

Universidade Federal de Minas Gerais

Giovani Lana Peixoto de Miranda

**Perfil de distribuição da tensão na interface dos
materiais restauradores e cimentos odontológicos
através do Método do Elemento Finito**

Belo Horizonte

2013

Giovani Lana Peixoto de Miranda

Perfil de distribuição da tensão na interface dos materiais restauradores e cimentos odontológicos através do Método do Elemento Finito

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia

Área de concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Nelson Renato França Alves Silva -FOUFMG

Co-orientador: Prof. Dr. Rodrigo Richard da Silveira – FOUFG

Belo Horizonte

2013

FICHA CATALOGRÁFICA

M672p
2013
T

Miranda, Giovani Lana Peixoto de.
Perfil de distribuição da tensão na interface dos materiais restauradores e cimentos odontológicos através do Método do Elemento Finito/ Giovani Lana Peixoto de Miranda . – 2013.

126 f. : il.

Orientador: Nelson Renato França Alves Silva.
Co-orientador: Rodrigo Richard da Silveira.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Análise de elementos finitos. 2. Materiais dentários.
3. Cimentos dentários. I. Silva, Nelson Renato França Alves.
II. Silveira, Rodrigo Richard da. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. IV Título.

BLACK – D047

Elaborada pela Biblioteca da Faculdade de Odontologia - UFMG



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA




ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DO ALUNO GIOVANI LANA PEIXOTO DE MIRANDA


Realizou-se, no dia 04 de julho de 2013, às 09:00 horas, sala 3403, Faculdade de Odontologia, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de dissertação, intitulada *Método do elemento finito e perfil de distribuição da tensão na interface dos materiais restauradores e cimentos odontológicos*, apresentada por GIOVANI LANA PEIXOTO DE MIRANDA, graduado no curso de ODONTOLOGIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em ODONTOLOGIA, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Nelson Renato França Alves da Silva - Orientador (UFMG), Prof(a). Tulimar Machado Cornacchi (FOUFMG), Prof(a). Emilio Akaki (PUC-Minas), Prof(a). Rodrigo Richard da Silveira (FOUFMG).

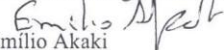
A Comissão considerou a dissertação:

- Aprovada
 Aprovada condicionalmente, sujeita a alterações, conforme folha de modificações, anexa
 Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.
Belo Horizonte, 04 de julho de 2013.


Prof(a). Nelson Renato França Alves da Silva
Doutor - USP


Prof(a). Tulimar Machado Cornacchi
Doutora - Escola de Engenharia UFMG

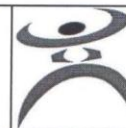

Prof(a). Emilio Akaki
Doutor - UFMG


Prof(a). Rodrigo Richard da Silveira
Doutor - USP



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



FOLHA DE APROVAÇÃO

Método do elemento finito e perfil de distribuição da tensão na interface dos materiais restauradores e cimentos odontológicos

GIOVANI LANA PEIXOTO DE MIRANDA

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, como requisito para obtenção do grau de Mestre em ODONTOLOGIA, área de concentração DENTÍSTICA RESTAURADORA.

Aprovada em 04 de julho de 2013, pela banca constituída pelos membros:

Nelson Silva

Prof(a). Nelson Renato França Alves da Silva - Orientador
UFMG

J. Machado
Prof(a). Fulimar Machado Cornacchi
FOUMG

Emilio Akaki
Prof(a). Emilio Akaki
PUC-Minas

R. Richard da Silveira
Prof(a). Rodrigo Richard da Silveira
FOUMG

Belo Horizonte, 4 de julho de 2013.

Agradecimentos

À Deus sempre presente,

À minha família,

*Minha mãe **Dorinha** que sempre está ao meu lado, dizendo : “vou rezar por você, Deus vai te iluminar”. Mãe obrigado por suas orações, e por acreditar que posso atingir meus objetivos. Às vezes sou um filho longe, mas sempre muito preocupado com a senhora. Sem você está caminhada não seria possível e muito menos fácil. Obrigado pelo incentivo e coragem. Agradeço à Deus por você .
Muito Obrigado por tudo!*

*Meu pai **Rui**, uma cara muito fechado mas que ama ao seu jeito. Entendê-lo é complicado mas com os anos de convivência vem se tornando cada vez mais fácil. Sei que acredita no meu potencial e vejo o quanto se orgulha do que faço. Não sei muito como demonstrar meu carinho e admiração. Acho que somo parecidos. Me orgulho muito do senhor. E aí está, mais uma etapa concluída.
Muito Obrigado!*

*À minha irmã e madrinha, **Gá, Margareth**, depende da hora. Tenha certeza que você é meu espelho. Sua perseverança e dedicação me fizeram ver a beleza da profissão. Sei que não chego nem aos pés do seu profissionalismo, mas quem sabe um dia... Mas saiba que a respeito e admiro muito, acreditando sempre na minha vitória.*
Muito obrigado!

*À minha irmã, **Renata**, que sempre cria desafios em sua vida e os enfrenta com coragem. Muito sincera, chegando até mesmo a ser grosseira, mas por trás dessa menina mora uma flor. Sempre ao meu lado, mesmo distante. Sinto sua falta aqui por perto. Muito*
Obrigado por tudo!

*Aos meus irmãos padrinhos **Cristovão e José Augusto**, mesmo longe sempre torcendo por mim. Dizem que afilhado puxa padrinho, acho que tem algo errado nesse dito. Herdei a inteligência, mas o gosto pelo estudo....esse é merecimento meu. Muito Obrigado por*
acreditarem em mim!

*Ao meu amigo **Marcelo**, que me tolerou nos momentos de stress, raiva, falta de paciência. Que sempre tentava me levar para o “mal” caminho das viagens, botecos, festas. Muitas das vezes conseguia. “Oh pessoa persistente”! Eu sempre dizia que tinha algo para fazer, mas acabava cedendo. Sei que foram momentos que valeram muito à pena. Agora você está vendo o que tinha para fazer. Você sabe o “grande” amigo que é. Amigo seu apoio foi fundamental. Muito*
obrigado por tudo!

*Ao meu orientador **Prof. Nelson Silva** que me salvou nos minutos finais do jogo. Acreditou que era possível fazer quase o impossível. Deu certo! Sua sabedoria e objetividade foram fundamentais na conclusão de meu curso. Espero poder aprender cada dia mais, e saber aproveitar suas idéias, mesmo que demore um pouco para acompanhar seu raciocínio. Mas tenho certeza que essa parceria renderá bons trabalhos. Muito Obrigado!*

*Ao meu co-orientador **Prof. Rodrigo Richard**, que colaborou muito para o impossível virar possível. A paciência e calma parecem ser uma qualidade que você sabe administrar bem. Obrigado pela ajuda e incentivo.*

*Ao **Prof. André Gustavo** que sempre pensante se desdobrou para ajudar na análise de meus resultados. Sua atenção e dedicação foram de grande valia. Muito Obrigado!*

*Ao meu **Prof. Luiz Thadeu de Abreu Poletto**, com quem procuro aprender sempre. Pessoa sincera, franca, sábia. No último momento teve que se desvincular da minha orientação, mas eu sabia que podia contar com ele caso precisasse. Seus ensinamentos agora são uma constante em minha profissão. Muito Obrigado!*

*À amiga **Profa. Carolina Nemésio**, que me aturou durante todo o curso com perguntas às vezes descabidas, a minha ignorância no computador. Esteve sempre me apoiando e posso dizer salvando. Até de férias me prestava socorro. Dedicação e atenção que merecem meu respeito. Seus conhecimentos ficarão assim como sua amizade. Muito obrigado por tudo!*

Aos **Profs. Lincoln Lanza, Rodrigo Albuquerque, Marcos Lanza** que são mestres nos quais sempre me espelho e que mostram como a profissão é gratificante.

Ao colega **Artur Avelar** que muito contribuiu para a realização do experimento dessa dissertação. Com paciência, e conhecimento.

Aos colegas de mestrado da Saúde Coletiva, Endodontia, Pediatria, Periodontia, Clínica Odontológica, que foram pessoas companheiras e solidárias durante o curso.

Às amigas, **Andreia Drumond, Julia Braga, Fernanda Resende**, que estiveram por perto incentivando, dividindo e alegrando meu caminho. Deixem esse aperto passar que as coisas vão melhorar.
Obrigado!

À amiga **Adriana Martins** companheira de curso, de apertos. Pessoa solidária, sincera, compenetrada, e sem deixar de falar “chique” com quem posso contar. Obrigado!

Ao colega **Rodrigo Nascimento** pelo companheirismo e amizade nessa trajetória.

Às meninas da Pós-Graduação, **Beth, Laís e Zuleika**, que sempre ajudaram muito e torceram por mim. Muito Obrigado!

À **Gió**, uma mulher alegre, que sempre sorrindo perguntava como estava minha caminhada, preocupada, mas sempre otimista.

*À minha amiga **Debóra Xavier**, pela grande ajuda .*

*Às minhas amigas, **Renata Bispo, Dani Bispo, Lu de Fiiinha, Carol Sion** das quais me afastei um pouco pela falta de tempo. Sempre ligavam para fazermos alguma coisa, mas eu estava sempre com algo para fazer. Mesmo assim, continuam por perto, torcendo por mais esta conquista. Muito Obrigado!*

“Quanto mais aumenta nosso conhecimento, mais evidente fica nossa
ignorância”.

(Jonh F. Kennedy)

Perfil de distribuição da tensão na interface dos materiais restauradores e cimentos odontológicos através do método do elemento finito

O conhecimento sobre o modo de distribuição da tensão nos agentes cimentantes é pouco descrito quando se refere ao módulo elástico do material. *OBJETIVO:* Avaliar a distribuição da tensão gerada pelo material restaurador nos diferentes agentes cimentantes, através do método dos elementos finitos (MEF). *MÉTODOS:* Foi gerado um modelo sólido de três camadas (10x10mm) com altura variando de acordo com o material, sendo a primeira de baixo para cima para o substrato (4mm), a segunda para cimento (100 μ m) e a terceira para o material restaurador (1,5mm). Foi gerada uma malha, no Abaqus, com uma aplicação de 200N de carga no centro da terceira camada. Os cimentos utilizados foram Fosfato de zinco (SSWhite), RelyX U200 clicker e automix (3M ESPE), Ketac-Cem (3M ESPE); os materiais restauradores LAVA e Lava Ultimate (3M ESPE), e.maxPRESS e e.maxCAD (Ivoclar) e ouro tipo IV. Para as propriedades, (E) e coeficiente de Poisson, usou-se valores referenciados na literatura. Foram criados 40 grupos combinando cimento/material restaurador. *RESULTADOS:* Foi capturada a imagem da interface cimento/material restaurador e desdobrada. Foram obtidos valores referentes aos picos de tensão ao longo da interface. Esses valores foram modelados via distribuição normal e geraram uma curva de distribuição. Para cada análise definiu-se um tipo de cimento para observar o comportamento do material restaurador e, posteriormente um material restaurador para cada tipo de cimento. Lava Ultimate absorveu mais tensão entre todos os materiais restauradores. Ouro, e.maxPRESS e e.maxCAD apresentaram comportamento similar no perfil de distribuição de estresse. O Lava apresentou menor absorção de tensão. Observando os cimentos, o fosfato de zinco absorveu menos tensão enquanto os outros cimentos tiveram um perfil similar. *CONCLUSÃO* A análise do método do elemento finito sugere, que o módulo elástico dos materiais restauradores parece influenciar no perfil de distribuição de tensão nos cimentos.

Descritores: **Método do elemento finito, cimentos dentários, cerâmicas, modulo de elasticidade**

FEA and stress profile distribution at the interface of restorative materials and dental cements

The literature regarding the profiles of stress distribution in dental cements as a function of the elastic modulus of dental restorative materials using finite element analysis (FEA) is limited. *OBJECTIVE:* To evaluate the distribution of the stress generated by dental restorative materials with different elastic modulus (E) to different cementing materials using FEA. *METHODS:* A 10x10mm three-layer model was generated with the thickness of each layer determined as: a) the first layer being the dentin-like substrate = 4mm; b) the second being the dental cement = 100 μ m; and the third being the restorative material = 1.5 mm. FEA modeling generated a mesh with a 200N load applied at the center of the modeled restorative material layer. The cements selected were zinc phosphate (SSWhite), RelyX U200 clicker and automix (3M ESPE), Ketac-Cem (3M ESPE). The restorative materials were Lava Ultimate (3M ESPE), e.maxPRESS and e.maxCAD (Ivoclar). Gold was used a control. (E) and Poisson's ratio values for all groups were extracted from the literature. 40 groups were created by all possible combinations of the cement / restorative material interfaces. The voltage spikes values along the interface were obtained. These values were modeled via a normal distribution to generate a distribution curve. Each cement was fixed to observe the behavior of the restorative materials and vice versa. *RESULTS:* Lava Ultimate showed more tension absorbance amongst all restorative materials analyzed and lower absorption voltage values. Gold, e.maxPRESS and e.maxCAD showed similar profile tension distribution. Zinc phosphate absorbed less tension while the other cements had a similar profile stress distribution. *CONCLUSION:* The stress profile distribution of FEA suggested that the modulus of elasticity of the restorative materials appears to influence the stress distribution profile on different dental cements.

Key Words: Finite element analysis, ceramics, dental cements, modulus of elasticity

Lista de Figuras

Figura 1: Representação da constituição do sólido

Figura 2: Elemento sólido, tridimensional, hexaédrico, com oito nós (C3D8).

Figura 3: Base inferior do modelo fixa em todos os graus de liberdade.

Figura 4a: Grupo ZFZ (interface da zirconia com o cimento fosfato de zinco)

Figura 4b: Grupo ZFF (interface do cimento fosfato de zinco com a zirconia)

Figura 4c: Grupo ZKZ (interface da zircônia com o Ketac-Cem)

Figura 4d: Grupo ZKK (interface do Ketc-Cem com a zircônia)

Figura 4e: Grupo ZCZ (interface da zircônia com U200 Clicker)

Figura 4f: Grupo ZCC (interface do U200 Clicker com a zircônia)

Figura 4g: Grupo ZAZ (interface da zircônia com o U200 Automix)

Figura 4h: Grupo ZAA (interface do U200 Automix com a zircônia)

Figura 5a: Grupo LFL (interface do Lava Ultimate com o cimento fosfato de zinco)

Figura 5b: Grupo LFF (interface do cimento fosfato de zinco com o Lava Ultimate)

Figura 5c: Grupo LKL (interface do Lava Ultimate com o Ketac-Cem)

Figura 5d: Grupo LKK (interface do Ketac-Cem com o Lava Ultimate)

Figura 5e: Grupo LCL (interface do Lava Ultimate com o U200 Clicker)

Figura 5f: Grupo LCC (interface do U200 Clicker com o Lava Ultimate)

Figura 5g: Grupo LAL (interface do lava Ultimate com o U200 Automix)

Figura 5h: Grupo LAA (interface do U200 Automix com o Lava Ultimate)

Figura 6a: Grupo OFO (interface do ouro com o cimento fosfato de zinco)

Figura 6b: Grupo OFF (interface do cimento fosfato de zinco com o ouro)

Figura 6c: Grupo OKO (interface do ouro com o Ketac-Cem)

Figura 6d: Grupo OKK (interface do Ketac-Cem com o ouro)

Figura 6e: Grupo OCO (interface do ouro com o U200 Clicker)

Figura 6f: Grupo OCC (interface do U200 Clicker com o ouro)

Figura 6g: Grupo OAO (interface do ouro com o U200 Automix)

Figura 6h: Grupo OAA (interface do U200 Automix com o ouro)

Figura 7a: Grupo EpFEp (interface do e.maxPress com o cimento fosfato de zinco)

Figura 7b: Grupo EpFF (interface do cimento fosfato de zinco com o e.maxPress)

Figura 7c: Grupo EpKEp (interface do e.maxPress com o Ketac-Cem)

Figura 7d: Grupo EpKK (interface do Ketac-Cem com o e.amxPress)

Figura 7e: Grupo EpCEp (interface do e.maxPress com o U200 Clicker)

Figura 7f: Grupo EpCC (interface do U200 Clicker com o e.maxPress)

Figura 7g: Grupo EpAEp (interface do e.amxPress com o U200 Automix)

Figura 7h: Grupo EpAA (interface o U200 Automix com o e.max Press)

Figura 8a: Grupo EcFEc (interafce do e.maxCAD com o cimento fosfato de zinco)

Figura 8b: Grupo EcFF (interface do cimento fosfato de zinco com e.maxCAD)

Figura 8c: Grupo EcKEc (interface do e.maxCAD com o Ketac-Cem)

Figura 8d: Grupo EcKK (interface do Ketac-Cem com e.maxCAD)

Figura 8e: Grupo EcCEc (interafce do e.maxCAD com o U200 Clicker)

Figura 8f: Grupo EcCC (interface do U200 Clicker com o e.maxCAD)

Figura 8g: Grupo EcAEc (interface do e.maxCAD com U200 Automix)

Figura 8h: Grupo EcAA (interface com U200 Automix com e.maxCAD)

Figura 9: Modelagem dos dados utilizando a distribuição normal.

