelas à interface adesiva aumentaram em comprimento, e muitas vezes juntaram-se com as trincas adjacentes de outro entalhe (20 – 30  $\mu\text{m}$  de distância entre si). Não foi observado prolongamento da trinca que cruzasse a interface adesiva. Uma modificação

na direção da trinca foi observada quando a trinca não se propaga através do cimento, porém muda de direção, ficando paralelamente à interface adesiva. Não foi observado nenhuma delaminação da interface após a fadiga termo-mecânica.

Para a análise da propagação da trinca, foi observado a propagação da fratura entre as camadas de cerâmica, sendo possível a visualização da modificação de direção dessa trinca quando atinge a camada de cimento resinoso (Figura 65).

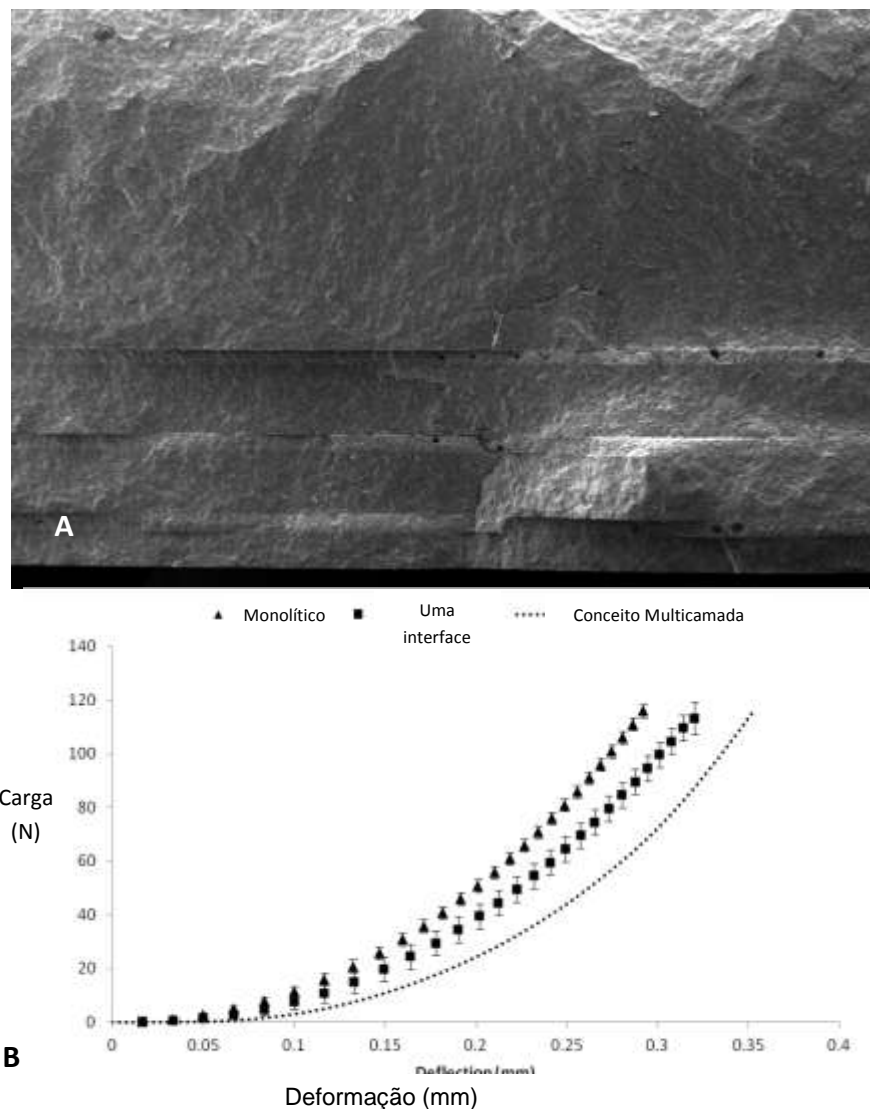


Figura 65 - A) Microscopia eletrônica de varredura de um disco de conceito multicamada fabricada a partir de 4 camadas de cerâmica feldspática (Vita Mark II) cimentada com Panavia 21 e realizado o teste de resistência à flexão biaxial em baixa velocidade. B) curva da carga x deformação mostrando uma efetiva redução da rigidez da estrutura do conceito de multicamadas.

## 5 DISCUSSÃO

Estudos clínicos na literatura têm mostrado uma taxa de sucesso aceitável para restaurações livres de metal com infraestrutura de zircônia e cerâmica vítrea como revestimento (Sailer et al., 2007a; Christensen, 2010; Heintze, 2010). Porém, a literatura também evidencia que a incidência de falha das coroas totalmente cerâmicas com infraestrutura de zircônia são maiores do que em coroas metalo-cerâmicas (Goodacre et al., 2003; Sailer et al., 2007a; Christensen, 2010; Della Bona, 2010; Heintze, 2010).

Alguns estudos têm se desenvolvido com a finalidade de minimizar problemas observados nas coroas livres de metal, (Beuer et al., 2009; Choi et al., 2012; Schmitter et al., 2012; Preis et al., 2013; Schmitter et al., 2013) assim, novas tecnologias têm sido testadas para obtenção de coroas com melhores propriedades mecânicas.

A fim de buscar respostas para esse problema, o presente estudo avaliou o comportamento biomecânico de diferentes materiais cerâmicos para cobertura de zircônia Y-TZP de acordo com diferentes técnicas de confecção. A análise por elementos finitos foi realizada para as três técnicas de confecção utilizadas para esclarecer melhor o comportamento e as possíveis fraturas em próteses parciais fixas de três elementos.

Nesta análise, são reduzidos problemas encontrados no ensaio *in vitro*, como padronização, ausência de defeitos, tensões residuais acumuladas internamente ou na interface, pois para esta análise computacional foi utilizado um modelo simplificado. Assim, após sua validação é possível utilizar sempre o mesmo modelo matemático para diferentes materiais e tratamentos, assim como foi utilizado no item 4.2.2 desse trabalho.

A cerâmica por ser um material com estrutura amorfa e ser um material frível, as falhas ocorrem por tensão de tração, apresentando uma tendência do aparecimento de trincas, essas trincas ao se propagar diminui a resistência do material. A cerâmica resiste muito mais as tensões de compressão, porque essa tensão tende a limitar a propagação dessas trincas. (O'Brien, 1997; Yamamoto, 2011).

Ao observar a vista interna da cerâmica de cobertura, na técnica Rapid layer, apresenta uma maior concentração de tensão de tração em sua superfície interna, sugerindo absorção da tensão induzida pelo aplicador, carregamento monotônico pela camada de cimento resinoso e conseqüentemente a transmissão dessa tensão para a região inferior do conector (Quadro 4). Isso ocorre devido ao módulo elástico desse material que é bem menor do que das cerâmicas. Ao contrário, a coroa com material vítreo na interface infraestrutura/cerâmica de cobertura, apresenta módulo elástico mais alto e próximo à cerâmica.