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Propriedade dos materiais

Tabela 2 – Materiais Restauradores

Tabela 3 - Caracterização dos grupos segundo combinação do tipo material restaurador e tipo de cimento.

Tabela 4: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o cimento fosfato de zinco.

Tabela 5: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o cimento Ketac-Cem.

Tabela 6: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o cimento RelyX U200 Clicker.

Tabela 7: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o cimento RelyX U200 Automix.

Tabela 8: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para a Zircônia.

Tabela 9: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para Lava Ultimate.

Tabela 10: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o Ouro.

Tabela 11: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o e.max PRESS.

Tabela 12 : Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o e.max CAD.

Lista de Gráficos

Gráfico 1: Representação gráfica do modelo obtido pelo software. Os pontos representam os valores reais obtidos das imagens do MEF, a linha em azul representa a curva ajustada dos dados.

Gráfico 2: Perfil de distribuição de tensão nos materiais restauradores fixando o cimento fosfato de zinco .

Gráfico 3: Perfil de distribuição de tensão para todos os materiais restauradores fixando o cimento Ketac-Cem.

Gráfico 4: Perfil de distribuição de tensão para todos os materiais restauradores fixando o cimento RelyX U200 Clicker.

Gráfico 5: Perfil de distribuição de tensão para todos os materiais restauradores fixando o cimento RelyX U200 Automix.

ABREVIATURAS

3D – tridimensional

A - área

Al_2O_3 - óxido de alumínio

$(\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5)$ – dissilicato de lítio

$(\text{Li}_2\text{SiO}_3)$. metasilicato de lítio

CAD – computer aided design

CAM – computer aided manufacturing

CIV – cimento de ionômero de vidro

CTE- coeficiente de expansão térmica

d – diâmetro

E – módulo de elasticidade

F – força

GIC – cimento ionômero de vidro

GPa – gigapascal

h – horas

IC – intervalo de confiança

IE - estabilidade da infraestrutura

mvM – von Mises modificado

μm – micrômetro

mm – milímetro

MEF- método de elementos finitos

MPa – megapascal

MPS – tensão principal máxima

N – newtons

nm - nanômetro

P – pressão

PPF – prótese parcial fixa

Y-TZP – zircônia parcialmente estabilizada por ítrio

% - por cento

Vol% - porcentagem por volume

UFMG – Universidade Federal de Minas Gerais

°C – grau celsius

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	23
2.2 REVISÃO DE LITERATURA	28
2.1 Método dos Elementos Finitos.....	28
2.2 Sistemas Cerâmicos.....	33
2.2.1 <i>Cerâmicas de vidro reforçadas</i>	35
2.2.2 <i>Cerâmicas de Dissilicato de Lítio</i>	36
2.2.3 <i>Zircônia</i>	38
2.2.4 <i>Lava Ultimate</i>	43
2.3 Cimentos.....	46
2.3.1 <i>Cimentos Convencionais</i>	48
2.3.1.1 <i>Cimento Fosfato de zinco</i>	48
2.3.1.2 <i>Cimento de Ionômero de Vidro</i>	50
2.3.2 <i>Cimentos Resinosos</i>	52
2.4. Espessura da película de cimento	55
2.5. Resistência à flexão e módulo de elasticidade.....	58
3. RELEVÂNCIA CLÍNICA	77
4. OBJETIVOS GERAIS	78
5. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	79
6. HIPÓTESES DE PESQUISA	80
7. MATERIAL E MÉTODOS	81
7. 1 Metodologia do Método de Elemento Finito.....	81
7.2. Delineamento dos grupos.....	84
7.3. Análise dos dados.....	87

8. RESULTADOS.....	89
9. DISCUSSÃO.....	112
10. CONCLUSÃO.....	119
11. REFERÊNCIAS.....	121

INTRODUÇÃO

As cerâmicas odontológicas destacam-se como uma alternativa restauradora indireta que preenche os requisitos estéticos, biológicos, mecânicos e funcionais exigidos de um material restaurador e atualmente, tem sua indicação bem sedimentada na odontologia (Van Noort, Brown et al. 1989).

As restaurações cerâmicas indiretas necessitam de um agente cimentante como meio de fixação ao dente. Dentre suas principais funções, os cimentos são utilizados para preencher as discrepâncias de adaptação entre a restauração e o remanescente dentário e favorecer a retenção friccional entre ambos, resultando em um procedimento com bom vedamento de margens e resistência à remoção e/ou deslocamento (Nicholson and McKenzie 1999, Gemalmaz and Ergin 2002).

Paralelamente às cerâmicas, os agentes de cimentação também evoluíram (Holand, Schweiger et al. 2008). A escolha de um agente cimentante depende das condições clínicas apresentada pelo paciente, do material de eleição para restauração, combinada com as propriedades físicas, biológicas e de manipulação do material (Attar, Tam et al. 2003, Santos Jr, Santos et al. 2009).

Os esforços gerados durante o ato da mastigação podem gerar tensões no agente cimentante, e a distribuição da tensão pode ser afetada pela geometria marginal da linha de cimentação (Kamposiora, Papavasiliou et

al. 1994). O conhecimento sobre o modo de distribuição da tensão nos agentes cimentantes é pouco descrita na literatura, quando se refere ao módulo de elasticidade do material (Attar, Tam et al. 2003).

Atualmente, existem basicamente três tipos de cimentos utilizados para a cimentação definitiva de restaurações indiretas: o cimento fosfato de zinco, os cimentos de ionômero de vidro e os cimentos resinosos. O desenvolvimento e evolução dos cimentos resinosos fez com que eles fossem amplamente utilizados para cimentação de cerâmicas devido as suas propriedades estéticas e físico-mecânicas (Radovic, Monticelli et al. 2008).

A falha da restauração cimentada, sob forças mastigatórias, está diretamente relacionada com as propriedades mecânicas do material restaurador e tipo de substrato ao qual este material restaurador é inserido incluindo-se aqui os agentes cimentantes. Desta forma, o módulo de elasticidade (E) do agente de cimentação é determinante na transmissão da tensão entre a restauração e a estrutura dentária, e indica a habilidade do cimento em resistir à uma deformação plástica, que prejudicaria a integridade da interface adesiva. Teoricamente, o agente de cimentação deve apresentar um valor do E intermediário entre o da dentina e do material restaurador (Li and White 1999). A propriedade de resistência à flexão de muitos materiais pode ser mais importante do que sua resistência à tração, cisalhamento ou à compressão, porque restaurações indiretas estão mais susceptíveis a forças de flexão do que outros tipos de tensões. A resistência à flexão e módulo de elasticidade são propriedades importantes no que diz respeito à capacidade do cimento resistir ao estresse sem fraturar e/ou deformar

permanentemente. As diferenças nas propriedades físicas e mecânicas dos cimentos podem produzir impacto no desempenho clínico dos agentes cimentantes, e o conhecimento sobre estas diferenças pode auxiliar a escolha do material (Saskalauskaite, Tam et al. 2008).

A evolução dos agentes cimentantes fez com que a busca por encontrar um material ideal para os procedimentos de cimentação promovesse maior número de pesquisas relacionadas ao assunto. Diferentes ensaios mecânicos têm sido empregados para avaliar a distribuição de tensão nos materiais. Um dos métodos empregados para avaliar a eficiência dos cimentos é através de suas propriedades mecânicas, que visam determinar o valor das tensões que eles suportam, por exemplo, módulo de elasticidade (E) e resistência à flexão, transmitidas a eles por meio das restaurações e pela ação de cargas mastigatórias (Anusavice 2005).

Estudos demonstram que comportamento do agente cimentante pode ser influenciado por algumas variáveis, como as características do material restaurador, modo de polimerização do cimento (Ilie and Simon 2012), espessura da película de cimento (Prakki, Cilli et al. 2007). Embora o potencial adesivo do cimento seja o foco na maioria das pesquisas e esteja correlacionado com parâmetros críticos: hidrofilia e solubilidade; as propriedades mecânicas, como módulo de elasticidade, não devem ser esquecidas, uma vez que são importantes na longevidade clínica dos materiais (Tolidis, Papadogiannis et al. 2012). O módulo de elasticidade está relacionado à deformação do cimento e conseqüente criação de *gaps* marginais (Attar, Tam et al. 2003). Desta forma, para um melhor entendimento deste comportamento dos materiais, a utilização de

modelos matemáticos passa ser um artifício de muita valia para tentar responder estas questões.

Os estudos em Bioengenharia têm proporcionando consideráveis avanços, principalmente, quando beneficiam-se dos recursos computacionais disponíveis atualmente. Assim, observa-se, dentro da área odontológica, a necessidade destes recursos na análise e avaliação de esforços sobre restaurações, quer sejam sobre cimentos ou dentes naturais (Rubo and Souza 2001).

Várias técnicas podem ser utilizadas para a determinação da distribuição de tensões e deformações decorrentes de cargas aplicadas em sistemas estruturais diversos. Assim, pode-se analisar um campo de tensão/deformação por meio de métodos analíticos, experimentais e numéricos, sendo os dois últimos os mais usados. Dentre as técnicas experimentais mais conhecidas, pode-se citar a fotoelasticidade e a extensometria. Entre os métodos numéricos, destaca-se o método dos elementos finitos (MEF), que possibilita calcular a distribuição e concentração de estresse e deformações nos componentes do sistema por meio de uma estrutura bi ou tridimensional computadorizada. Os softwares para análise do elemento finito foram desenvolvidos como uma ferramenta de investigação de distribuição e magnitude da tensão em geometrias complexas, como dentes restaurados (De Jager, Pallav et al. 2004).

Ultimamente, observa-se uma associação das técnicas experimentais no monitoramento das soluções numéricas que vem ganhando espaço na

análise estática e dinâmica das estruturas, conferindo maior credibilidade aos resultados obtidos. Os estudos biomecânicos podem e devem ser designados não apenas como propostas descritivas, mas também para oferecer dados com relevância clínica significativa. Portanto, torna-se de suma importância um conhecimento básico das técnicas e de suas limitações, para que os resultados possam ser bem entendidos, interpretados e empregados no diagnóstico, planejamento e tratamento em Odontologia(Lotti, Machado et al. 2006).

Os softwares para análise do método dos elementos finito (MEF) foram desenvolvidos como uma ferramenta de investigação de distribuição e magnitude da tensão em geometrias complexas, como dentes restaurados (De Jager, Pallav et al. 2004). O conhecimento sobre o modo de distribuição da tensão nos agentes cimentantes é pouco descrita na literatura, quando se refere ao módulo de elasticidade do material. O sucesso clínico das restaurações indiretas depende, dentre outros fatores, da escolha do agente cimentante, sendo assim, é importante avaliar o perfil de distribuição da tensão nos materiais restauradores e nos cimentos, através de modelos matemáticos, na distribuição da tensão gerada pelo material restaurador.

2 . REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Método dos Elementos Finitos

O desenvolvimento do Método dos Elementos Finitos (MEF) ocorreu por volta de 1950, com o advento da computação. Isto permitiu a elaboração e a resolução de sistemas de equações complexas, tornando mais eficiente a simulação de fenômenos físicos através de programas computacionais. Desde então, este método, criado para auxiliar na indústria aeroespacial, está sendo cada vez mais aplicado nas mais diversas áreas, como Engenharia, Medicina e Odontologia (Geng, Tan et al. 2001, Rubo and Souza 2001).

Desde 1976, o MEF tem sido largamente utilizado em simulações do comportamento biomecânico de sistemas de implantes dentais. O MEF pode ser definido como um método de um meio contínuo que é discretizado, isto é, subdividido, em pequenos elementos que mantêm as propriedades de quem os originou. As equações diferenciais os descrevem e eles são resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados. Ou seja, trabalha um problema complexo através de sua subdivisão em outros mais simples e com propriedades semelhantes, solucionando-os adequadamente para o resultado de todo o conjunto (Ciftci and Canay 2000, Rubo and Souza 2001, Sahin, Cehreli et al. 2002, Lotti, Machado et al. 2006).

O MEF proporciona um arranjo dos elementos em diferentes graus de liberdade, durante a discretização, caracterizando o método como bidimensional ou tridimensional. Independentemente do tipo de MEF, os princípios básicos para aplicação da técnica são os mesmos, e seguem uma sequência lógica de procedimentos.

O primeiro passo é a obtenção do modelo experimental que deve reproduzir o máximo de detalhes da estrutura real. A simulação do modelo necessita desta fidelidade de cópia, pois este é um determinante na precisão da técnica (Cook, Malkus et al. 1989, Rubo and Souza 2001, Sahin, Cehreli et al. 2002).

A definição do objeto da pesquisa é a prioridade, para isso, existem programas computacionais específicos como AutoCAD (Autodesk, EUA) ou o SolidWorks (SolidWorks Corporation, EUA), que permitem desenhar graficamente o objeto a ser estudado.

Há vários programas específicos de elementos finitos, como o Ansys (Swanson Analysis Systems, EUA), o Cosmos (SolidWorks Corporation, EUA), o Patran e Nastran (MSC Software, EUA), e o Abaqus (Simulia, EUA).

Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se pontos, ou nós, que conectam os elementos entre si, formando uma malha arranjada em camadas bi ou tridimensionais. Através dos nós as informações são passadas entre os elementos. Cada nó possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma como o nó irá deslocar-se no espaço (Lotti, Machado et al. 2006).

O arranjo dos nós possui graus de liberdade que o caracterizam como tridimensionais ou bidimensionais. Modelos tridimensionais possuem vantagens sobre os bidimensionais, uma vez que somente no primeiro é possível analisar corretamente as estruturas dento-maxilo-faciais. Por exemplo, a irregularidade dos dentes humanos, nas cargas aplicadas sobre estes, a distribuição das tensões e deslocamentos sobre as várias estruturas que compõem o dente, como esmalte, dentina e polpa, e os resultados nos três planos do espaço (Rubin and al. 1983).