Por outro lado, é importante levar em consideração que a tração máxima sempre irá ocorrer na região próxima à aplicação da carga, devido ao “efeito Saint-Venant”, onde o volume do material afetado por essa concentração de tensões está na dependência do módulo de elasticidade do material (Placido et al., 2007; Ereifej et al., 2011). Devido a esse efeito, essa região, também chamada de zona de singularidade, muitas vezes é preterida da análise (Ereifej et al., 2011).

Quando comparamos a infraestrutura de zircônia, à técnica convencional mostra uma maior concentração de tensão de tração em toda a região do pântico, sugerindo que a aplicação de uma camada sendo ela, cimento resinoso ou material vítreo na interface infraestrutura/cerâmica de cobertura diminui a concentração de tensão de tração na região do pântico e conseqüentemente diminui a probabilidade de falha nessa região. Nos modelos simplificados é encontrado uma maior concentração de tensão de tração na região da interface do cimento resinoso nos grupos Rapid Layer. Nos discos, a distribuição de tensão de tração, no grupo simulando a técnica Rapid Layer, mostrou-se concentrado na região da interface do cimento resinoso com a cerâmica de cobertura (Figura 50)

O teste de fadiga em meio úmido, como descrito no ítem 5.2, norteou esse estudo para que os resultados apresentassem uma maior aplicabilidade. Por essa razão, foi utilizada uma película de borracha interposta entre a ponta aplicadora de carga e a superfície oclusal para minimizar o efeito do impacto da ponta aplicadora sobre a coroa.

As próteses parciais fixas de três elementos simularam a anatomia dental de um segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar inferior, que para o grupo da

técnica convencional, foram confeccionadas por um único técnico em prótese dentária, para melhor padronização destas coroas com as das técnicas CAD-on e Rapid Layer.

É importante que exista essa reprodução anatômica nas coroas em substratos como a dentina (no caso do nosso estudo G10), para maior confiabilidade dos resultados de fadiga (Bonfante, 2009).

Nesse trabalho, optou-se por simular um tempo maior (cerca de 8,5 anos) de uso clínico das restaurações (Lima, 2014) do que os 5 anos normalmente utilizado (cerca de 1,2 milhões de ciclos) e sugeridos por DeLong e Douglas (1983), Zhang et al. (2004), Rosentritt et al. (2006) e Att et al. (2007), pois períodos mais longos de ciclagem podem resultar em uma maior propagação de falhas no material cerâmico e, com isso, a resistência a longo prazo pode ser determinada de maneira mais precisa.

A ciclagem mecânica, ao ser realizada com as amostras imersas em água, assim como nesse estudo no ítem 4.2.2.6, pode provocar danos que se acumulam e levam a degradação mecânica devido ao crescimento lento de trinca, resultando na redução da resistência à fratura do material ao longo do tempo (Costa et al., 2015; Zhang et al., 2005; Rekow et al., 2011; Jung et al., 2000).

As próteses parciais fixas confeccionadas pela técnica convencional apresentaram trincas que se estendem da superfície oclusal à vestibular ou lingual do pântico (Figura 44). As próteses confeccionadas pela técnica CAD/CAM não apresentaram fratura até o final dos  $2 \times 10^6$  ciclos (Figura 43). Geralmente as falhas ocorrem na cerâmica de cobertura por ser um elo mais fraco das restaurações totalmente cerâmicas com infraestrutura em zircônia, isso ocorre devido à diferença do coeficiente de expansão térmica linear, que gera tensões residuais na restauração, como incompatibilidade térmica entre a zircônia e cerâmica de cobertura (Taskonak et al., 2008), o que não ocorre nas próteses confeccionadas pela técnica Rapid layer, pois nessa técnica não há a necessidade de sinterização da cerâmica de cobertura, pois a união desses dois materiais ocorre pela cimentação da cerâmica de cobertura com a infraestrutura.

Alguns autores afirmam que existe uma tensão residual gerada pela contração de polimerização na camada de cimento resinoso na técnica Rapid layer, porém essa tensão residual existente se torna insignificante quando comparada com a tensão



residual causada pela sinterização e incompatibilidade térmica na técnica convencional (Addison et al, 2007b, 2008a), explicando assim, a sobrevivência dessas próteses até o final dos  $2 \times 10^6$  de ciclos.

No caso das próteses parciais fixas confeccionadas pela técnica CAD-on, apesar de existir uma tensão residual devido à cristalização da cerâmica de cobertura e da camada vítrea para a união da infraestrutura à cerâmica de cobertura, sobreviveram até o final da ciclagem mecânica, provavelmente devido o material utilizado para a confecção da cerâmica de cobertura apresentar valores de tensão crítica ( $545,83 \pm 113,91$  Mpa) superior às cerâmicas feldspáticas utilizadas nas outras duas técnicas. Além disso o material vítreo permaneceu unido à cerâmica de cobertura e infraestrutura após a fratura (Figura 46).

Apesar da FEA mostrar uma maior probabilidade de fratura nas amostras confeccionadas pela técnica Rapid Layer ( ítem 5.1.1), diferentemente do que ocorreu com as amostras cicladas (ítem 5.2), é importante lembrar que no estudo matemático existem algumas limitações, pois foi analisado a tensão somente na faixa elástica (análise estática estrutural), além disso, as estruturas são consideradas como perfeitamente unidas, não sendo simulado falhas decorrentes a confecção como porosidade e bolhas, tanto na aplicação da cerâmica feldspática (Figura 44) na técnica convencional como na camada de cimento resinoso na técnica Rapid Layer. Além disso, não foi simulado a tensão residual causado durante a sinterização e cristalização das amostras ocorrido durante a confecção das próteses para o teste de resistência à fadiga, justificando assim, os diferentes resultados na FEA e teste laboratorial. FEA possui uma boa correspondência com os ensaios laboratoriais monotônicos, já para os eventos que acontecem em um ensaio de fadiga é necessário desenvolver algoritmos que representem de fato o ocorrido durante o carregamento por envelhecimento.

Para isolar a variável geometria, efeito das convexidades e concavidades, foi realizado algumas metodologias com amostras simplificadas, pois assim, é possível ter mais controle sobre a influência das propriedades mecânicas básicas dos materiais (Fischer, Marx, 2002).

A espessura dos discos para o teste de resistência biaxial foi calculado com intuito de mensurar a tensão necessária para que o início da fratura ocorresse dentro

da cerâmica de cobertura (sendo esta na interface ou acima da interface YTZ-P/cerâmica de cobertura no caso apresentado no item 5.3.1) que são influenciadas por duas variáveis: a tensão residual e a tensão na interface entre a cerâmica de cobertura e infraestrutura nos grupos com discos multicamadas.

A intenção não foi replicar diretamente uma falha clínica onde fraturas e extensão de trincas podem ocorrer perto do carregamento ou devido o deslizamento durante movimentos mastigatórios (Kim et al., 2010) Em contraste, essa metodologia foi desenvolvida para explorar quantitativamente como ocorre as diferenças de tensão residual introduzidas devido às diferentes técnicas de processamento, pois essas tensões residuais dentro da cerâmica de cobertura podem influenciar a propagação de trinca em regiões perto da interface Y-TZP/cerâmica de cobertura.