Cada um dos “elementos finitos” dos modelos, após gerada a malha, representam coordenadas no espaço e podem assumir diferentes formatos (triangular, tetraédrico). Quanto maior o número de elementos, mais preciso será o modelo (Middleton, Jones et al. 1990).

Outro passo importante é a incorporação das propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte do modelo. Esta é uma etapa essencial para obtenção dos resultados com fidelidade, uma vez que as características de cada componente do modelo influenciarão diretamente no comportamento das respostas ao carregamento. As propriedades mecânicas necessárias para o desenvolvimento do MEF são o Coeficiente de Poisson (ν) e o Módulo de elasticidade (E) das estruturas (Lotti, Machado et al. 2006).

A maioria dos trabalhos com MEF tem considerado os modelos linearmente elásticos, homogêneos e isotrópicos, sendo assumidos em estado plano de tensão (Lotti, Machado et al. 2006)

O próximo passo é a realização dos contornos dos modelos, para que seja possível simular a movimentação de estruturas específicas a exemplo da situação real. Após o contorno, realiza-se o carregamento, necessário para obtenção dos resultados (Lotti, Machado et al. 2006).

Dependendo do objetivo da pesquisa usa-se o artifício da “plotagem” das estruturas. Isto permite analisar os dados separadamente e visualizar a distribuição das tensões e deformações em cada estrutura do modelo (Lotti, Machado et al. 2006).

Os resultados podem ser avaliados por meio de uma escala de cores na qual cada tonalidade corresponde a uma quantidade específica de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas. Além disso, a fim de facilitar a visualização dos pontos de maior tensão nos modelos pós-carregamento, pode-se obter os mapas gerais de tensão de Von Mises, que representam a média das tensões em todas as direções.

O MEF pode servir como um método efetivo para avaliar a importância das propriedades dos materiais e de seu comportamento na distribuição de tensão que ocorre nas forças mastigatórias. Além disso, muitas vezes o MEF é associado a outros métodos matemáticos visando uma maior confiabilidade dos resultados.

Benazzi, Kullmer et al. (2011), realizaram um estudo no qual investigaram a distribuição de stress no primeiro molar inferior através do MEF associado com um software analisador digital de oclusão. Os resultados do

método dos elementos finitos mostrou que as mudanças nos padrões de tensão são consideráveis durante a força mastigatória, sugerindo que as facetas de desgaste possuem uma influencia crucial na distribuição de tensão em todo o dente. Sulcos e fissuras na superfície oclusal parecem ser locais críticos para a concentração de forças de tração. A correta análise da cinética mastigatória da oclusão dos dentes mostra resultados diferentes quando a carga analisada é baseada em forças paralelas ao longo eixo do dente. Mostrando que estudos funcionais, que consideram a cinética dos dentes, são importantes para a compreensão da biomecânica e interpretação da adaptação do dente.

Ausiello, Franciosa et al. (2011) aplicaram métodos numéricos para simular e avaliar o comportamento de dentes restaurados e a resistência à fadiga. Usando um método CAD-FEM (computer aided design and finite element methods) e leis mecânicas de fadiga, estimou numericamente a resistência à fadiga de um molar restaurado. Eles observaram que as regiões de menor resistência à fadiga estavam localizadas, onde o estresse estático foi maior. Descreveram um método que pode ser adotado para gerar modelos, 3D de elementos finitos, mais detalhados, e ser implementado para aplicações dentárias ou biomecânicas.

Mahmoudi, Saidi et al. (2012) investigaram os efeitos do material de coroas, pinos intraradiculares e a geometria do pino na distribuição da tensão em um molar inferior restaurado com coroa/pino intraradicular. Foi gerado um modelo sólido tridimensional de um segundo molar inferior, ligamento periodontal, cortical óssea e osso esponjoso. Os resultados do MEF mostraram que pinos pré-fabricados geram maior

tensão na junção amelo-cementária, enquanto os núcleos metálicos fundidos geram maior tensão na interface com a dentina. E o aumento no módulo de elasticidade do material da coroa também aumenta a concentração de tensão, especialmente na junção amelo-cementária.

2.2. Sistemas Cerâmicos

As coroas totais representam a maior parte dos tratamentos protéticos (Carlsson and Omar 2006, Denry and Kelly 2008), talvez porque este fato esteja atrelado aos avanços científico e técnico proporcionados pelos implantes dentários, especialmente nos últimos anos. De acordo com um estudo conduzido pela Associação Dentária Americana, mais de 45 milhões de coroas foram cimentadas nos Estados Unidos da América em consultórios particulares no ano de 1999, sendo que destas 37 milhões eram coroas totalmente cerâmicas. Com isto, fica claro que o mercado passou a consumir, por vezes exigir, uma Odontologia considerada “mais estética”, impulsionando o desenvolvimento dos sistemas totalmente cerâmicos. Vale dizer que isto pode estar associado à possibilidade de um resultado estético aquém do ideal proporcionado pelo sistema metalocerâmico (Pjetursson 2007). Como todo produto, estes sistemas vêm sofrendo constante aperfeiçoamento para suportar este abundante, se não alucinante, mercado, o qual aparentemente visa tão somente o resultado estético, sem qualquer tipo de compromisso com a longevidade final da restauração instalada.

Nas últimas três décadas, há uma tendência de troca das restaurações metálicas por restaurações estéticas em toda a prática clínica. Vários sistemas cerâmicos têm sido desenvolvidos para corroborarem com a alta demanda de pacientes e dentistas pela busca de estética, biocompatibilidade, e longevidade das restaurações (Denry and Holloway 2010). Para otimizar a forma e a estética, os silicatos e as cerâmicas de vidro tem sido usadas como cerâmica de cobertura de copings metálicos ou cerâmicos. Em uma aplicação monolítica, podem ser fabricadas pequenas restaurações como inlays, onlays, laminados. As cerâmicas de alta resistência, como as cerâmicas de óxido de alumina e zircônia, foram desenvolvidas como cerâmicas de base para coroas e próteses fixas (Conrad, Seong et al. 2007). Recentemente, as restaurações com infraestrutura de zircônia estão sendo mais empregadas para a confecção de restaurações unitárias e reabilitações extensas, em particular, em pacientes parafuncionais (Guess, Schulteis et al. 2011).

Devido ao avanço das tecnologias em CAD (computer aided design) e CAM (computer aided manufacturing), os sistemas cerâmicos de alta resistência vem tornando-se cada vez mais populares. A zircônia, especificamente Y-TZP (yttria-containing tetragonal zircônia polycrystal), com propriedades mecânicas satisfatórias, tem tido suas aplicações clínicas ampliadas de coroas unitárias e pequenas pontes para pontes mais extensas, abutments de implantes e estruturas mais complexas de implantes para próteses fixas e removíveis (Manicone, Rossi Iommetti et al. 2007, Larsson, Vult von Steyern et al. 2010).

2.2.1. *Cerâmicas de vidro reforçadas*

O interesse por materiais restauradores biocompatíveis e não metálicos aumentou após a introdução das coroas de cerâmica feldspática em 1903 por Land (Denry and Holloway 2010). Em 1965, McLean (McLean and Hughes 1965) foi o pioneiro no conceito de que a incorporação de óxido de alumínio nas cerâmicas feldspáticas levariam a uma melhora nas propriedades mecânicas. Entretanto, as falhas clínicas destes materiais, como fragilidade, propagação de trincas, baixa resistência à tração e ao desgaste e a adaptação marginal levaram ao seu desuso (Guess, Schulteis et al. 2011).

O aumento da resistência nas cerâmicas de vidro pode ser alcançado pela adição de um preenchimento adequado, disperso uniformemente, em todo o vidro, técnica conhecida como dispersão de força. A leucita é usada como um reforço cristalino na concentração de 35 a 45vol% (Denry, 1995). No início dos anos 90, foi introduzida a técnica da cera perdida como um processo inovador para as restaurações cerâmicas. Existem várias marcas de cerâmicas de vidro reforçadas por leucita: VITA VMK68 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), Finesse All-Ceramic (Dentsply, York, PA, USA), Optec OPC (Jeneric, Wallingford, CT, USA) e IPS-Empress (Ivoclar Vivadent. Schaan, Principality of Liechtensein). O processo de confecção do empress é realizado à 1080°C em um forno especial, controlado automaticamente. Os cristais de leucita são formados através de um processo controlado de cristalização da superfície de um sistema de vidro $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-K}_2\text{O}$. Forças tangenciais de compressão ocorrem ao redor dos cristais sobre refrigeração, pois há uma diferença no coeficiente de

expansão térmica entre os cristais de leucita e a matriz vítrea. Essa tensão contribui para deflexão da trinca e melhora a performance mecânica (Guazzato, Albakry et al. 2004). O IPS-Empress apresenta um resistência à tensão de 120 a 180 MPa e um coeficiente de expansão térmica(CTE) de 15 a $18,5 \times 10^{-6} \text{K}^{-1} \text{m/m}$ (Dong, Luthy et al. 1992), sendo adequado para fabricação de inlays, onlays, veneers e coroas. Há relatos na literatura que evidenciam uma alta taxa de sucesso clínico, quando o sistema IPS-Empress é empregado na confecção de inlays e onlays (90% após 8 anos)(Kramer, Taschner et al. 2008), facetas (94,4% após 12 anos)(Fradeani, M. et al. 2005) e coroas(95,2% após 11 anos)(Fradeani and Redemagni 2002).

As cerâmicas de vidro de leucita podem ser processadas em vários sistemas CAD/CAM. Recentemente, foram desenvolvidos blocos com varias cores para reproduzir as transições e sombras, assim como os diferentes níveis de translucidez do dente (Holand, Schweiger et al. 2008). O uso de cerâmicas de vidro reforçadas por leucita diminuiu significativamente devido à introdução da cerâmica de vidro reforçada por dissilicato de lítio, que apresenta melhores propriedades estéticas e mecânicas (Guess, Schulteis et al. 2011).

2.2.2. Cerâmicas de Dissilicato de Lítio

Encontra-se uma alta resistência de 350 MPa nas cerâmicas de vidro $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2\text{-K}_2\text{O-ZnO-P}_2\text{O}_5\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-La}_2\text{O}_3$ obtidas pela precipitação de cristais de

dissilicato de lítio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), no qual a quantidade de cristais de até 70Vol% é consideravelmente maior que os materiais de leucita (Guazzato, Albakry et al. 2004).

Estudos de difração de raio-x de alta temperatura revelaram que tanto o metasilicato de lítio (Li_2SiO_3) quanto o dióxido de silício (SiO_2) são formados durante o processo de cristalização antes do aparecimento dos cristais de dissilicato de lítio ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) (Höland, Apel et al. 2006). A microestrutura final consiste em um embricamento de cristais de dissilicato de lítio com $5\mu\text{m}$ de comprimento e $0.8\mu\text{m}$ de diâmetro. A incompatibilidade da expansão térmica entre os cristais de dissilicato de lítio e a matriz vítrea causa uma tensão de compressão tangencial em torno dos cristais, sendo, potencialmente, responsável pelo desvio da trinca e aumento da resistência. O alinhamento dos cristais, após o processo de queima das cerâmicas vítreas de dissilicato de lítio, ocasiona a multiplicação das deflexões das trincas. A cerâmica de dissilicato de lítio passou a ser utilizada na odontologia em 1998 e recebeu o nome comercial de IPS-Empress 2 (Ivoclar Vivadent). Essa cerâmica é trabalhada da mesma forma que a cerâmica de leucita, mas em uma temperatura menor de 920°C com um CET de $10,5 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}\text{m/m}$ (Höland, Schweiger et al. 2008).

Foram observadas, em estudos à longo prazo, altas taxas de sucesso clínico em coroas anteriores e posteriores de IPS-Empress 2 (95,5% após 10 anos) (Valenti and Valenti 2009).

Uma nova cerâmica vítrea de dissilicato de lítio (IPS e-max Press. Ivoclar Vivadent) tem sido desenvolvida no sistema de $\text{SiO}_2\text{-LiO}_2\text{-K}_2\text{O-ZnO-P}_2\text{O}_5\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-ZrO}_2$ com melhorias nas propriedades físicas (resistência a tensão –

440 MPa) e na translucidez através de diferentes processos de queima. Essa nova cerâmica pode ser utilizada em aplicação monolítica para inlays, onlays e coroas posteriores e como base para coroas, sendo indicada as cerâmicas vítreas de apatita para recobrimento(Guess, Schulteis et al. 2011).

Dados clínicos mostraram uma taxa de sucesso do IPS e-max Press em onlays (100% após 3 anos)(Guess, Strub et al. 2009), e também em coroas (96,9% após 3 anos)(Etman and Woolford 2010).

2.2.3. Zircônia

Apesar das cerâmicas mais resistentes na odontologia incluírem a zircônia e a alumina, a zircônia é superior em suas propriedades mecânicas se comparada com a alumina e possui aspectos controversos em sua performance clínica(Guess, Schulteis et al. 2011).

A cerâmica de zircônia tem despertado o interesse da área da saúde sendo descrita pela primeira vez na medicina nos anos 60; vinte anos depois, Christel, Meunier et al. (1988) estudaram seu uso na cirurgia ortopédica(Chevalier 2006). No início dos anos 90, a zircônia foi introduzida na odontologia (Denry and Kelly 2008) e, recentemente, o número de publicações científicas a respeito desse material cresceu substancialmente na literatura (Guess, Schulteis et al. 2011).

A zircônia é caracterizada por ser densa, de homogeneidade monocristalina, de baixa condutividade térmica, baixo potencial de

corrosão e boa radiopacidade (Manicone, Rossi Iommetti et al. 2007). Há relatos na literatura que demonstram que a zircônia possui alta biocompatibilidade, baixa adesão bacteriana em sua superfície e boas propriedades óticas (Guess, Schulteis et al. 2011). A zircônia na forma pura é um polimorfo que possui três fases termo-dependentes: monoclinica (temperatura ambiente - 1170°C), tetragonal (1170°C – 2370°C), e a cúbica (2370°C ao ponto de fusão)(Denry and Kelly 2008). Com a adição de óxidos estabilizadores como a magnésia, ceria, ítrio e cálcio para zircônia, a fase tetragonal é mantida na condição meta-estável na temperatura ambiente, evitando que ocorra o fenômeno chamado transformação de endurecimento. Em resposta ao estímulo mecânico, a zircônia tetragonal cristalina parcialmente estabilizada transforma-se em uma fase monoclinica mais estável, com um aumento de aproximadamente 4%. Este aumento no volume neutraliza a propagação de trinca pela compressão na ponta da trinca. A zircônia, quando comparada a cerâmica tipo alumina é duas vezes mais resistente à tensão (900-1200 MPa) além de ser descrito na literatura sua alta resistência à fratura (9-10 MPa.m^{1/2}) (Christel, Meunier et al. 1989, Piconi and Maccauro 1999).

A literatura, a respeito do desempenho ao longo prazo dos sistemas cerâmicos à base de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP), tem levado pesquisadores e laboratórios de pesquisa a investigar soluções para que esta se torne uma opção mais previsível sob o ponto de vista mecânico e, conseqüentemente, sob a ótica clínica. Infelizmente, dados da performance clínica (considerando acompanhamentos de longo prazo) para coroas e prótese parcial fixa (PPF) à base de Y-TZP ainda não estão disponíveis. Contudo, o que se observa é uma elevada estabilidade da

infraestrutura (IE) de Y-TZP tanto em estudos *in vitro* (Kim, Kim et al. 2008, Coelho, Bonfante et al. 2009, Coelho, Silva et al. 2009, Bonfante, Sailer et al. 2010, Silva, Thompson et al. 2011), quanto em pesquisas clínicas com tempo de avaliação consideravelmente escasso (Sailer, Feher et al. 2006, Edelhoff, Beuer et al. 2008, Sailer, Gottner et al. 2009). Adicionalmente, fraturas de IE à base de Y-TZP em PPF de 3 elementos ou em coroas podem ser consideradas como episódios raros (Vult von Steyern and al 2005, Sailer, Feher et al. 2006, Sailer, Gottner et al. 2009, Schmitt, Goellner et al. 2012, Sorrentino, De Simone et al. 2012). Apesar destes promissores dados em relação à resistência da IE, as fraturas envolvendo a porcelana de cobertura têm sido frequentemente descritas como o modo de falha mais comum neste sistema. Estas falhas apresentam taxas que variam de 6% a 15% em estudos de 24 a 38 meses (Vult von Steyern and al 2005, Sailer, Feher et al. 2006), os quais avaliaram prótese parcial fixa (PPF). Somente um único estudo avaliou PPF implanto suportada e revelou índices de fratura da porcelana de cobertura na ordem de 53% após 12 meses (Larsson, von Steyern et al. 2006). Tendo em vista estes resultados negativos em relação às taxas de fratura da porcelana de cobertura, muitas tentativas têm sido propostas para otimizar a performance deste sistema totalmente cerâmico, dentre outras, destacam-se as modificações tanto na configuração do desenho da IE (Bonfante, Rafferty et al. 2010, Lorenzoni, Martins et al. 2010, Silva, Thompson et al. 2011) quanto no tempo de resfriamento (Tholey, Swain et al. 2011).

Como resultado desta literatura controversa em relação à performance não somente relacionada às coroas à base de Y-TZP, mas também a outros

sistemas como os à base de leucita, alumina, dissilicato de lítio, estudos têm sido realizados para desenvolver mecanismos de pesquisa que possibilitem antecipar em laboratório o desempenho clínico do material. A partir disto, compreender os mecanismos de fratura e de confiabilidade envolvidos nas cerâmicas odontológicas tornou-se importante na tentativa de prever o comportamento a longo prazo destes sistemas totalmente cerâmicos. Desta forma, uma série de estudos *in vitro* têm revelado o complexo mecanismo da falha (início e propagação de trincas) por meio do emprego tanto de espécimes com formas não dentárias (conhecidos como flat-layers)(Kim, Kim et al. 2008) como em coroas de pré-molares ou molares(Coelho, Bonfante et al. 2009, Coelho, Silva et al. 2009, Bonfante, Sailer et al. 2010, Lorenzoni, Martins et al. 2010, Silva, Thompson et al. 2011). Sob a ótica dos testes laboratoriais, vários fatores estão envolvidos para testar estes materiais em condições que simulem as características clínicas. Assim, os testes de ciclagem com contato deslizante em água têm conseguido reproduzir as condições clínicas que simulam a biomecânica do contato oclusal(Coelho, Bonfante et al. 2009, Coelho, Silva et al. 2009, Bonfante, Sailer et al. 2010, Silva, Thompson et al. 2011). Esta metodologia quando aplicada em coroas cerâmicas produzem fraturas que são clinicamente relevantes, o que sugere a eficiência e confiabilidade deste método (Coelho, Silva et al. 2009, Silva, Thompson et al. 2011).

Quando indicamos coroas isoladas, as propriedades mecânicas (como módulo de elasticidade, resistência a flexão e tenacidade a fratura), adaptação marginal, e estética são fatores determinantes na escolha do sistema(Beschnidt and Strub 1999), mas o aspecto funcional deve ser

considerado primeiro. Entretanto, a incorporação de um metal na subestrutura contribui para uma melhor resistência à fratura das coroas cerâmicas (Gardner, TillmanMcCombs et al. 1997, Rammelsberg, Eickemeyer et al. 2000).

As restaurações metal-free reforçadas têm se tornado mais populares pois oferecem mais estética às coroas(Gardner, TillmanMcCombs et al. 1997). O aumento no uso de coroas metal-free levou a um aumento no número de restaurações fraturadas, apesar dos reforços com leucita e dissilicato de lítio (Drummond, King et al. 2000).

A estética das restaurações cerâmicas é o resultado da melhora da transmissão de luz através das restaurações se comparado com as coroas metalocerâmicas (Anusavice, 1997; Burke, 1996). A resistência à fratura dos sistemas cerâmicos aumentou com a substituição dos reforços de metal por adição de componentes químicos como óxido de alumínio, dissilicato de lítio e leucita (Drummond, King et al. 2000). Para coroas de resina, a melhora foi devido ao alto teor de carga e a inclusão de monômeros multifuncionais, que aumentaram a ligação entre as cadeias poliméricas. Sua resistência à fratura superou as forças oclusais normais(Ku, Park et al. 2002), e o MEF mostrou uma distribuição de tensão similar tanto para coroas cerâmicas como para coroas em resina (Nakamura, Imanishi et al. 2001). As cerâmicas feldspáticas apresentam-se como as menos resistentes à fratura entre os sistemas cerâmicos. A incorporação de leucita e dissilicato de lítio melhorou a resistência à fratura mas esta melhora na cerâmica de dissilicato de lítio deve-se ao tamanho e distribuição da partícula e não necessariamente à mudança de sua composição (Drummond, King et al. 2000). Considerando que

qualquer restauração apresenta o risco de fratura, é importante assegurar que as coroas cerâmicas possuem resistência suficiente para suportar as forças oclusais, e em caso de fratura, não comprometam a estrutura dentária. Estudos clínicos apresentam valores para forças oclusais normais, entretanto, a diferença na composição dos materiais aliada a imprevisibilidade, torna-se difícil estabelecer as forças que atuam sobre uma restauração cerâmica. A resistência dos materiais restauradores, representada pela resistência à fratura, é usualmente determinada por testes laboratoriais, mas sua validade clínica é questionada (Scherrer, Kelly et al. 1999). A falha pode ser atribuída à deficiência no desenho, deficiência no material (no processo de fabricação), ou às condições de stress *in situ* (Scherrer, Quinn et al. 2008).

2.2.4. *Lava Ultimate*

A Lava Ultimate é um material restaurador definido como uma resina de nano-cerâmica (Lava™ final, a 3M ESPE, www.3mespe.com) que contém, em peso, 80% de cerâmica e 20% de resina composta (ESPE, Fasbinder, Dennison et al. 2001).

Resina de nano-cerâmica (RNC) não é nem uma resina, nem um sistema cerâmico, ou uma cerâmica pura, mas uma combinação de todos os três. Embora consistindo principalmente de cerâmica, a natureza não-frágil e resistente a fratura do material resulta da adição de mono-disperso, não-agregadas, não aglomerada, e sintetizado de sílica de 20 nm de diâmetro e de zircônia de 4 nm a 11 nm diâmetro, produzindo partículas nanocluster

de zircônia-silica. A integridade estrutural das partículas nanocluster permite a incorporação de uma proporção elevada de material de enchimento de cerâmica (ESPE , Fasbinder, Dennison et al. 2001).

As nanopartículas, após aplicação de um agente de silanização, estabelecem uma união tanto com a superfície da nano-cerâmica, quanto com a matriz resinosa. Quando as partículas nanométricas são combinadas com nanocluster de carga, o espaçamento intersticial das partículas de enchimento é reduzido, proporcionando um conteúdo de nano-cerâmica, que em peso, é cerca de 80%. Isto produz uma matriz reforçada que é mais forte, mais dura e mais resistente ao desgaste que a resina (ESPE , Fasbinder, Dennison et al. 2001).

A resina de nano-cerâmica é obtida com o emprego da nanotecnologia, associada à técnica convencional de fabricação das resinas compostas e a um processo especializado de fabricação, pautado pelo controle permanente da temperatura. Isto elimina a necessidade de queima do material após a fresagem. No entanto, o processo controlado garante um material altamente estético incomparável à porcelana feldspática ou outras cerâmicas. Devido à incorporação de nanopartículas, a resina de nano-cerâmica apresenta uma maior resistência ao desgaste, e propriedades ópticas, de retenção, e estética compatíveis às cerâmicas de vidro (ESPE , Fasbinder, Dennison et al. 2001).

A nova resina nano-cerâmica (Lava™ Ultimate) é projetada para fresagem ou trituração em um laboratório de prótese dentária e é indicada para inlays, onlays, facetas e coroas totais. Devido ao material de resina nano-cerâmica demonstrar um módulo de elasticidade semelhante à dentina, as forças mastigatórias são absorvidas reduzindo a tensão do material

restaurador. Além disso, a resistência à flexão de 200 MPa proporciona excelente resiliência. Estas características combinadas diminuem a possibilidade de fratura ou trincas, tornando o material uma opção ideal para coroa implanto- suportadas (ESPE , Fasbinder, Dennison et al. 2001).

As resinas de nano-cerâmicas, quando comparadas às cerâmicas do sistema CAD / CAM, apresentam uma maior facilidade de acabamento e polimento. As paredes do preparo devem ter a angulação de 5 ° a 6 ° de inclinação, com bordas arredondadas e uma margem em ombro. As restaurações de resinas nano-cerâmicas requerem uma cimentação com cimento resinoso (ESPE , Fasbinder, Dennison et al. 2001).

Os avanços tecnológicos contribuíram para o desenvolvimento e melhoria das propriedades das cerâmicas odontológicas, permitindo que as mesmas passassem a ser utilizadas em restaurações indiretas em dentes anteriores e posteriores (Denry and Holloway 2010). A resina nano-cerâmica, também fruto do referido avanço tecnológico na área odontológica, é uma nova alternativa disponível aos cirurgiões-dentistas e aos seus pacientes.

MIHALI, BORTUN et al. (2013) avaliaram a influência do novo material restaurador (Lava Ultimate CAD/CAM) na reabsorção óssea em implantes e seu comportamento quanto ao desgaste oclusal. Foram realizados dois implantes em cada hemi-arco da mandíbula de 12 pacientes. Após três meses, foram realizadas as restaurações protéticas sobre os implantes. As restaurações foram cimentadas com cimento provisório. A perda óssea foi avaliada com auxílio de radiografia após três meses, comparada com a radiografia inicial. O desgaste oclusal foi avaliado após remoção das restaurações, que foram submetidas ao software Lava Design 7.2 para

reavaliação. Os resultados demonstraram que a perda óssea foi mínima e o desgaste oclusal irrisório.

2.3 Cimentos

O cimento dentário utilizado para cimentar restaurações indiretas em dentes previamente preparados é chamado de agente de cimentação. Os agentes de cimentação podem ser definitivos ou provisórios, dependendo de suas propriedades físicas e do planejamento da longevidade da restauração. Desde o início desse século, percebe-se um aumento substancial na utilização de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina composta e cimentos resinosos, face à facilidade de manipulação, por oferecerem razoável retenção e pela baixa sensibilidade pós-operatória apresentada por ambos (Hill and Lott 2007). Mas, segundo a literatura, “não há nenhum produto que satisfaça todos os requisitos de um agente de cimentação ideal, levando em conta os cuidados com o paciente, a melhor escolha nem sempre é fácil” (Rosenstiel, Land et al. 1998).

De forma geral, o agente cimentante tem que promover uma retenção micromecânica satisfatória, que contribua para a manutenção da restauração em posição adequada por um período de tempo indefinido, além de preencher corretamente a interface dente/restauração. Os requisitos mecânicos, biológicos e de manipulação ideais para um cimento odontológico são:

- não causar injúria pulpar ou reações teciduais adversas;
- apresentar um tempo de trabalho satisfatório para realização do procedimento de cimentação;
- possuir escoamento satisfatório que permita o correto assentamento da restauração ao preparo cavitário;
- possuir um tempo de presa satisfatório com conseqüente formação de uma massa consistente o suficiente para suportar os esforços mastigatórios;
- não deve dissolver-se na presença dos fluídos bucais, além de manter a restauração selada e intacta (Anusavice 2005).

A maioria dos materiais de cimentação satisfaz, de certa forma, alguns dos requisitos citados anteriormente, e por isso têm sido utilizados com satisfatório sucesso clínico (Hill and Lott 2007). Segundo Rosenstiel, Land et al. (1998), o agente cimentante ideal tem que ser biocompatível, prevenir a formação de placa e cárie, resistente a microtrincas, ser forte o bastante para resistir às forças mastigatórias por toda a vida da restauração, ter baixa solubilidade em água e baixa sorpção de água, ser adesivo, radiopaco, de fácil manipulação, baixo custo e possuir baixa viscosidade.

De acordo com Craig (2002) todo e qualquer material odontológico possui propriedades físicas próprias. Para que tais propriedades sejam mantidas e obtidas satisfatoriamente devemos sempre manipular de forma correta os materiais odontológicos, respeitando as prescrições dos fabricantes dos mesmos.

A maioria dos cimentos odontológicos, empregados nos procedimentos de cimentação, são obtidos a partir de uma reação ácido-base estes materiais são classificados como cimentos AB (ácido-base), diferentemente dos cimentos obtidos após a polimerização de macromoléculas (Hill and Lott 2007).

Os cimentos odontológicos podem ser classificados de várias formas. Craig (2002) seguiu o método tradicional de classificação dos cimentos segundo os componentes principais: cimento fosfato de zinco, cimento de silicato, óxido de zinco-eugenol, cimento de policarboxilato de zinco, cimento de ionômero de vidro, cimento resinoso. Entretanto O'Brien (2002) classificou os cimentos dentários de acordo com a matriz (fosfato, fenolato, policarboxilato, resina e ionômero de vidro modificado por resina). Donovan and Cho (1999) simplesmente dividiram os cimentos em: convencionais (fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, cimento de ionômero de vidro) e contemporâneos (resina composta modificada por ionômero de vidro, cimentos resinosos, baseado no conhecimento e na experiência de uso destes materiais.

2.3.1 Cimentos Convencionais

2.3.1.1 Cimento Fosfato de zinco

O cimento fosfato de zinco é o mais antigo agente cimentante, introduzido no século XVIII, e tem sido usado com grande sucesso para cimentação de restaurações metálicas, metalo-cerâmicas e cerâmicas puras; sendo

comumente utilizado, nas pesquisas odontológicas, como agente de cimentação padrão para comparação com outros cimentos odontológicos. O cimento fosfato de zinco é um clássico cimento AB, composto por um sistema pó/líquido – sendo que o pó possui, aproximadamente, 90% de óxido de zinco (ZnO) e o líquido, aproximadamente, 67% de ácido fosfórico tamponado (Hill and Lott 2007).

O cimento fosfato de zinco atinge o máximo de suas propriedades físicas após 24 horas de sua manipulação, apresentando resistência à compressão satisfatória e baixa resistência à tração, quando comparado aos outros cimentos odontológicos. O cimento em si é frágil e com alto módulo de elasticidade. A princípio, possui alta solubilidade, porém a mesma diminui consideravelmente a medida que o cimento toma presa. Ressalta-se, entretanto, que em meio ácido, a solubilidade do cimento fosfato de zinco pode ser significativa. Sua exposição deve ser mínima aos fluidos bucais e seu uso deve ser cauteloso em pacientes com uma dieta muito ácida, ou que tenha problemas de refluxo. O seu custo é o mais baixo de todos os agentes cimentantes (Hill and Lott 2007).