A carga máxima limite para o teste monotônico de 400 N foi considerada como representante das cargas padrões mastigatória encontrada clinicamente (Rekow, Thompson, 2007).

No item 5.3.1, a espessura de 0,7 mm da camada de cerâmica de cobertura (VM9) é considerada clinicamente relevante e a espessura da camada de Y-TZP foi ajustada até que as tensões de tração críticas previstas para a cerâmica de cobertura fossem geradas na ou acima da interface Y-TZP/cerâmica de cobertura.

A espessura final da cerâmica de infraestrutura Y-TZP de 0,27 mm assegurou padrões de falha dentro da cerâmica de cobertura em todos os grupos (Figura 49), ou seja, essa configuração da espessura dos discos foi adequada para testar a hipótese experimental da análise da influência do cimento resinoso na interface adesiva, enquanto ao mesmo tempo, asseguraram que as falhas previstas, não poderiam gerar tensões de flexão e causar falha de tração no interior da camada de Y-TZP.

O tratamento de superfície com ácido fluorídrico para promover uma melhor adesão do cimento com a superfície de tração da cerâmica feldspática, causou uma diminuição no valor da tensão biaxial ( $29,1 \pm 4,5$  MPa), provavelmente devido a extensão de defeitos superficiais existentes (Addison et al., 2007a), pois o estudo em superfícies polidas, sem tratamento de superfície como observado no item 5.3.2, Figura 51, causa uma diminuição no tamanho dos defeitos da superfície formada durante a confecção, aumentando assim, o valor de resistência biaxial, mesmo que durante o

polimento é gerado uma tensão residual no material. Além disso, o tratamento de superfície com HF induz rugosidades na superfície, o que aumenta a velocidade da propagação da trinca e conseqüentemente diminuição da resistência em comparação das amostras polidas (Figura 51).

A aplicação do cimento resinoso na superfície de tração causou um reforço significativo (Gráfico 2) de aproximadamente 25%, assim como analisados em trabalhos anteriores (Addison et al., 2007b, 2008a, 2008b; Posritong et al., 2003). Esse reforço ocorreu provavelmente devido a uma interação direta entre o cimento resinoso e esses defeitos críticos na superfície das amostras. Quando porosidades estavam presentes no interior da camada do cimento resinoso, foi observada uma diminuição dos valores de resistência biaxial.

As amostras confeccionadas com cerâmica feldspática VM9 cimentadas com Panavia aos discos de zircônia Y-TZP (Grupo  $C_{RL}$  do item 4.2.3) análogas ao sistema Rapid Layer, apresentaram um reforço e conseqüentemente uma maior resistência à fratura atribuída à interação entre o cimento resinoso e a cerâmica de cobertura, ou pela transposição da origem da fratura para dentro da camada da cerâmica de cobertura. Porém, a probabilidade da resistência aumentar devido à modificação da origem da fratura não foi observado durante a fractografia que demonstrou que a origem da fratura ocorreu na maioria dos casos, na interface entre o cimento resinoso e cerâmica de cobertura (Figura 49D).

A distribuição de tensão pela análise por elementos finitos mostrou significantes tensões geradas sendo que a tensão máxima principal no sistema Rapid Layer permaneceu na interface entre o cimento resinoso/cerâmica de cobertura (Figura 50B). Para o grupo simulando a técnica convencional (Grupo  $D_{cv}$ ), tensões residuais presentes na cerâmica de cobertura, causaram efeitos deletérios, diminuindo assim, sua resistência à fratura biaxial (Belli et al., 2012; Fukushima et al., 2014).

Na FEA do item 4.2.3, estados de tensões residuais também não foram simulados, porém as tensões de tração foram maiores nos discos confeccionados pelo sistema convencional quando comparados com o sistema Rapid Layer. Entretanto, os valores de resistência à fratura biaxial, revelaram uma diminuição significativa para esse sistema de aplicação da cerâmica de cobertura.

A fractografia demonstrou que a origem da fratura foi localizada acima da interface cerâmica de cobertura/infraestrutura YTZ-P (Figura 49C). Esse achado era esperado devido à tensão residual compressiva na cerâmica de cobertura localizada logo acima à superfície da zircônia, levando a um reforço da amostra (Fukushima et al., 2014).

A cimentação adesiva no sistema Rapid Layer oferece uma tensão mais favorável dentro da camada da cerâmica de cobertura e ao mesmo tempo um controle radial da propagação da trinca através dos efeitos benéficos da camada do cimento resinoso (Lee et al., 2007). É importante reconhecer que, a presença das condições do meio oral e cargas mastigatórias influenciam o padrão de fratura, podendo assim, ser diferentes entre os dois tipos de sistemas. Mais estudos, portanto, são necessários para melhor entendimento desse novo sistema de fabricação.

Ao se realizar o tratamento de superfície com ácido fluorídrico em uma cerâmica vítrea, geralmente dissolve os componentes vítreos e cristalinos deste tipo de cerâmica, alterando de forma significativa sua morfologia superficial, promovendo irregularidades representadas por microporos retentivos, fendas e sulcos (Della Bona, 2005). No ítem 5.3.2, Figura 51 é observado que para a cerâmica de dissilicato de lítio o tratamento de superfície com HF causou uma diminuição nos valores de resistência à flexão biaxial. Provavelmente isso ocorreu nessas cerâmicas, pois o polimento reduz o tamanho de defeitos da superfície formados durante a fabricação, apesar de o polimento introduzir tensão residual na superfície. Além disso, o tratamento de superfície com HF induz rugosidades na superfície, o que aumenta a velocidade da propagação da trinca e conseqüentemente diminuição da resistência em comparação com os espécimes polidos (Figura 51).

Além disso, a aplicação de um material resinoso, na cerâmica de dissilicato de lítio, causa uma maior probabilidade de sobrevida. Porém, os grupos polidos com o material vítreo na superfície de tração não apresentaram uma maior resistência quando comparado com cimento resinoso na mesma superfície (Figura 52), provavelmente devido à grande quantidade de porosidade na interface entre o material vítreo e a cerâmica de dissilicato de lítio (Figura 59). Nos grupos com tratamento de superfície com HF, houve um aumento da rugosidade superficial e conseqüentemente a

propriedade de aumentar a molhabilidade do cimento na superfície (Michida et al., 2003).

Ao se aplicar um material vítreo com um módulo elástico semelhante à cerâmica, a tensão e sobrevida foram menores comparando com o grupo polido, para a cerâmica de dissilicato de lítio (Figura 52). Na cerâmica feldspática (Figura 53), apesar de não apresentar diferença estatística, o material vítreo apresentou uma maior probabilidade de sobrevida comparado com o material resinoso provavelmente devido a incorporação de porosidades na camada do cimento resinoso e uma boa união do material vítreo com a cerâmica feldspática (Figura 59)

Porém, ao se aplicar o material vítreo em uma superfície de cerâmica de dissilicato de lítio com pré-falha, irá induzir um fechamento do defeito pelo condicionamento, garantindo uma resistência mecânica e menor probabilidade de falha. Assim, se houver uma pré-falha é possível fechá-la, ou seja, “cicatrizá-la” com o material vítreo (Figura 55). Já na cerâmica feldspática não apresentou diferença estatística entre os dois materiais aplicados (Tabela 5).

É possível dizer também que a resistência à fratura biaxial está diretamente relacionada com o tamanho da falha crítica induzida, uma vez que o material polido apresentou maior resistência do que o material com indentação. Além disso, a aplicação do material vítreo na superfície de tração da cerâmica de dissilicato de lítio moveu o início da trinca para a superfície inferior da amostra. Quando há essa mudança do início da falha para a região inferior do material vítreo, a energia necessária para a fratura é aumentada encontrando-se rapidamente com a superfície da cerâmica e se propagando através da superfície, explicando assim, uma diminuição da resistência e consequente diminuição da probabilidade de sobrevida.

Assim, os dados sugerem que a velocidade da propagação da trinca foi um fator importante para a resistência biaxial da cerâmica.

Na análise de Kaplan Meir no item 5.3.4, Figuras 57,58 e 59, as cerâmicas feldspáticas com material vítreo na superfície de tração (fusion), apresentaram um maior percentual de sobrevivência, provavelmente devido ao módulo elástico desse material vítreo (70 Gpa) (Schmitter 2012) ser semelhante com o módulo elástico da cerâmica feldspática utilizada nesse trabalho (64 Gpa) (Zeng et al., 1998). Dessa

maneira, o conjunto apresentou-se como um corpo único (monocamada). Como o resultado de tensão de resistência biaxial é sensível à espessura dos discos, com a adição desse material vítreo, a espessura da amostra foi maior e assim, conseqüentemente um maior percentual de sobrevivência.

Nos grupos confeccionados com E.max, a presença de um material vítreo na superfície de tração não causou influência no percentual de sobrevivência provavelmente devido o alto módulo de elasticidade da E.max (95 Gpa) comparado com os demais materiais utilizados. Além disso, o polimento reduz os defeitos superficiais introduzidos durante a confecção das amostras, como observado no grupo polido que apresentou maior percentual de sobrevivência (Figura 52). Nos outros grupos, houve a presença de defeitos causados durante a confecção das amostras (Figura 59) levando assim, uma diminuição da porcentagem de sobrevivência.

No caso dos grupos que simularam as técnicas multicamadas o grupo confeccionado com E.max cimentado à zirconia utilizando Panávia, apresentou maior percentual de sobrevivência do que as demais técnicas apresentadas (Figura 56). Isso ocorreu provavelmente por ser um sistema que apresenta como cerâmica de cobertura uma cerâmica com alto módulo elástico (95 GPa) e altos valores de tensão biaxial ( $237,40 \pm 75,43$ ) (Tabela 11) e por apresentar uma boa adesão do material resinoso utilizado em sua interface infraestrutura/cobertura devido ao tratamento de superfície da cerâmica de cobertura com HF e silano e pelo fato do cimento resinoso utilizado apresentar monômeros fosfatados em sua composição (MDP), sendo assim, compatível com a superfície da zircônia elevando dessa maneira a porcentagem de sobrevivência do conjunto.

A aplicação de uma interface adesiva a fim de criar discos multicamadas reduziu a rigidez final da estrutura da cerâmica, mas não significou um reforço ao teste monotônico de resistência biaxial. A resistência de amostras laminadas é sensível às propriedades elásticas e viscosidade do cimento resinoso na interface entre dois materiais com mesmo módulo elástico, o que não foi considerado nesse estudo (Bennison et al., 1999). Foi encontrado uma diminuição da rigidez da estrutura de cerâmica devido à camadas laminadas como é mostrado na Figura 62.

Essa diminuição pode oferecer uma vantagem mecânica quando a cerâmica é submetida a um carregamento de carga em meio bucal. Os dados do gráfico carga x deformação (Figura 62), mostra indiretamente um efeito de “tenacificação” da laminação o que implica um aumento da quantidade de energia para ocorrer a fratura. A diminuição do número de fragmentos de fratura gerado durante o teste de resistência biaxial das amostras laminadas sugere uma diminuição do armazenamento de energia na massa da cerâmica antes da fratura (Nakayama, 1965).

Além disso, a análise fractográfica identifica que a interface adesiva pode mediar a deformação para a formação da trinca tendo assim, um aumento de energia necessário mais pronunciado nas amostras após a ciclagem mecânica quando comparado com as amostras antes da ciclagem (Figura 64).

Os dados médios da tensão biaxial e efeito de tenacidade são promissores, pois indica que o sistema é tolerante à danos (Figura 62). É importante reconhecer que a interface adesiva foi gerada usando um sistema adesivo polimerizado quimicamente conhecido pela sua capacidade de ter uma boa adesão após o tratamento de superfície (HF 9,6%) e aplicação de silano (Blatz et al., 2003). A interface mostrou-se susceptível ao operador, sendo introduzidas porosidades na camada de cimento resinoso. Uma pequena, porém significativa redução da resistência foi observada nas amostras com a interface adesiva na zona de compressão (Grupo C<sub>BC</sub> do Capítulo 4) onde a amostra foi posicionada ao teste de resistência biaxial com a interface adesiva posicionada acima do eixo neutro de curvatura da amostra. A distribuição na Figura 62, carga x deformação mostrou-se semelhante para o Grupo B<sub>BT</sub> e C<sub>BC</sub> (grupos laminados), porém, essa medida de deformação foi realizada na superfície superior. Pode também ter ocorrido uma mudança na velocidade da trinca ao atingir a interface, ou seja, espera-se que a trinca se propague com uma maior velocidade no Grupo C<sub>BC</sub> quando comparado com o Grupo B<sub>BT</sub>. Geralmente, antes da fratura da cerâmica, ocorre uma extensão estável da trinca em defeitos pré-existentes (Wiederhorn, Bolz, 1970; Gonzaga et al., 2011).

No item 5.4, o efeito da presença da propagação da trinca na camada adesiva foi estudado através de indentações Vickers realizadas perto da interface adesiva. Após a remoção da indentação verificou-se fissuras radiais perpendiculares à camada adesiva

como Chen et al., em 2005 (Figura 64). Em uma baixa carga de indentação, usado nesse trabalho, era esperado que as trincas radiais se propagassem e se forme até seu pleno comprimento após a remoção da carga, ao invés de ocorrer trincas “Halfpenny” que constituem em uma única fenda que se estende desde um lado da região de recuo para os outros recuos (Tang et al., 2008).

Foram introduzidas identações adjacentes a interface adesiva a fim de criar trincas radiais, sendo elas paralelas e normais à interface. Após a indentação, trincas paralelas à interface adesiva foram observadas maiores do que trincas normais à interface (Figura 64).