O pH do fosfato de zinco é muito baixo (<4) na primeira hora após sua manipulação, mas transcorridas 48 horas apresenta um pH neutro. Seu uso não é recomendado em dentes vitais com preparos profundos devido ao seu pH baixo e a pressão hidráulica de assentamento. Alguns autores recomendam a utilização de um verniz cavitário ou água de hidróxido de cálcio sobre o preparo antes da cimentação, se houver menos de 1mm de dentina remanescente entre a polpa e o cimento (Craig 2002). Não é recomendado o uso de um selante resinoso, pois reduzem

consideravelmente a retenção (Hill and Lott 2007). Devido a sua resistência inicial, suas propriedades físicas, baixo custo, e técnica fácil, o cimento fosfato de zinco continua sendo uma boa escolha para cimentação de restaurações metálicas, metalo-cerâmicas e núcleos metálicos fundidos (Donovan and Cho 1999).

2.3.1.2. Cimento de Ionômero de Vidro

O cimento de ionômero de vidro, introduzido em 1969 por Wilson e Kent, era conhecido como ASPA (alumínio-silicato poliacrilato) por causa de seus ingredientes básicos. Ele foi desenvolvido no intuito de obter um agente cimentante com as propriedades de translucidez e liberação de flúor referentes ao cimento de silicato e a propriedade de adesão aos tecidos dentais do cimento de poliacrilato (Wilson and Nicholson 1993).

No pó do cimento ionômero de vidro estão presentes: a sílica (SiO_2), a alumina (Al_2O_3) e o fluoreto de cálcio (CaF_2), alguns cimentos ionoméricos possuem, ainda como constituintes do pó, cálcio, estrôncio ou lantânio e o flúor. O líquido é uma solução aquosa de ácidos poliacrílicos com a inclusão de aceleradores de presa (ácido tartárico). A manipulação do cimento de ionômero de vidro deve ser de acordo com as especificações de seu fabricante, pois a alta relação pó/líquido reduz o tempo de trabalho e de presa, aumenta a viscosidade e diminui a adesividade; já uma baixa relação pó/líquido diminui significativamente as propriedades físicas do cimento, além de aumentar a fluidez, aumentar a solubilidade e baixar a resistência à abrasão. Há fabricantes que oferecem o cimento

encapsulado, que são aglutinados em amalgamadores (Hill and Lott 2007). Prentice, Tyas et al. (2005) preconizam que o tempo ideal de mistura é de 10 segundos com 3000 ciclos/min.; um ciclo de mistura maior ou menor pode alterar o tempo de trabalho e as propriedades físicas do material.

O tempo de trabalho do cimento de ionômero de vidro é menor do que aquele apresentado pelos cimentos fosfato de zinco e policarboxilato (~2-3 ½ min). O material deve fluir facilmente para permitir um completo escoamento sem a formação de bolhas e possuir uma superfície brilhante após a sua aglutinação, sendo inserido na cavidade a ser restaurada (Mount 2002).

O balanço hídrico é muito importante no local da cimentação, pois o cimento contém e libera água durante a sua reação de presa. Assim como qualquer cimento do tipo AB, deve-se evitar o contato com a saliva por alguns minutos para prevenir a erosão do material devido a solubilização do mesmo. Wilson and Nicholson (1993) preconizam o uso de um verniz como proteção temporária após a remoção de excessos, pois alguns íons continuam ainda solúveis durante a formação da matriz. Curtis, Richards et al. (1993) observaram que ao deixar excesso de cimento ionômero de vidro, durante a cimentação, por 10 minutos previne qualquer tipo de erosão em um campo úmido; ao contrário de deixar o cimento exposto em meio seco, que pode levar a desidratação e a ocorrência de microtrincas. A simples aplicação de vaselina na margem do cimento após remoção do excesso é suficiente para a manutenção do balanço hídrico (Hill and Lott 2007). Mount (2002) discute este dilema e comenta que os cimentos de ionômeros de vidro mais modernos apresentam uma reação

de presa mais rápida e possuem uma resistência maior à umidade no intervalo de 5 minutos, não sendo necessário o uso de vernizes à prova d'água ou selantes resinosos para cobrir o cimento exposto, como recomendado anteriormente. A desidratação continua sendo um problema, não sendo recomendado o isolamento do meio bucal por mais de 10 minutos.

É ideal que os pacientes limitem o stress funcional sobre estas restaurações por alguns dias para permitir que o cimento adquira suas propriedades físicas completamente (Rosenstiel, Land et al. 1998). O módulo de elasticidade do cimento de ionômero de vidro é menor que do fosfato de zinco, o que faz com que ele deva ser utilizado com mais cautela em áreas de maior esforço mastigatório (Diaz-Arnold, Vargas et al. 1999). Os fatores que levam o cimento ionômero de vidro ser um dos mais populares agentes cimentantes definitivos são: sua adesividade a estrutura dentaria através da quelação de íons cálcio e fosfato na dentina e esmalte, sua translucidez, e seu poder cariostático através da liberação lenta e prolongada de flúor (Diaz-Arnold, Vargas et al. 1999, Mount 2002). A liberação do flúor é pH dependente, sendo maior em valores de menor pH. A escolha desse material odontológico como agente cimentante pode ser importante em casos de pacientes com alto índice de cárie (Gandolfi, Chersoni et al. 2006).

2.3.2 *Cimentos Resinosos*

Atualmente, o cimento resinoso vem sendo cada vez mais utilizado para a cimentação de restaurações unitárias indiretas e de próteses fixas, sendo

um dos principais motivos, as propriedades mecânicas associadas à adesividade, levando a fixação da restauração não somente por embricamento micro-mecânico, mas também pelo fenômeno da adesão. Os cimentos resinosos apresentam menor solubilidade (Anusavice 2005), menor microinfiltração, superioridade em estética e maiores valores em resistência à flexão, tensão diametral, resiliência e resistência à compressão em relação aos outros cimentos convencionais utilizados na odontologia como o cimento fosfato de zinco, cimento ionômero de vidro e cimento ionomérico modificado por resina (Li and White 1999). As principais limitações apresentadas pelo cimento adesivo são: viscosidade excessiva influenciando no aumento da linha de cimentação, sensibilidade da técnica de cimentação em relação ao isolamento do campo operatório, controle da umidade e o tratamento de superfície dos substratos a serem cimentados (Li and White 1999, Caughman, Chan et al. 2001, Braga, Cesar et al. 2002)

Os cimentos resinosos podem ser divididos em três grupos de acordo com o método de ativação: autoativados, fotoativados e cimentos resinosos de dupla ativação ou duais, que envolvem a ativação química e física (Caughman, Chan et al. 2001, Braga, Cesar et al. 2002).

Os cimentos autoativados têm como desvantagem o tempo de trabalho limitado pela presa inicial e ao mesmo tempo prolongado pela presa final; entretanto são os mais indicados para cimentação de pinos, coroas e próteses opacas. Os cimentos fotoativados são de fácil manuseio e usados para cimentação de facetas e inlays em cerâmica ou em cerômero, porém, o aumento da espessura das restaurações diminui o grau de conversão

monomérica na porção mais interna do preparo devido à dificuldade de penetração da luz (El-Badrawy, El-Mowafy et al. 1995). Os cimentos resinosos que, atualmente, preenchem a maioria das indicações clínicas são os cimentos resinosos duais, pois a ação dos dois sistemas de ativação aumenta o grau de conversão dos monômeros em polímeros e melhora as propriedades físicas do cimento. Além disso, estão particularmente indicados para situações em que o acesso de luz para a fotoativação esteja dificultado (Braga, Cesar et al. 2002). Tais situações são bastante comuns em procedimentos de cimentação de restaurações cerâmicas e de cerômeros, cuja espessura e coloração são suficientes para dificultar a transmissão de luz necessária para a fotoativação do cimento resinoso, principalmente na base da cavidade (Harashima, Nomata et al. 1991).

Mas o uso indevido de cimentos resinosos vem se tornando uma constante: correções de adaptações imperfeitas, espessuras de restauração maiores que o recomendável, formas expulsivas de preparos dentários têm sido reparadas de forma questionável. Portanto, a indicação de qualquer cimento deveria ser realizada de acordo com cada caso específico deparado pelo clínico. A específica seleção do cimento resinoso é baseada, primariamente, no modo em que se é exigido no ato da cimentação, pois nem todos os cimentos polimerizam adequadamente em qualquer situação clínica (Caughman, Chan et al. 2001).

Segundo Braga, Cesar et al. (2002) as propriedades mecânicas do material resinoso estão diretamente relacionadas ao grau de conversão. A literatura avalia a conversão monomérica dos compósitos analisando propriedades mecânicas mensuráveis ou através de aparelhos, como o

espectroscópio infravermelho. Quando um material resinoso sofre uma alteração do seu estado físico através de uma polimerização, há uma grande formação de cadeias poliméricas em sua estrutura onde a conversão monomérica, por maior que seja, nunca é totalmente completa. Este fato resulta não somente em monômeros, mas também em ligações duplas de carbono remanescentes (Asmussen and Peutzfeldt 2001). A quantidade de monômero residual depende da composição da mistura monomérica, do tipo de sistema iniciador e do tempo de fotoativação (Asmussen and Peutzfeldt 2001). Transportando estes conceitos químicos da polimerização para a realidade clínica, percebe-se que a indicação de um cimento, que possua em seu sistema de presa o fenômeno da fotoativação, tem a necessidade de maior atenção para que não haja alterações em suas propriedades mecânicas.

2.4. Espessura da película de cimento

A importância da espessura da película do cimento resinoso baseia-se, atualmente, no fato de que a maioria dos materiais cerâmicos tem um espaço interno considerável. O efeito da espessura do cimento resinoso na resistência à fratura de restaurações de cerâmica não é completamente estabelecido ainda, mas alguns estudos têm encontrado alguma correlação entre esses fatores. Scherrer, Rijk et al. (1994) relataram que quando o cimento resinoso apresenta uma espessura igual ou maior a 300 μm , há uma diminuição gradual da resistência à fratura demonstrando que a espessura combinada de cerâmica com uma espessura mínima do composto de cimentação fornece à restauração uma

configuração favorável no que diz respeito à prevenção de possíveis trincas (Magne, Kwon et al. 1999).

Molin, Karlsson et al. (1996) avaliaram a influência da espessura da película de cimento na força de adesão na interface cerâmica/dentina. Segundo Molin, Karlsson et al. (1996) películas de 20 μm de espessura apresentaram uma menor força de adesão quando comparadas com películas de maior espessura.

De Jager, Pallav et al. (2004) mostraram em seu estudo que o módulo de elasticidade aparente em camada de cimento com 0.5mm de espessura era 20% maior que o módulo de elasticidade em uma camada de 6.0mm, que foi comprovado pelos resultados da análise do método do elemento finito.

Prakki, Cilli et al. (2007) observaram que a resistência à fratura das cerâmicas vítreas cimentadas com fosfato de zinco não dependia da espessura da película do cimento. Quando utilizaram o cimento resinoso, houve uma diminuição, gradual, da resistência à fratura a medida que a espessura da película foi aumentando.

Proos, Swain et al. (2003) relataram que houve um aumento de estresse de apenas 2% quando a espessura do cimento variou de 100 μm a 50 μm , e concluíram que nem o módulo elástico nem a espessura do cimento desempenham um papel importante quando houve uma transferência de tensão entre a cerâmica e a dentina.

De acordo com Silva, Coelho et al. (2008) o vidro-cerâmica com espessas camadas de cimento apresentam, significativamente, menor confiabilidade após o envelhecimento por água. Supõe-se que é

necessária uma combinação de uma fina espessura de cimento e uma ligação adequada à estrutura cerâmica para que o suporte seja melhor e conseqüentemente ocorra um aumento da resistência à fratura de coroas de cerâmica pura. Espessas camadas de cimento foram também relacionadas à diminuição da resistência de união dos sistemas cerâmicos (Cekic-Nagas, Canay et al. 2010). Relata-se ainda que o desajuste interno de restaurações indiretas poderia ser uma consequência de uma camada de cimento espessa e de seu baixo módulo de elasticidade. Esse desajuste interno pode ser estruturalmente importante para as restaurações cerâmicas. Além disso, camadas espessas de cimento poderiam produzir tensão residual na interface adesiva das coroas cerâmicas devido à polimerização (May, Kelly et al. 2012).

Assim, os clínicos são aconselhados a manter uma espessura mínima (aproximadamente 50 μm) para minimizar os efeitos da absorção de água e as suas conseqüências nas propriedades do cimento e em seu suporte para as restaurações cerâmicas (Silva, Coelho et al. 2008). Mas, segundo estudos de simulações de modelos matemáticos, a espessura ótima de cimento deve ser de aproximadamente 90 μm , para ajudar a reduzir o nível de estresse em todas as coroas, entretanto a espessura do cimento é secundária para o estresse nos copings ou cerâmicas de cobertura se comparada à influência das condições de carga e módulo elástico do cimento (Liu, Lu et al. 2011).

2.5. Resistência à flexão e módulo de elasticidade

Resistência à flexão e módulo de elasticidade são parâmetros básicos para a avaliação das características mecânicas dos materiais dentários (Fong, Dickens et al. 2005, Smisson, Diefenderfer et al. 2005). O potencial de falha das restaurações cimentadas, sob forças aplicadas, está relacionado com propriedades mecânicas de cada parte, e a resistência à flexão e módulo de elasticidade são importantes propriedades com relação a habilidade do cimento em resistir estresse sem fraturar e/ou deformar permanentemente. As propriedades de flexão dos diversos materiais são atualmente mais importantes do que resistência à tração, ao cisalhamento e a compressão porque próteses parciais fixas cimentadas com cimento resinoso estão mais sujeitas a forças de flexão do que outros tipos de estresses (Oilo and Espevik 1978). No teste de resistência à flexão desenvolvem-se tensões complexas: tração, compressão, e cisalhamento semelhantes àquelas que podem causar a fratura do corpo de uma restauração e, portanto, é a propriedade mais empregada na comparação do desempenho dos materiais restauradores estéticos. Estas podem ser as razões pelas quais as especificações da International Organization for Standardization (ISO) para materiais restauradores à base de polímeros e materiais para cimentação (ISO 4049), uma vez que são avaliados apenas por teste de resistência à flexão.

Outra propriedade bastante empregada é o módulo de elasticidade que está vinculado à rigidez do material. O módulo de elasticidade pode ser calculado através de qualquer ensaio de resistência, como à flexão. Uma

resina composta com baixo módulo de elasticidade pode ser fraturar ou se deformar frente às tensões mastigatórias. Por outro lado, materiais com rigidez excessiva absorvem muito pouco as tensões provenientes das cargas mastigatórias e têm o inconveniente de transferir quase que totalmente as tensões desse impacto à interface de união e às estruturas duras do dente (Peutzfeldt 2001).