As trincas normais à interface adesiva, que se estendem também, porém com comprimento menor do que as trincas paralelas sugere que existe tensão residual na cerâmica adjacente a camada de cimento resinoso. A tensão residual, pode ser introduzida ao polimento durante o processo de fabricação (Isgro et al., 2010) mas essa tensão era esperada que influenciasse tanto as trincas paralelas como as normais à interface adesiva; essa tensão residual pode também ser atribuída devido à contração de polimerização do cimento resinoso.

Após a fadiga termo-mecânica, foi observado uma extensão consideravelmente paralela à interface adesiva, mas não uma extensão através da interface (Figura 64). Embora as trincas normais à interface apresentarem uma extensão, a direção da trinca mudou de caminho tornando-se paralela à interface após encontrar uma partícula de carga da camada do cimento resinoso (Figura 63).

A partir de imagens adicionais de microscopia de varredura (Figura 65), foi observado que as camadas intercalares de cimento resinoso podem oferecer um efeito endurecedor e assim, diminuir a velocidade da propagação da trinca entre as camadas e por consequência aumentar a tenacidade à fratura do material.



## 6 CONCLUSÃO

As próteses parciais fixas de três elementos confeccionadas pela técnica Rapid Layer na FEA, apesar de apresentar uma melhor transmissão das tensões de tração entre as camadas, no teste in vitro de fadiga, apresentou uma maior probabilidade de falha. Porém, as próteses confeccionadas pela técnica CAD-on apresentaram uma melhor distribuição de tensão de tração.

As próteses confeccionadas pela técnica convencional falharam após a ciclagem mecânica mostrando-se mais susceptível à fratura do que as próteses confeccionadas pelas técnicas Rapid Layer e CAD-on sob fadiga.

A técnica Rapid Layer simulada através de geometrias simplificadas (discos) apresentou-se mais favorável à tensão de resistência biaxial quando comparada com a técnica convencional.

A utilização da cerâmica de dissilicato de lítio como cerâmica de cobertura apresentou uma melhor distribuição de tensão de tração e uma maior resistência à flexão biaxial do que a cerâmica feldspática.

O cimento resinoso utilizado na interface entre a cerâmica de cobertura e infraestrutura em zircônia foi mais favorável do que o material vítreo. Além disso, a cimentação adesiva na interface entre a infraestrutura e cerâmica de cobertura, oferece um potencial para induzir estados de tensão mais favoráveis dentro da cerâmica de cobertura e ao mesmo tempo, a camada de cimento resinoso nessa interface, mostra controlar a velocidade da propagação da trinca.

Portanto, as coroas multicamadas (técnica CAD-on e Rapid Layer) podem ser consideradas um sistema favorável por prevenir a propagação de trincas radiais em direção à superfície da restauração e melhorar a tenacidade à fratura do material, sendo assim um sistema clinicamente favorável.

## 8 REFERÊNCIAS\*

Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bondstrength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater*. 2005 Oct;21(10):984-91.

Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems. *Dent Mater*. 2007 Aug;23(8):952-9.

Aboushelib MN, de Kler M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength and impact energy of fracture of CAD-veneered zirconia restorations. *J Prosthodont*. 2009 Apr;18(3):211-6. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00412.x.

Aboushelib MN, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*. 2006 Sep;22(9):857-63.

Aboushelib MN, Matinlinna JP, Salameh Z, Ounsi H. Innovations in bonding to zirconia-based materials: Part I. *Dent Mater*. 2008 Sep;24(9):1268-72. doi: 10.1016/j.dental.2008.02.010

Addison O, Fleming GJ. Application of analytical stress solutions to bi-axially loaded dental ceramic-dental cement bilayers. *Dental Materials* 2008b Oct;24:1336-42. doi: 10.1016/j.dental.2008.02.013.

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

Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. Resin elasticity and the strengthening of all-ceramic restorations. *J Dent Res* 2007b Jun;86:519-23.

Addison O, Marquis PM, Fleming GJ. Adhesive luting of allceramic restorations – the impact of cementation variables and short-term water storage on the strength of a feldspathic dental ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry* 2008a Aug;10(4):285-93.

---

\* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jan 2016]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

Amir Rad FA, Succaria FG, Morgano SM. Fracture resistance of porcelain veneered zirconia crowns with exposed lingual zirconia for anterior teeth after thermal cycling: An in vitro study. *Saudi Dent J.* 2015 Apr;27(2):63-9. doi: 10.1016/j.sdentj.2014.11.005

Anunmana C, Anusavice KJ, Mecholsky JJ Jr. Residual stress in glass: indentation crack and fractography approaches. *Dent Mater.* 2009 Nov;25(11):1453-8. doi: 10.1016/j.dental.2009.07.001.

Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater* 2012 Jan;28(1):102–11. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.012.

Att W, Grigoriadou M, Strub JR. ZrO<sub>2</sub> three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator. *J Oral Rehabil.* 2007 Apr;34(4):282-90.

Belli R, Anselm Petschelt, Ulrich Lohbauer. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013 May; 21: 167–177. doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.10.022.

Belli R, Frankenberger R, Appelt A, Schmitt J, Baratieri LN, Greil P, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the lifetime of zirconia-veneer crowns *Dent Mater.* 2013 Feb;29(2):181-90. doi: 10.1016/j.dental.2012.11.015.

Belli R, Monteiro S Jr, Baratieri LN, Katte H, Petschelt A, Lohbauer U. A photoelastic assessment of residual stresses in zirconia-veneer crowns. *J Dent Res.* 2010 Mar;91(3):316-20. doi: 10.1177/0022034511435100.

Belli R, Petschelt A, Lohbauer U. Thermal-induced residual stresses affect the fractographic patterns of zirconia-veneer dental prostheses. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013b May;21:167-77. doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.10.022.

Benetti P, Della Bona A, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dent Mater.* 2010 Aug;26(8):743-50. doi: 10.1016/j.dental.2010.03.019.

Bennison SJ, Jagota A, Smith CA. Fracture of glass/poly(vinyl butyral) (Butacite(R)) laminates in biaxial flexure. *J Am Ceram Soc.* 1999;82:1761–70.

Bertolotti RL. Calculation of interfacial stress in porcelain-fused-to-metal systems. *Journal of Dental Research* 1980 Nov; 59:1972–7.

Bertolotti RL, Shelby JE. Viscosity of dental porcelain as a function of temperature. *J Dent Res.* 1979 Oct; 58(10):2001-4.

Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings – a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009 Jan; 25(1):121-8. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.019.

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin–ceramic bonding: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2003 Mar;89:268–74.

Bonfante EA, da Silva NR, Coelho PG, Bayar-do-González DE, Thompson VP, Bonfante G. Effect of framework design on crown failure. *Eur J Oral Sci* 2009 Apr;117:194–9. doi: 10.1111/j.1600-0722.2008.00608.x.

Bottino MA, Valandro LF, Scotti R, Buso L. Effect of surface treatments on the resin bond to zirconium-based ceramic. *Int J Prosthodont.* 2005 Jan-Feb; 18(1):60-5.