Li and White (1999) avaliaram algumas propriedades mecânicas dos cimentos. O módulo elástico de oito cimentos (cimento fosfato de zinco, policarboxilato de zinco, cimento ionômero de vidro, cimento ionômero de vidro encapsulado, cimento ionômero de vidro modificado por resina, cimento resinoso e compômero) foi mensurado utilizando uma técnica não-destrutiva e avaliado por tipo de cimento e tempo de armazenagem (1 hora, 1 dia, 1 semana, 1 mês, 1 ano) pelo 2-way ANOVA ($P < 0,5$). Os resultados mostraram que o módulo elástico varia com o tempo de armazenagem, nos diferentes materiais e de maneiras diferentes. O módulo de elasticidade do cimento de policarboxilato de zinco e dos cimentos de ionômero de vidro aumentou com o passar do tempo, entretanto, os outros materiais mostraram apenas uma pequena alteração após o primeiro dia.

Hofmann, Papsthart et al. (2001) investigaram a eficiência da ativação química de agentes cimentantes de base resinosa de dupla polimerização comparando a fotoativação e a dupla ativação. A polimerização foi realizada de cinco maneiras diferentes: 1) mistura da base com o catalisador sem fotoativação (polimerização química); 2) mistura da base com o catalisador com fotoativação direta (dupla polimerização); 3)

mistura da base com o catalisador com fotoativação através de 2,5mm de cerâmica (IPS Empress, Ivoclar) (dupla polimerização através da cerâmica); 4) usando apenas a base com polimerização direta (fotoativação) 5) fotoativação através da cerâmica. Amostras de quatro compostos resinosos de dupla polimerização e um autopolimerizável, foram preparadas e submetidas à testes, após 24 horas, de resistência à flexão, módulo de elasticidade (ISO4049) e dureza Vickers. Em todos os materiais, a dupla polimerização apresentou valores mais altos que a fotoativação, mesmo quando a ativação foi realizada através da cerâmica. O processo de auto-polimerização sem a fotoativação apresentou valores correspondentes à dupla polimerização com ativação direta; resistência à flexão 68,9-85,9%, E 59,2-94,5% e dureza Vickers 86,1-101,4%. A fotoativação através da cerâmica reduziu os valores para a maioria dos materiais se comparado com a fotoativação direta. Em contra-partida, a dupla polimerização manteve a resistência à flexão para todos os materiais, o E para três materiais e a dureza para um material. As propriedades mecânicas dos cimentos resinosos auto-polimerizáveis ficou entre àquelas dos materiais de dupla polimerização.

Attar, Tam et al. (2003) tiveram como propósito do estudo comparar a resistência à flexão, o módulo elástico, radiopacidade e o pH de cinco tipos de cimento: cimento fosfato de zinco, cimento ionômero de vidro convencional e cimento ionômero de vidro modificado por resina, dois cimentos duais (fotoativado após a mistura e sem ativação) e um cimento autopolimerizável. A preparação das amostras e os testes foram conduzidos por uma única pessoa para maximizar a padronização. A resistência a flexão (MPa) e o módulo de elasticidade (GPa) foram determinados em amostras (2x2x20mm) após 24 horas e após três meses

(n=8). O pH foi medido usando um eletrodo de pH imediatamente após a manipulação; 1, 5, 15 e 30 minutos; e 1, 2, 4, 6 e 24 horas (n=4). Os dados foram submetidos a análise estatística com análise de variância e teste múltiplo de Duncan ($p < 0,5$). Os agentes cimentantes resinosos mostraram maior resistência à flexão (64–97 MPa) quando comparados com os outros materiais testados (7-27MPa), os cimentos fotoativados apresentaram maiores valores de resistência à flexão (83-97 MPa) do que os não fotoativados (64-81 MPa) ($p < 0,05$). O cimento fosfato de zinco foi o mais radiopaco entre eles (6.4mmAl) ($p < 0,001$), e com maior rigidez (9.2GPa) ($p < 0,05$). O cimento resinoso autopolimerizável foi o mais radiolúcido (1.1mmAl) ($p < 0,001$). Os cimentos fosfato de zinco e ionômero de vidro foram os mais ácidos imediatamente após a mistura (pH 1,5 a 2,2), mas foram os menos ácidos após 24 horas (pH 6,4 a 6,8) ($p < 0,001$). O cimento fosfato de zinco teve o mais alto módulo de elasticidade com 24 horas ($p < 0,05$) e com três meses ($p < 0,05$). O cimento ionômero de vidro modificado por resina apresentou o mais baixo módulo de elasticidade após transcorridas 24 horas e três meses ($p < 0,01$). O autor observou que a diminuição no E provavelmente ocorre devido à ligação dos grupos polimerizáveis de metacrilato do cimento ionômero de vidro. O E dos cimentos ionoméricos não altera com o tempo o que sugere uma resistência progressiva à deformação ao longo do tempo.

Prakki, Cilli et al. (2007) avaliaram a resistência à fratura de discos cerâmicos cimentados à dentina em função da espessura da película de cimento. Foram cimentados discos cerâmicos com 1 e 2 mm de espessura à dentina de dentes bovinos usando cimento resinoso. A espessura da

película de cimento foi de aproximadamente 100, 200 e 300 μ m. Como grupo controle foram utilizados discos cerâmicos sem cimentação. A resistência à fratura (N) foi obtida pela compressão de um edentador no centro do disco. Em relação à análise estatística foram usados os testes ANOVA e de Tukey ($\alpha=0.05$) para comparar cada espessura de cerâmica com as películas de cimento resinoso. A resistência à fratura (N) para as cerâmicas com 1mm foi: grupo controle -26(7); 100 μ m – 743(150); 200 μ m -865(105); 300 μ m – 982(226). Os demais grupos do experimento apresentaram resistência à fratura estatisticamente inferior àquela obtida pelo grupo controle e não houve diferença estatística em relação aos grupos de 100 e 300 μ m de espessura de filme ($p<0.01$). Para cerâmicas com 2mm a resistência à fratura foi : controle - 214(111); 100 μ m – 1096(341); 200 μ m – 1067(226); 300 μ m 1351(269). Os demais grupos do experimento também apresentaram resistência à fratura estatisticamente inferior àquela obtida pelo grupo controle. As amostras não cimentadas apresentaram menor resistência à fratura do que as amostras cimentadas. O aumento na espessura de cimento resultou no aumento da resistência à fratura em cerâmicas com 1mm. Já para as cerâmicas com 2mm , a espessura do filme não influenciou na resistência à fratura.

Lu, Mehmood et al. (2005) avaliaram a influência do modo de polimerização na resistência à flexão dos cimentos resinosos estéticos. Dez cimentos resinosos estéticos foram selecionados. Os materiais com os três modos de polimerização (foto, auto e de polimerização dual) foram: Appeal, Calibra, Illusion, Lute-It, and Variolink-II; com dois modos de polimerização (dual and autopolimerizável) foram Bistite-II-DC, Cement-It-

C&B, Clearfil-DC-Cement, Linkmax, and Nexus2- Dual-Syringe. Cinco amostras (2x2x25mm) foram feitas para cada modo de polimerização, disponível de cada material, para o teste de resistência à flexão. As amostras foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas, depois submetidas ao teste de resistência à flexão (MPa) e módulo de elasticidade (GPa), utilizando o teste dos três pontos em uma máquina universal de teste a uma velocidade de 0.5 mm/min. Os dados foram analisados por testes Kruskal-Wallis e Mann-Whitney ($\alpha=.05$). Os maiores valores de resistência à flexão foram obtidos pela polimerização dual do cimento Nexus2- Dual-Syringe (155 MPa), enquanto o menor valor foi obtido pelo método de autopolimerização do cimento Bistite-II-DC (56 MPa). O módulo de elasticidade variou de 4,3 a 10,0 GPa. O trabalho relatou que o método de polimerização influenciou, significativamente, na resistência à flexão de cinco dos dez cimentos resinosos testados, enquanto oito dos dez materiais tiveram influência significativa no módulo de elasticidade. Somente as propriedades de flexão do Cement-It-C&B não foram influenciadas pelo método de polimerização. Para metade dos materiais testados, o modo de polimerização dual apresentou maiores valores de resistência à flexão do que o modo autopolimerizável. Este resultado está de acordo com outros estudos que relatam que a influência do método de polimerização é dependente do material, e o modo de polimerização dual produz maior resistência à flexão do que o modo de autopolimerização, quando o modo de polimerização é um fator influente (Hofmann, Papsthart et al. 2001, Braga, Cesar et al. 2002). As amostras de polimerização dual devem ter um maior grau de conversão devido aos dois sistemas de iniciação. O coeficiente de variação de alguns grupos foram maiores do que 10%, devido ao fato de alguns materiais terem

incorporado pequenas bolhas, causando defeitos e falhas e interferindo na resistência à flexão de algumas amostras. No teste dos três pontos, a resistência à flexão é sensível à condição da amostra. Tanto o método de polimerização quanto o agente cimentante influenciaram, significativamente, na resistência à flexão e no módulo de elasticidade ($P < .05$). Entretanto, todos os agentes de cimentação testados, apresentaram as exigências da ISO 4049 para resistência à flexão.

Pace, Hummel et al. (2007) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as diferenças na resistência à flexão de diferentes cimentos resinosos em função do tempo e condição de armazenamento. Um molde retangular ($2 \times 2 \times 25 \text{ mm}^3$) foi obtido para confeccionar 20 amostras para cada um dos cinco tipos de cimentos resinosos. As amostras foram fotoativadas por 80 segundos no topo e 80 segundos na base para garantir a polimerização. Dez amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C por 30 dias e as outras dez foram testadas imediatamente após 10, 20, 30 e 60 minutos, no teste dos três pontos. Após a fratura, a espessura e a largura das amostras foram medidas. O cimento RelyX ARC apresentou resistência à flexão significativamente maior quando comparado ao Calibra e ao Panavia F quando testados imediatamente. O cimento C/B Metabond, deformou e não fraturou no tempo do teste imediato, ou seja, não apresentou resistência suficiente para ser testado. Depois da armazenagem, a resistência à flexão aumentou significativamente para o Calibra, Cement-It, Panavia F, e C/B Metabond. Observou-se uma ampla variação de resistência à flexão (94 ± 15 a $137 \pm 15 \text{ MPa}$) dos cimentos resinosos adesivos. As variações nesses valores estão associadas à variação de composição e, em particular, o conteúdo de carga entre estes

materiais. A resistência à flexão aumenta com o grau de polimerização e em menor extensão, com o aumento do volume de carga e partículas de silano. Entretanto, não houve diferença significativa na resistência à flexão entre os cimentos testados após 30 dias armazenados em água a 37°C. Como significância clínica, este trabalho relatou que os novos cimentos adesivos apresentam maior resistência à flexão imediata quando comparados aos cimentos de polimerização química. Porém, a ampla variação de resistência à flexão imediata dos novos cimentos adesivos sugere que alguns cimentos são mais apropriados para situações clínicas de alto estresse.

Heintze, Cavalleri et al. (2008) compararam a frequência de falhas (fraturas completas ou trincas parciais) em coroas de molar feitas com duas cerâmicas diferentes. O autor, com auxílio de um aparelho, simulou sobre as coroas de porcelana utilizadas em seu experimento, a dinâmica que envolve o ato mastigatório. Foram fabricadas 144 coroas de molar com IPS Empress ou com material experimental e.max Press com alta translucidez (e.max Press Exp) cimentados com Variolink ou cimento de ionômero de vidro (GIC). Todas as coroas foram submetidas a três diferentes protocolos de carga (n=12 por grupo) e a dois perfis de força (sinusóide e retangular) em um simulador de carga mastigatória. Após a aplicação de cada perfil de força, as coroas foram avaliadas considerando fraturas ou trincas. Transcorrido o teste dinâmico, as coroas que não apresentaram falhas foram submetidas à carga de compressão até a fratura completa em uma máquina de teste universal. O grupo controle foi submetido apenas a máquina de teste universal. Nos resultados da dinâmica de força foram aplicados testes logarítmicos, enquanto foi

aplicado ANOVA e post hoc de Tukey B nos resultados de fratura de carga e two-way Anova para normalização logarítmica dos dados. A estatística de Weibull foi calculada para todos os dados da dinâmica de carga e grupo controle. Nas 144 coroas de IPS Empress e e.max Press foram observadas fraturas completas em 9 coroas e 3 coroas apresentaram trincas. Nas coroas de e.max Press não foram observadas fraturas. A análise estatística demonstrou que o protocolo de cimentação do material tem maior significância no efeito da carga de fratura em ambos os materiais. O tipo de material cimentante influencia mais a cimentação de coroas de IPS Empress quando comparada ao e.max Press.

Saskalauskaite, Tam et al. (2008) tiveram como objetivo determinar a resistência a flexão, o módulo de elasticidade, e o pH em 24 horas de três cimentos resinosos auto-adesivos, e obter dados comparativos em relação aos cimentos convencionais resinosos e de ionômero de vidro modificado por resina. Foram testados três cimentos resinosos auto-adesivos [RelyX Unicem (3M ESPE), Maxcem (Kerr), Embrace Wetbond (Pulpdent)] e comparados com dois cimentos resinosos convencionais [RelyX ARC (3M ESPE), Linkmark (GC)] e com dois cimentos ionômero de vidro modificado por resina [Fuji Plus (GC), RelyX Luting Plus (3M ESPE)]. Para determinar a resistência à flexão e o módulo de elasticidade, foram confeccionadas amostras ($2 \times 2 \times 25 \text{ mm}^3$) utilizadas na máquina de teste universal Instron. O pH foi medido usando um eletrodo de superfície plana por 0, 2, 5, 15, e 30 minutos e 1, 2, 4, 6 e 24 horas após a mistura. O teste foi realizado com a dupla polimerização e a autopolimerização em todos os cimentos de dupla polimerização. Os dados foram analisados utilizando-se o ANOVA e teste

de Tukey ($p < 0.05$). Os cimentos duais mostraram uma resistência à flexão similar aos cimentos resinosos convencionais, exceto o Embrace Wetbond autopolimerizável, que apresentou uma resistência menor. Os resultados dos módulos de elasticidade foram altos para ambos, mas foram menores que o dos cimentos convencionais. Todos os cimentos convencionais fotoativados e os auto-adesivos apresentaram módulo de elasticidade e resistência à flexão maiores quando foram fotoativados. Os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina apresentaram baixo módulo de elasticidade e baixa resistência à flexão. Os cimentos resinosos mostraram um pH inicial mais baixo (2.0 a 2.4) que os cimentos resinosos convencionais (4.8 a 5.2) e uma grande variação no pH ao final de 24 horas (3.9 a 7.3). O cimento auto-adesivo (Unicem) revelou um perfil característico para o pH, passou rapidamente para a neutralidade, levou 15 minutos na dupla polimerização e 1 hora na auto-polimerização. Os cimentos resinosos auto-adesivos avaliados apresentaram propriedades diferentes e não podem ser considerados um grupo homogêneo. As propriedades de resistência à flexão mostraram-se mais uniformes e similares aos cimentos resinosos convencionais, no entanto, o módulo de elasticidade apresentou grande variação. O pH varia de acordo com a marca, modo de polimerização e até mesmo dentro da mesma categoria de agentes cimentantes. Todos os cimentos com dupla polimerização, tanto auto-adesivo quanto convencional, apresentaram melhores propriedades quando fotoativados.