Burke FJ. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns: the effect of increased tooth preparation. *Quintessence Int.* 1996 Feb; 27(2):115-21.

Butler EP. Transformation toughened zirconia ceramics. *Mat Sci Tech.* 1985;1:417-32.

Chen X, Hutchinson JW, Evans AG. The mechanics of indentation induced lateral cracking. *J Am Ceram Soc* 2005 May; 88:1233–8. DOI: 10.1111/j.1551-2916.2005.00281.x

Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. *Biomaterials.* 2004 Nov; 25(24):5539-45.

Choi YS, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS. In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials. *J Adv Prosthodont.* 2012 Aug; 4(3):162-9. doi: 10.4047/jap.2012.4.3.162.

Choi, J.E., Waddell, N., Swain, M. Pressed ceramics onto zirconia. Part 2: Indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses. *Dent. Mater.* 2011 Nov; 27(11):1204–1212. doi: 10.1016/j.dental.2011.08.003.

Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc.* 2010 Nov; 141(11):1317– 29.

Coffey JP, Anusavice KJ, DeHoff PH, Lee RB, Hojjatie B. Influence of contraction mismatch and cooling rate on flexural failure of PFM systems. *J Dent Res.* 1988 Jan;67(1):61-5.

Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007 Nov; 98(5):389-404.

Cook RD. Finite element modeling for strength analyses. New York: John Wiley & Sons; 1995.

Cordeiro NPA. Influência dos sistemas de cimentação na resistência à fratura de inlays de porcelana. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas; - UNICAMP, 1998.

Costa AK, Borges AL, Fleming GJ, Addison O. The strength of sintered and adhesively bonded zirconia/veneer-ceramic bilayers. *J Dent.* 2014 Oct; 42(10):1269-76. doi: 10.1016/j.jdent.2014.08.001.

Costa AK, Kelly RD, Fleming GJ, Borges AL, Addison O. Laminated ceramics with elastic interfaces: a mechanical advantage? *J Dent.* 2015 Mar; 43(3):335-41. doi: 10.1016/j.jdent.2014.12.012

De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ: The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dent Mater.* 2005 Mar; 21:242-251.

DeHoff PH, Anusavice KJ, Vontivillu SB. Analysis of tempering stresses in metal-ceramic disks. *J Dent Res.* 1996 Feb; 75(2):743-51.

DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, Anusavice KJ. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dent Mater.* 2008 Jun; 24(6):744-52.

Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent.* 2003 Dec; 90(6):591-7.

Della Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II-The relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *J Appl Oral Sci* 2005;13(2):101-109. doi.org/10.1590/S1678-77572005000200002.

Della Bona. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. São Paulo: 1ª Edição, Editora Artes Médicas; 2009.

Della Bona A, Kelly JR. A variety of patient factors may influence porcelain veneer survival over a 10-year period. *J Evid Based Dent Pract.* 2010 Mar; 10(1):35-6. doi: 10.1016/j.jebdp.2009.11.014.

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

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

Denry IL, Holloway JA, Rosenstiel SF. Effect of ion exchange on the microstructure, strength, and thermal expansion behavior of a leucitereinforced porcelain. *J Dent Res.* 1998 Apr; 77(4):583-8.

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

Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shearbonding strength at core/veneer interfaces in bilayeredceramics. *Dent Mater.* 2011 Jun;27(6):590-7. doi: 10.1016/j.dental.2011.03.001.

Estevam A, Bonfante, Brian T. Rafferty, MS,2 Nelson R.F.A. Silva, Jay C. Hanan, Elizabeth Dianne Rekow, Van P. Thompson, Paulo G. Coelho Residual Thermal Stress Simulation in Three-Dimensional Molar Crown Systems: A Finite Element Analysis. *J Prosthodont.* 21 (2012) 529–534. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00866.x.

Etman MK, Woolford MJ Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study *J Prosthet Dent.* 2010 Feb;103: 80–90. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60010-8.

Ferrari M, Giovannetti A, Carrabba M, Bonadeo G, Rengo C, Monticelli F, Vichi A. Fracture resistance of three porcelain-layered CAD/CAM zirconia frame designs. *Dent Mater.* 2014 Jul; 30(7):e163-8. doi: 10.1016/j.dental.2014.02.004.

Fischer J, Grohmann P, Stawarczyk B. Effect of zirconia surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites. *Dent Mater J.* 2008; 27:448-54. /doi.org/10.4012/dmj.27.448

Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater.* 2002 Jan; 18(1):12-9.

Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hämmerle CH. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater* 2009 Apr; 25:419-23. doi: 10.1016/j.dental.2008.09.003.

Fleming GJ, Nolan L, Harris JJ. The in-vitro clinical failure of all-ceramic crowns and the connector area of fixed partial dentures: the influence of interfacial surface roughness. *J Dent.* 2005 May; 33(5):405-12.

Fukushima KA, Sadoun MJ, Cesar PF, Mainjot AK. Residual stress profiles in veneering ceramic on Y-TZP, alumina and ZTA frameworks: measurement by hole-drilling. *Dental Materials* 2014 Feb; 30:105–11. doi: 10.1016/j.dental.2013.10.005.

Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig*. 2013 Jan; 17:275–284. doi: 10.1007/s00784-012-0700-x.

Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda Jr WG, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater*. 2011 Apr; 27:394–406. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.025.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 2003 Jul; 90(1):31- 41.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *J Prosthet Dent*. 2002 Jul; 88(1):10-5.

Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2010 Nov; 23(6):493-502.

Hooi, P., Addison O, Fleming GJ. Strength determination of brittle materials as curved monolithic structures. *J Dent Res*. 2014 Apr; 93(4): 412-16. doi: 10.1177/0022034514523621.

Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. *J Oral Rehabil*. 2003 Aug; 30(8):818-22.

Isgro G, Addison O, Fleming GJ. Transient and residual stresses induced during the sintering of two dentin ceramics. *Dent Mater*. 2011a Apr; 27(4):379-85. doi: 10.1016/j.dental.2010.11.018.

Isgro G, Addison O, Fleming GJ. Transient and residual stresses in a pressable glass-ceramic before and after resin-cement coating determined using profilometry. *J Dent*. 2011b May; 39(5):368-75. doi: 10.1016/j.jdent.2011.02.008.

Isgro G, Addison O, Fleming GJ. Deformation of a dental ceramic following adhesive cementation. *Journal of Dental Research* 2010 Jan; 89:87–90. doi: 10.1177/0022034509354049.

Jung YG, Peterson IM, Kim DK, Lawn BR. Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. *J Dent Res*. 2000 Feb; 79(2):722-31.

Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int*. 1996 Oct; 27(10):701-6.

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

Kelly JR, Rungruanganunt P, Hunter B, Vailati F. Development of a clinically validated bulk failure test for ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2010 Oct; 104(4):228-38. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60129-1.

Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res.* 1995 Jun; 74(6):1253-8.

Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011 Jun;56 Suppl 1:84-96. doi: 10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x.

Khera SC, Askarieh Z, Jakobsen J. Adaptability of two amalgams to finished cavity walls in Class II cavity preparations. *Dent Mater.* 1990 Jan; 6(1):5-9.

Kim JW, Liu L, Zhang L Improving the resistance to sliding contact damage of zirconia using elastic gradients *J Biomed Mater Res Appl Biomater.* 2010 Aug; 94(2):347–52. doi: 10.1002/jbm.b.31657.

Kou W, Kou S, Liu H, Sjogren G. Numerical modeling of the fracture process in a three-unit all-ceramic fixed partial denture. *Dent Mater.* 2007 Aug; 23(8):1042-9.

Larsson C, Holm L, Lovgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *J Oral Rehabil.* 2007 Sep; 34(9):702-9.

Lawn BR. Fracture of brittle solids. Cambridge, Great Britain: Cambridge University Press; 1993; 249–306.

Lazar DRR, Bottino MC, Ozcan M, Valandro LF, Amaral R, Ussui V, et al. Y-TZP ceramic processing from coprecipitated powders: A comparative study with three commercial dental ceramics. *Dent Mater.* 2008 Dec; 24(12):1676-85. doi: 10.1016/j.dental.2008.04.002.

Lee JJ-W, Lloyd IK, Chai H, Jung Y-G, Lawn BR. Arrest, deflection, penetration and reinitiation of cracks in brittle layers across adhesive interlayers. *Acta Materialia.* Oct 2007; 55:5859–66. doi:10.1016/j.actamat.2007.06.038

Lin CL, Chang CH, Wang CH, Ko CC, Lee HE. Numerical investigation of the factors affecting interfacial stresses in an MOD restored tooth by auto-meshed finite element method. *J Oral Rehabil.* 2001 Jun; 28(6):517-25.

Lohbauer U, Amberger G, Quinn GD, Scherrer SS. Fractographic analysis of a dental zirconia framework: a case study on design issues. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010 Nov; 3(8):623-9. doi: 10.1016/j.jmbbm.2010.07.004.



Mainjot, A.K., Schajer, G.S., Vanheusden, A.J. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramics. *Dent Mater.* 2011 Sep;27(9):906-14. doi: 10.1016/j.dental.2011.05.005.

Mainjot, A.K., Schajer, G.S., Vanheusden, A.J. Influence of veneer thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent. Mater.* 2012 Feb; 28:160–167. doi: 10.1016/j.dental.2011.11.008.

Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. *J Prosthet Dent.* 1999 Jun; 81(6):662-7.

Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007 Nov; 35(11):819-26.

Marchack BW, Futatsuki Y, Marchack CB, White SN. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008 Mar; 99:169-73. doi: 10.1016/S0022-3913(08)00028-0.

Matinlinna JP<sup>1</sup>, Vallittu PK. Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces - an insight review of the chemical aspects conditioning. *J Oral Rehabil.* 2007 Aug;34(8):622-30.

McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J.* 1965 Sep; 119:251-67.

McLean JW. [Ceramics. Introduction]. *Phillip J Restaur Zahnmed.* 1984; 1(2):85-9.

McLean JW. Dr. John W. McLean discusses the pros and cons of today's ceramic materials and new directions. *Quintessence Dent Technol.* 1983 jul-Aug; 7(7):443-7.

McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001 Jan; 85(1):61-6.

Michida SMA, Valandro LF, Yoshiga S, Andreatta Filho OD, Balducci I, Bottino MA. Efeito do tratamento de superfície de uma cerâmica aluminizada infiltrada de vidro sobre a resistência à microtração. *J Appl Oral Sci* 2003;11(4):361-366.

Monaco C, Tucci A, Esposito L, Scotti R. Microstructural changes produced by abrading Y-TZP in presintered and sintered conditions. *J Dent.* 2013 Feb; 41. doi: 10.1016/j.jdent.2012.06.009.

Moynihan CT, Eastal AJ, Wilder J, Tucker J. Dependence of the glass transition temperature on heating and cooling rate. *J Phys Chem.* 1974; 78(26):2673-7. DOI: 10.1021/j100619a008

Nakayama J. Direct Measurement of Fracture Energies of Brittle Heterogeneous Materials. *J Amer Ceram Society* 1965 Nov; 48:583–7. DOI: 10.1111/j.1151-2916.1965.tb14677.x

Noritomi PY, Xavier TA, Silva JVL. A comparison between BioCAD and some known methods for finite element model generation. In: Bártolo PJ. *Innovative Developments and Physical Prototyping*. Boca Raton: CRC Press; 2011; 685-90. doi: 10.1201/b11341-109

Nothdurft FP, Motter PJ, Pospiech PR. Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic. *Clin Oral Investig*. 2009 Jun; 13(2):229-35. doi: 10.1007/s00784-008-0222-8.

O'Brien W. *Dental materials and their selection*. 2th ed. Chicago: Quintessence; 1997.

Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res*. 2002 Sep; 81(9):623-7.

Orlowski HJ, Koenig CJ. Thermal expansion of silicate fluxes in the crystalline and glassy states. *J Amer Ceram Society* 1941 Mar; 24:80–84. doi: 10.1111/j.1151-2916.1941.tb14825.x

Paula VG, Lorenzoni FC, Bonfante EA, Silva NR, Thompson VP, Bonfante G. Slow cooling protocol improves fatigue life of zirconia crowns. *Dent Mater*. 2015 Feb; 31(2):77-87. doi: 10.1016/j.dental.2014.10.005.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 Jan; 20(1):1-25. doi:10.1016/S0142-9612(98)00010-6

Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater*. 2007 Sep; 23(9):1086-92.

Posritong S, Borges AL, Chu TM, Eckert GJ, Bottino MA, Bottino MC. The impact of hydrofluoric acid etching followed by unfilled resin on the biaxial strength of a glass-ceramic. *Dent Mater*. 2013 Nov; 29(11):281-90. doi: 10.1016/j.dental.2013.08.210.

Preis V, Letsch C, Handel G, Behr M, Schneider-Feyrer S, Rosentritt M. Influence of substructure design, veneer application technique, and firing regime on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Dent Mater*. 2013 Jul; 29(7):e113-21. doi: 10.1016/j.dental.2013.04.011.

Proos K, Steven G, Swain M, Ironside J. Preliminary studies on the optimum shape of dental bridges. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2000; 4(1):77-92.

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

Ramos GF. Probabilidade de falha de coroas com infraestrutura em zircônia com diferentes geometrias. Instituto de Tecnologia e Ciência, Univ Estadual Paulista - UNESP, 2014.

Raper RL, Erbach DC. Prediction of soil stresses using the finite element method. *Amer Society Agr Eng*, 1990; 33(3):725–30. doi: 10.13031/2013.31392

Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006 Feb; 26(1):31-41.

Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater.* 2006 Feb; 22(2):125-32.

Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *J Dent Res.* 2011 Aug; 90(8):937–52. doi: 10.1177/0022034510391795.