Nakamura, Wakabayashi et al. (2010) comparam a resistência a adesão, flexão, módulo de elasticidade (ISO 4049), absorção de água (ISO 4049) e

expansão higroscópica após o armazenamento de novos cimentos resinosos auto-adesivos. Os cimentos resinosos auto-adesivos (automix e convencional; SAC-A e SAC-H, Kuraray Medical) foram estudados juntamente com um cimento resinoso convencional (Panavia F2.0), três cimentos resinosos auto-adesivos (RelyX Cem, MaxCem e G-Cem) e dois cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (Fuji Luting S e Vitremer). Ambos os cimentos SAC-A e SAC-H promoveram adesão ao esmalte e à dentina, tiveram a mesma resistência de adesão ao ouro e a zircônia assim como os cimentos resinosos convencionais. Sua resistência a flexão (86,4 – 93,5 MPa) foi maior que os cimentos resinosos auto-adesivos e aos ionoméricos. O módulo de elasticidade dos cimentos duais e de ionômero de vidro foram 5,2-7,4GPa e 2,3-3,4 GPa, respectivamente. A absorção de água do SAC-A e SAC-H ($26,3-27,7\mu\text{m}/\text{mm}^3$) foi estatisticamente inferior quando comparados aos cimentos resinosos auto-adesivos. SAC-A e SAC-H mostram menores proporções de expansão (0,17 – 0,26%) que os cimentos resinosos duais e os cimentos ionômero de vidro após quatro semanas de armazenamento em água.

Rafferty, Bonfante et al. (2010) realizou uma pesquisa para avaliar a concentração de tensão principal (MPS) de cerâmicas de base do sistema dente-coroa. Foi criado um modelo 3D CAD da coroa de um primeiro molar inferior sobre o qual foi realizado um preparo com redução oclusal de 2mm e das paredes proximais de 1,5mm. Uma coroa cimentada foi modelada sobre o preparo. Este “sistema de coroa” permitiu uma investigação, através do MEF, dos principais efeitos e interações da redução das paredes proximais, do material de base, da espessura da

base, do módulo elástico do cimento, da espessura da camada de cimento e da direção da carga na distribuição da tensão máxima em um modelo fatorial. Ele observou que a MPS é significativamente maior com a aplicação de componentes horizontais de força nos modelos sem cimento, nos modelos com camadas de cimento mais finas, com nos cimentos com módulo de elasticidade maior, mas estes achados não são consistentes quando se faz uma inter-relação das variáveis. Quando se faz uma comparação destas variáveis é possível perceber que a MPS aumenta quando componentes de carga horizontal estão presentes com uma fina camada de cimento. Na ausência destes componentes de carga a espessura da camada de cimento não afeta a MPS da base, mas a tensão é menor caso a camada de cimento seja mais espessa. Na presença de forças horizontais a tensão pode ser minimizada no sistema se o módulo elástico do cimento for baixo. Por fim, ele correlacionou módulo elástico da camada de cimento e a espessura da cerâmica de base. Aumentando a espessura da camada de cimento, geralmente, reduz-se a MPS na cerâmica de base; exceto quando há associação de cerâmica de base que apresenta 0,5mm de espessura com cimento que possui módulo de elasticidade de 5GPa. O aumento da espessura do cimento aumenta a MPS da base.

Moraes, Boscato et al. (2011) avaliaram a relevância clínica da espessura da camada de cimentos resinosos auto-adesivos (SARCs), duais e auto-polimerizáveis. Os SARCs testados foram: BisCem (BSC; Bisco), Maxcem Elite (MXE; Kerr), RelyX Unicem Clicker (UNI; 3M ESPE), seT capsule (SET;SDI), e SmartCem 2 (SC2; Dentsply Caulk). O cimento convencional RelyX ARC (3M ESPE) foi usado como padrão. O grau de conversão foi

avaliado em função do tempo através de um espectroscópio infravermelho de Fourier. Os cimentos duais foram fotoativados por 40 segundos e os auto-polimerizáveis não foram fotoativados. A espessura do cimento foi de 50 ± 10 μm . O grau de conversão foi avaliado em 1, 5, 10, 15, 20, 25, e 30 minutos após a colocação do cimento na célula ATR. Os dados do grau de conversão em função do tempo foram analisados pela análise de variância ANOVA. As comparações post-hoc foram feitas utilizando o teste Student Newman-Keuls ($p < 0,05$). A razão e extensão da conversão foi menor para os SARC em comparação com cimento convencional. O desvio padrão apresentado pelos cimentos duais, após 30 minutos foi: 75 ± 5 (ARC)^a, 73 ± 8 (SET)^a, 61 ± 4 (MXE)^b, 51 ± 9 (BSC)^c, 51 ± 4 (UNI)^c e 48 ± 3 (SC2)^c, enquanto os cimentos autopolimeizáveis apresentaram os seguintes valores: 62 ± 6 (ARC)^a, 54 ± 3 (MXE)^b, 40 ± 6 (SC2)^c, 35 ± 2 (UNI)^c, 35 ± 3 (SET)^c, e 11 ± 3 (BSC)^d. O grau de conversão dos cimentos resinosos duais é maior quando comparado aos cimentos resinosos autopolimerizáveis, independentemente do tempo. Foram observadas discrepâncias entre dupla polimerização e autopolimerização de 11% a 79%. O autor concluiu que os SARC tiveram uma polimerização mais lenta e grau de conversão final menor em comparação aos cimentos convencionais.

Liu, Lu et al. (2011) investigaram o efeito dos tipos de agentes cimentantes e sua espessura na distribuição da tensão no interior de coroas cerâmicas usando método do elemento finito. Em um primeiro molar inferior confeccionou-se um preparo cavitário, sendo o mesmo, posteriormente, digitalizado com o auxílio de um tomógrafo. Foram feitos

oito modelos 3D de elemento finito que representavam dois sistemas adesivos, cada um com uma espessura de cimento de 60 μ m, 90 μ m, 120 μ m e 150 μ m, respectivamente. Os modelos foram submetidos a quatro condições de carga, e a tensão foi avaliada nas camadas de cerâmica de base e de cobertura. Os resultados mostraram que a distribuição da tensão e a tensão máxima na cerâmica de cobertura, de base e no cimento foram compatíveis com as correspondentes cargas. Os resultados numéricos indicaram que as propriedades do cimento e a espessura do cimento não são importantes na distribuição total da tensão nas cerâmicas, quando submetidas às mesmas condições de carga, a magnitude da tensão principal máxima em cada camada muda, efetivamente, com o tipo e espessura do cimento. O cimento com alto módulo de elasticidade levou a menores tensões de tração nas camadas de cobertura e de base, e a resistência ao cisalhamento do cimento foi crítica para manter a cerâmica intacta. A espessura do cimento age como um amortecedor entre a coroa e o substrato de dentina. Embora exista uma espessura de cimento desejável (aproximadamente 90 μ m) que pode reduzir o nível de tensão nas coroas cerâmicas, a espessura do cimento não é muito importante quando é levado em consideração a influencia das condições da carga ou o módulo de elasticidade do cimento.

Tolidis, Papadogiannis et al. (2012) desenvolveram uma pesquisa com objetivo de avaliar as propriedades mecânicas dos agentes cimentantes resinosos sob diferentes condições de testes e temperatura. Foram utilizados os seguintes cimentos resinosos: Choice 2 (CH), Clearfil Esthetic Cement (EC), Resicem (RC) e RelyX Unicem (RX). Cada material foi

examinado após 24 horas de armazenagem à 21°C a seco e 21, 37 e 50°C em ambiente úmido em diferentes testes estáticos e dinâmicos e foram calculados os módulo de flexão e cisalhamento, viscosidade e coeficiente de Poisson. As amostras também foram submetidas a testes de escoamento. O RC foi o material que apresentou o maior módulo de elasticidade e o RX foi o que apresentou o menor módulo de elasticidade. Todos os cimentos foram afetados pela umidade sendo o RX o ultimo a ser afetado e com o aumento da temperatura o Rc foi o menos susceptível. Nenhum dos materiais apresentou a recuperação total após o teste de deformação e a deformação permanente variou entre 0,43% a 5,5%. Segundo as evidencias coletadas após a execução da pesquisa, o comportamento dos cimentos foi satisfatória para condições que não requerem melhoras nas propriedades mecânicas, no entanto, no caso de restaurações com stress de contato, as condições do meio bucal podem afetar as propriedades dos materiais. Os resultados do teste estático mostrou que o Rx apresentou o menor E (10.76GPa) a 21°C à seco e foi diminuindo para 6.41 GPa em umidade à 50°C. O maior valor de E alcançado foi 15.89 pelo CH a 21°C à seco. Sendo assim, tanto a presença de umidade, quanto a alteração de temperatura, diminuiram o valor de E, no entanto, o coeficiente de Poisson aumentou para todos os materiais com valores entre 0.3 – 0.43.

Dejak, Mlotkowski et al. (2012) criaram cinco modelos 3D MEF do primeiro molar inferior com seus respectivos contatos com o antagonista. Os modelos foram: dente intacto; dente com coroa de ouro; dente com coroa de zircônia; dente com coroa de porcelana; dente com coroa de

resina. Foram simuladas situações de mastigação no computador. Para os modelos, a tensão equivalente foi calculada usando o critério de falha de von Mises modificado (mvM). Foram analisadas as tensões dos contatos na interface adesiva do cimento e a estrutura do dente sob a coroa. Observou-se que a tensão equivalente nas coroas, não excedeu à resistência à tensão dos materiais. A tensão de mvM no cimento resinoso debaixo da coroa de zircônia foi de 1,3 MPa, e debaixo da coroa de resina foi 6 vezes maior. A tensão máxima de mvM no dente com uma coroa de zircônia foi de 2,8MPa enquanto no dente com coroa de resina foi de 6,4MPa. O alto módulo de elasticidade da coroa foi o menor equivalente de tensão que ocorreu no agente cimentante e na estrutura do dente. O autor concluiu que coroas protéticas feitas com materiais de módulo elástico maior que o do esmalte reforçam a estrutura do dente.

Fleming, Hooi et al. (2012) tiveram como objetivo determinar a magnitude da resistência de cerâmicas resinosas com materiais à base de resina com a variação do modulo de flexão usando a técnica de regressão para avaliar a resistência teórica de espessura igual a “zero” da resina de revestimento. A hipótese testada, realizada experimentalmente, foi que aumentando o módulo de flexão da resina resulta num aumento da resistência da resina de revestimento, observada na teoria de resistência “zero”. Foram produzidos 250 discos de dentina de porcelana Vitadur Alpha, divididos em 10 grupos. Os grupos foram recobertos com 50, 100 e 150 μm de espessura com resina de cobertura Venus Flow, Rely-X Veneer e Clearfil AP-X antes do teste de flexão biaxial de 24 horas e de tensão de ruptura, calculados pela análise de multicamadas. Foi realizada abordagem metodológica analítica para prever as tensões de flexão biaxial

sob condições de contorno que refletiram no teste experimental e que foram confirmadas pelo modelo de método finito. A magnitude do reforço de resina foi influenciada, significativamente, pelo tipo de resina de cobertura ($P < 0,001$) e pela espessura da camada de resina ($P = 0,013$), entretanto, foi observada uma significativa interação entre o tipo e a espessura da resina de cobertura ($P = 0,048$). A regressão linear identificou uma variação de 17,38 e 47% na resistência de flexão biaxial com o uso de Venus Flow, RelyX Veneer e Clearfil AP-X, respectivamente. O MEF determinou que a tensão principal máxima foi de 3,3% da solução analítica prevista. Experimentalmente, o módulo de flexão e a espessura do material resinoso usada para cimentar coroas ou restaurações laminadas têm um impacto significativo sobre a magnitude da resistência do material resinoso. No entanto, para os materiais resinosos com diferentes módulos de flexão, a variabilidade nas relações entre a espessura e, aumentos observados, a flexão biaxial do material cerâmico exige caracterização cuidadosa para otimizar o desempenho clínico.

May, Kelly et al. (2012) avaliaram a espessura do cimento e o stress na adesão cimento/cerâmica e falhas nas coroas CAD/CAM, usando para ambos MEF multi-físicos e teste monotônico. Foram criados modelos MEF simétricos para análise de tensão de uma coroa monolítica estilizada com uma cimentação de 50 a 500 μm , respectivamente e, com posterior aplicação de carga oclusal. A interface cimento/cerâmica foi modelada com união e sem união (cimento-dentina com união). A contração de polimerização foi simulada como uma contração térmica. As forças necessárias para encontrar a tensão radial de trincas na superfície da

cerâmica foram calculadas pelo MEF. Experimentalmente, as coroas feldspáticas CAD/CAM foram usinadas no modelo de MEF tendo diferentes espaços de cimentação, unidas e cimentadas à dentina adjacente. As coroas foram submetidas a uma força de 5N/s para ocorrer a falha, sendo as trincas radiais detectadas acusticamente. De acordo com os resultados, pode-se observar que a carga necessária para provocar a falha da restauração depende da condição de adesão e da espessura do cimento, tanto no modelo finito como nos testes físicos. A média da carga de fratura para coroas cimentadas foi de 673,5N com 50 μ m de cimento e 300,6N com 500 μ m. A tensão do modelo finito, devido à contração de polimerização, aumentou com a sobrecarga da camada de cimento no efeito protetor da adesão. As coroas cimentadas com 50 μ m de espessura de cimento, resistiram duas vezes mais à carga antes de fraturar que as coroas não cimentadas. Com o estudo, os autores concluíram que os contatos oclusais têm implicações estruturais para as coroas CAD/CAM; e recomendam um espaço de cimentação de 50 a 100 μ m. Os benefícios da cimentação são atenuados quando a espessura do cimento se aproxima de 450-500 μ m devido ao stress de contração de polimerização. Ilie and Simon (2012), em seu estudo, analisaram o efeito da luz sobre as propriedades micro-mecânicas de oito cimentos resinosos auto-adesivos de cura dual que foram comparados com dois cimentos resinosos convencionais, também de cura dual. Foram feitas duzentas e quarenta amostras de cimento com espessura de 200 μ m. O período de tempo decorrido entre a confecção da amostra e a fotoativação foi de 30 segundos. Foram aplicados quatro processos de polimerização diferentes: auto-polimerização, fotoativação (LED –Freelight 2 , 3M ESPE , 1,226 mW/cm²) por 20 segundos diretamente sobre a amostra, e com 5 e 10

mm de distância. Após vinte minutos à polimerização, as amostras foram armazenadas por uma semana à 37°C em atmosfera de água saturada. Foram medidas as propriedades micro-mecânicas – dureza Vickers, módulo de elasticidade, deformação elástica/plástica e escoamento. Os dados foram analisados com ANOVA multivariada, seguida de Teste de Tukey's ($p < 0,05$). Os cimentos resinosos, G-Cem e RelyX-Unicem, apresentaram os maiores valores em relação ao módulo de elasticidade, sendo que o último apresentou uma maior dureza Vicker's. O efeito da ativação pela luz mostrou-se material dependente. Observou-se uma diminuição, significativa das propriedades micro-mecânicas entre ativação pela luz e auto-polimerização. Comparando as propriedades micro-mecânicas, houve uma pequena variação das propriedades dos cimentos resinosos convencionais para os cimentos auto-adesivos. No entanto, a variação das propriedades micro-mecânicas dentro do grupo dos cimentos resinosos auto-adesivos foi elevada.

Dentro desta literatura vasta e controversa, ainda notamos a necessidade de um melhor entendimento sobre a distribuição das tensões sobre material restaurador em função dos diferentes agentes cimentantes, enfatizando as características mecânicas de cada um e a distribuição de tensões geradas após a simulação da aplicação de uma carga concentrada que mimetiza um contato oclusal sob diferentes matérias restauradores.