Rekow ED, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Med.* 2007 Jan; 18:47–56.

Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater.* 2006 Feb; 22(2):176-82.

Ruhle M, Claussen N, Heuer AH. Microstructural studies of  $Y_2O_3$  containing tetragonal  $ZrO_2$  polycrystals (Y-TZP). *Advances in ceramics*, . vol. 12. Science and Technology of Zirconia II. Columbus, OH: American Ceramic Society; 1984; 352–70.

Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q, Li W, Swain M. Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011 May; 26(3):527-37.

Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int* 2006 Oct; 37:685-93. 10.

Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007a Jun; 18 Suppl 3:86-96.

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

Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *J Prosthet Dent*. 2010 Oct; 104:247-57. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60133-3.

Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. *Dent Mater*. 1991 Jul;7(3):186-90.

Sato T, Shimada M. Control of the tetragonal-to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water. *J Mater Sci* 1985 Nov; 20:3988-92.

Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO<sub>2</sub> polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc*. 1985 Jun; 68(6):356. doi: 10.1111/j.1151-2916.1985.tb15239.x

Scherer GW. *Relaxation in glass and composites*. New York: John Wiley & Sons; 1986.

Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, de Mestral F, Griggs JA, Wiskott HW. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 $\mu$ m silica-coated alumina particles. *Dent Mater*. 2011 Feb; 27(2):e28-42. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.003.

Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*. 2008 Aug; 24(8):1107-13. doi: 10.1016/j.dental.2008.01.002.

Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Wiskott HW. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dent Mater*. 2007 Nov; 23(11):1397-404.

Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent*. 2012 Feb; 40(2):154-62. doi: 10.1016/j.jdent.2011.12.007.

Schmitter M, Mueller D, Rues S. In vitro chipping behaviour of all-ceramic crowns with a zirconia framework and feldspathic veneering: comparison of CAD/CAM-produced veneer with manually layered veneer. *J Oral Rehabil*. 2013 Jul; 40(7):519-25. doi: 10.1111/joor.12061

Silva NR, Bonfante EA, Martins LM, Valverde GB, Thompson VP, Ferencz JL, et al. Reliability of reduced-thickness and thinly veneered lithium disilicate crowns. *J Dent Res* 2012 Mar; 91:305–10. doi: 10.1177/0022034511433504

Sjogren G, Lantto R, Granberg A, Sundstrom BO, Tillberg A. Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general. *Int J Prosthodont*. 1999 Mar-Apr;12(2):122-8.

Soares CJ. Adaptação marginal e resistência à fratura de inlays confeccionados em cerâmica e compósito laboratorial. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP; 2000.

Son YH, Han CH, Kim S. Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. *J Dent* 2012 Oct; 40(10):866–72. doi: 10.1016/j.jdent.2012.07.007.

Sornsuwan T, Ellakwa A, Swain MV. Occlusal geometrical considerations in all-ceramic pre-molar crown failure testing. *Dent Mater*. 2011 Nov; 27(11):1127-34. doi: 10.1016/j.dental.2011.08.005.

Sornsuwan T, Swain MV. Influence of occlusal geometry on ceramic crown fracture; role of cusp angle and fissure radius. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011Oct; 4(7):1057-66. doi: 10.1016/j.jmbbm.2011.03.014.

Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991; 26:67.

Swain MV: Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 2009 Jun; 5:1668-1677. doi: 10.1016/j.actbio.2008.12.016.

Taira Y, Sakai M, Sawase T. Effects of primer containing silane and thiophosphate monomers on bonding resin to a leucite-reinforced ceramic. *J Dent* 2012; 40:353–8.

Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN. The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthn porcelain fused to zirconia. *J Prosthet Dent*. 2012 Mar;107(3):163-9. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60050-X.

Tang Y, Yonezu A, Ogasawara N, Chiba N, Chen X. On radial crack and half-penny crack induced by Vickers indentation. *Proceedings of the Royal Society of London Series A: Mathematical Physical and Engineering Sciences* 2008 Nov; 464:2967–84. DOI: 10.1098/rspa.2008.0077

Taskonak B, Borges GA, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ, Moore BK, Yan J. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dentalceramic. *Dent Mater*. 2008 Sep; 24(9):1149-55. doi: 10.1016/j.dental.2008.01.004

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

Taskonak B, Griggs JA, Mecholsky JJ Jr, Yan JH. Analysis of subcritical crack growth in dental ceramics using fracture mechanics and fractography. *Dent Mater.* 2008 May; 24(5):700-7.

Taskonak B, Mecholsky JJ Jr, Anusavice KJ. Fracture surface analysis of clinically failed fixed partial dentures. *J Dent Res.* 2006 Mar; 85(3):277-81

Timoshenko SP, Woinowsky-Krieger S. Symmetrical bending of circular plates. In: Timoshenko SP, editor. *Theory of plates and shells.* 2nd ed. New York: McGraw-Hill; 1959; 51–78.

Tuccillo JJ, Nielsen JP. Shear stress measurements at a dental porcelain–gold bond interface. *J Dent Res.* 1972 Mar; 51:626–33.

Van Noort *Introduction to Dental Materials.* 4 Edição. Inglaterra. 1994.

Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.* 2005 Mar; 32(3):180-7.

Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *Int J Prosthodont.* 2002 Sep; 15(5):439-45.

Wang X, Fan D, Swain MV, Zhao K. A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. *Int J Prosthodont.* 2012 Sep-Oct; 25(5):441-50.

Wiederhorn SM, Bolz LH. Stress Corrosion and Static Fatigue of Glass. *J Amer Cer Society.* 1970; 53:543–8.

Wittneben JG, Wright RF, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of CAD/CAM single-tooth restorations. *Int J Prosthodont.* 2009 Sep-Oct; 22(5):466-71.

Yamamoto ETC. *Estudo de preparos e da forma da Infraestrutura na distribuição de tensões em prótese parcial fixa análise histológica e histomorfométrica - UNESP, São José dos Campos, 2011.*

Yoshimura HN, Molisani AL, Narita NE, Gonçalves MP; de Campos MF. Low cost partially-stabilized zirconia ceramic produced by powder mixing with additives of MgO-Y2O3-Cao system. *Cerâmica* 2007 Jun; 326(53):116-32. doi.org/10.1590/S0366-69132007000200003

Yu Zhang, James J.-W. Lee, Ramanathan Srikantha, Brian R. Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013 Dec; 29(12):1201-8. doi: 10.1016/j.dental.2013.09.004.

Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont*. 2008 Jul; 17:370–7. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00305.x.

Zeng K, Ode'n A, Rowcliffe D. Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. *Int J Prosthodont*. 1998 Mar-Apr; 11(2):183–9.

Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2004 Nov; 71(2):381-6.

Zhang Y, Song JK, Lawn BR. Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005 Apr; 73(1):186-93.

Zhao K, Pan Y, Guess PC, Zhang XP, Swain MV. Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater*. 2012 Jun; 28(6):653–60. doi: 10.1016/j.dental.2012.02.011.