3. Relevância Clínica

As cerâmicas odontológicas, independentemente de sua composição e módulo de elasticidade, podem ser cimentadas com o mesmo tipo de cimento?

O módulo de elasticidade do agente cimentante pode ser um fator preponderante no comportamento mecânico e conseqüentemente na longevidade clínica das cerâmicas odontológicas?

4. OBJETIVOS GERAIS

O objetivo deste estudo é avaliar, através de modelos de elementos finitos, o perfil de distribuição de tensão em diferentes cimentos odontológicos em função do módulo de elasticidade tanto do cimento quanto do material restaurador.

5. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ✓ Simular, através de MEF, a aplicação de força de compressão (simulando um contato oclusal em uma restauração odontológica) sobre cinco tipos de materiais restauradores (ouro, zircônia, dissilicato de lítio e.max CAD, e.max Press, Lava Ultimate) com diferentes agentes cimentantes (cimento fosfato de zinco, cimento ionômero de vidro convencional, cimento resinoso dual (Automix e Clicker));

- ✓ Avaliar a distribuição de tensão, via MEF, nos cimentos quando aplicada uma força de compressão (contato oclusal como descrito acima);

- ✓ Definir, no modelamento matemático, o perfil do módulo de elasticidade de cada cimento onde a distribuição de tensão melhor se adaptaria aos materiais restauradores avaliados.

6. HIPÓTESES DE PESQUISA

- A diferença no módulo de elasticidade dos materiais restauradores alteraria o padrão de distribuição das tensões geradas sobre o cimento odontológico.
- Materiais restauradores com alto módulo de elasticidade absorveriam maior tensão e tenderiam a exercer menos esforço sobre o cimento.
- Os agentes cimentantes com maior módulo de elasticidade absorveriam maior tensão com melhor distribuição das mesmas ao longo do cimento odontológico.
- A resiliência do material restaurador interferiria diretamente no padrão da tensão gerada sobre o agente cimentante.

7. MATERIAL E MÉTODOS

7. 1. Metodologia do Método de Elemento Finito

Neste estudo, trabalhou-se com um modelo de sólido criado a partir do software SolidWorks® (SolidWorks, USA), inserido no programa Abaqus® (Simulia, USA) para a análise do método do elemento finito. Toda a criação do sólido e simulação do modelo matemático foi realizado no LabBio (Laboratório de bioengenharia da UFMG). O modelo consiste de três sólidos justapostos com largura e comprimento de 10mm e a altura variando de acordo com a representação de cada camada: a primeira, de baixo para cima, representando o substrato resinoso (Z100 3MESPE) com 4mm, a segunda o cimento com 100 μ m e a terceira o material restaurador com 1,5mm.(Figura 1)

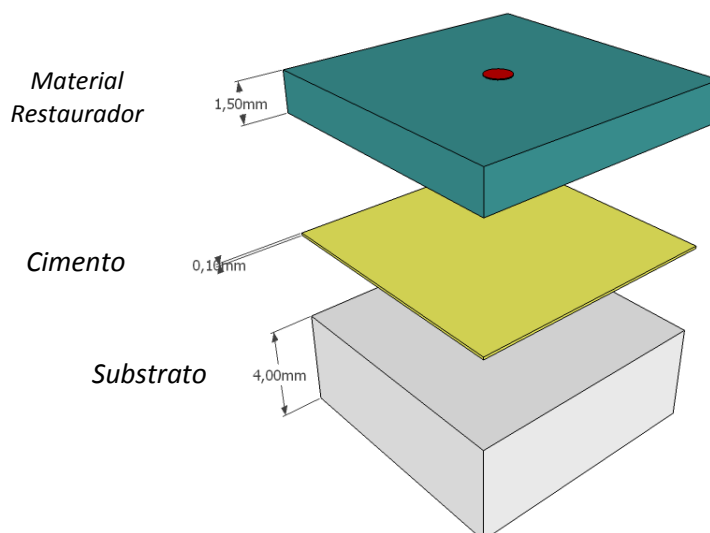


Figura 1: Representação da constituição do sólido. Notar o ponto vermelho que representa a área do contato onde será simulado a aplicação da carga.

Para o modelo foi criada uma malha com um elemento sólido, tridimensional, hexaédrico, com oito nós cada (C3D8)(Figura 2). A escolha de tal elemento se dá pelo fato de apresentar respostas mais confiáveis, pois possui mais nós que um elemento tetraédrico, com seis nós, o que refina consideravelmente a resposta, embora necessite de um maior esforço computacional. A geometria do modelo apresentava, aproximadamente, 50.000 elementos, referente à camada de substrato, cimento e material restaurador. O tamanho da malha da camada de cimento foi menor (0,1mm) que a malha do substrato (1mm) para um maior refinamento da mesma. Para averiguar se a malha de todo o modelo foi bem desenhada e se esse era o tamanho ideal, foi realizado um teste da referida malha. Este teste consistiu na confecção de modelos com tamanhos de malhas diferentes nos quais foi aplicada uma tensão de compressão para comparação dos resultados. Considerou-se que as interfaces entre as camadas eram homogeneamente aderidas, fator que deve ser considerado na construção da malha. Assim como, a base inferior do modelo, uma condição de contorno, ficou fixa em todos os graus de liberdade (Figura 3). Foi aplicada uma carga de força de 200N no centro da porção superior do modelo em uma área de 0,5mm de diâmetro. Para o cálculo da pressão, utilizou-se a seguinte fórmula:

$$P = \frac{F}{A} = \frac{F}{\pi d^2/4} = \frac{200}{3,14 \times (0,5)(0,5)/4} = \frac{200}{0,19625} = 1,019$$

Onde P é a pressão aplicada;

A é a área submetida à pressão;

F é a força aplicada;

d é o diâmetro da área submetida à pressão.

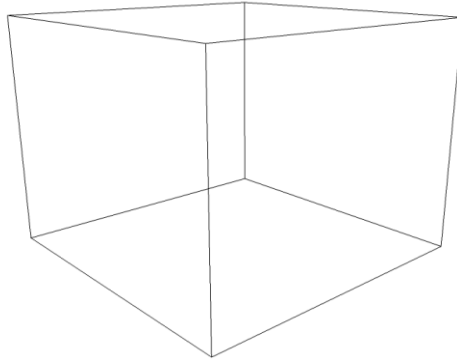


Figura 2: Elemento sólido, tridimensional, hexaédrico, com oito nós (C3D8).

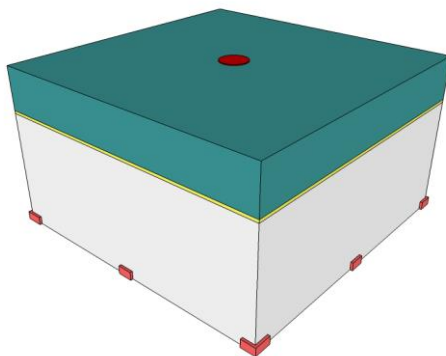


Figura 3: Base inferior do modelo fixa em todos os graus de liberdade.

Após a realização do teste de malhas, os dados referentes às propriedades mecânicas dos materiais utilizados, módulo elástico (E) e coeficiente de Poisson (ν), foram inseridos no programa Abaqus (tabela 1).

Tabela 1 – Propriedade dos materiais

Material Restaurador	E(Módulo Elástico-MGPa)	μ (Coeficiente de Poisson)	Cimento	E(Módulo Elástico-MGPa)	μ (Coeficiente de Poisson)
Zircônia (Z)	210 ¹	0,3	Fosfato de zinco (F)	13,7 ³	0,33
LavaUltimate (L)	12,77 [*]	0,3	Ketac-Cem (K)	7,6 ⁴	0.35
e.max CAD (Ec)	95 [*]	0,25	U200 Automix (A)	8,9 [*]	0.33
Ouro (O)	90 ²	0.33	U200 Clicker (C)	6,3 [*]	0.33
e.max Press (Ep)	91,6 ⁵	0.3			

(*Informações do fabricante; (1) Guess, 2011;(2) Anusavice, 2005; (3)Campos,2011; (4) McComb,1984;(5) Heintze,2008)

7.2 Delineamento dos grupos

Com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões em materiais restauradores e cimentos, optou-se por trabalhar com combinações de cinco tipos de materiais restauradores (zircônia, Lava Ultimate, e.max CAD, e.max Press e ouro) e quatro tipos de cimento (cimento fosfato de zinco, Ketac-Cem, RelyX U200 automix e clicker). Foram criados 40 grupos de acordo com o material restaurador, o cimento e o local de observação da distribuição da tensão aplicada (Tabela 3).

Tabela 2 Materiais restauradores

Material Restaurador	Nome e Especificações	Fabricante
Gold Alloy	Esteticor, Avenir (Au 84%, Pt 10.9%,Pd 2,4%,Ag 0,2%)	Cendres & Mélaux, Biel-Benne, Switzerland
Zircônia	Lava óxido de zircônia estabilizado por ítrio	3M ESPE, Seefeld, Germany
Lava Ultimate	Resina nanoparticulada de cerâmica	3M ESPE
Dissilicato de lítio CAD	e.max CAD Bloco de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio	Ivoclar Vivadent AG, Schaan / Liechtenstein
Dissilicato de lítio	e.max Press Pastilha de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio	Ivoclar Vivadent AG, Schaan / Liechtenstein

Tabela 3: Caracterização dos grupos segundo combinação do tipo material restaurador e tipo de cimento.

GRUPO	MATERIAL RESTAURADOR	CIMENTO	LOCAL DISTRIBUIÇÃO TENSÃO
ZFZ	Zircônia	Fosfato de zinco	Zircônia
ZFF	Zircônia	Fosfato de zinco	Fosfato de zinco
ZKZ	Zircônia	Ketac Cem	Zircônia
ZKK	Zircônia	Ketac Cem	Ketac Cem
ZAZ	Zircônia	RelyX U200 Automix	Zircônia
ZAA	Zircônia	RelyX U200 Automix	RelyX U200 Automix

Tabela 3(continuação): Caracterização dos grupos segundo combinação do tipo material restaurador e tipo de cimento

GRUPO	MATERIAL RESTAURADOR	CIMENTO	LOCAL DISTRIBUIÇÃO TENSÃO
ZCZ	Zircônia	RelyX U200 Clicker	Zircônia
ZCC	Zircônia	RelyX U200 Clicker	RelyX U200 Clicker
LFL	Lava Ultimate	Fosfato de zinco	Lava Ultimate
LFF	Lava Ultimate	Fosfato de zinco	Fosfato de zinco
LKL	Lava Ultimate	Ketac Cem	Lava Ultimate
LKK	Lava Ultimate	Ketac Cem	Ketac Cem
LAL	Lava Ultimate	RelyX U200 Automix	Lava Ultimate
LAA	Lava Ultimate	RelyX U200 Automix	RelyX U200 Automix
LCL	Lava Ultimate	RelyX U200 Clicker	Lava Ultimate
LCC	Lava Ultimate	RelyX U200 Clicker	RelyX U200 Clicker
EcFEc	e.max CAD	Fosfato de zinco	e.max CAD
EcFF	e.max CAD	Fosfato de zinco	Fosfato de zinco
EcKEc	e.max CAD	Ketac Cem	e.max CAD
EcKK	e.max CAD	Ketac Cem	Ketac Cem
EcAEc	e.max CAD	RelyX U200 Automix	e.max CAD
EcAA	e.max CAD	RelyX U200 Automix	RelyX U200 Automix
EcCEc	e.max CAD	RelyX U200 Clicker	e.max CAD
EcCC	e.max CAD	RelyX U200 Clicker	RelyX U200 Clicker
EpFEp	e.max Press	Fosfato de zinco	e.max Press
EpFF	e.max Press	Fosfato de zinco	Fosfato de zinco
EpKEp	e.max Press	Ketac Cem	e.max Press
EpKK	e.max Press	Ketac Cem	Ketac Cem
EpAEp	e.max Press	RelyX U200 Automix	e.max Press
EpAA	e.max Press	RelyX U200 Automix	RelyX U200 Automix
EpCEp	e.max Press	RelyX U200 Clicker	e.max Press
EpCC	e.max Press	RelyX U200 Clicker	RelyX U200 Clicker

Tabela 3 (continuação): Caracterização dos grupos segundo combinação do tipo material restaurador e tipo de cimento

GRUPO	MATERIAL RESTAURADOR	CIMENTO	LOCAL DISTRIBUIÇÃO TENSÃO
OFO	Ouro	Fosfato de zinco	Ouro
OFF	Ouro	Fosfato de zinco	Fosfato de zinco
OKO	Ouro	Ketac Cem	Ouro
OKK	Ouro	Ketac Cem	Ketac Cem
OAO	Ouro	RelyX U200 Automix	Ouro
OAA	Ouro	RelyX U200 Automix	RelyX U200 Automix
OCO	Ouro	RelyX U200 Clicker	Ouro
OCC	Ouro	RelyX U200 Clicker	RelyX U200 Clicker

Foram obtidas as imagens da distribuição de tensão e os valores correspondentes à distribuição da tensão ao longo da interface, tanto na camada de cimento, quanto na camada de material restaurador adjacente.

7.3. Análise dos dados

A análise dos dados, deste estudo, baseia-se em uma descrição qualitativa, com base em porcentagens, a partir das imagens geradas no programa Abaqus® de método de elemento finito. Juntamente com essa análise foi possível realizar uma comparação, também descritiva, pautada em gráficos e tabelas, referente ao comportamento dos materiais estudados. Isso foi possível, pois as imagens do MEF forneceram valores

de pontos de tensão. Esses valores foram inseridos no programa Matlab 2012 (MatWorks, USA), e por meio de uma rotina foi criado um modelo matemático que se ajustou aos dados. Como a distribuição dos dados tinha forma de uma gaussiana, foi utilizada a distribuição normal para se fazer o ajuste. Com os resultados obtidos do processo de modelagem foi possível criar os gráficos e tabelas, com os valores dos parâmetros obtidos para realização das comparações.

Com o intuito de comparação do perfil de distribuição de tensão dos materiais, foi fixada cada variável referente ao tipo de cimento, com a variação do material restaurador. Em seguida fixou-se a variável, material restaurador, e variou o tipo de cimento.

Foram criados gráficos que mostram os valores reais obtidos da análise do MEF na interface dos materiais restauradores, e tabelas que mostram os valores preditivos de tensão máxima dos materiais restauradores e cimentos após o ajuste pelo modelo gaussiano.

8 . RESULTADOS

Para avaliar os dados foi realizada uma análise qualitativa das imagens obtidas pelo método de elemento finito. Nas quais é possível visualizar os pontos de tensão na interface tanto do material restaurador quanto do cimento.

O primeiro dado obtido a partir da análise de elementos finitos foram as imagens da interface material restaurador/cimento. Foi realizado um desdobramento da imagem no próprio software, com intuito de observar a tensão na interface do cimento e do material restaurador, pois uma imagem corresponde a última camada do material restaurador e a outra representa a primeira camada de cimento. Este é o ponto da investigação no estudo. Cada imagem possui sua tabela com escala de cores referente à tensão crítica máxima de von Mises ao longo da amostra.

Na escala, junto às imagens do MEF, cada cor representa um valor referente à tensão naquele elemento finito. Foi traçada uma linha de um extremo ao outro da imagem tanto na face do material restaurador quanto do cimento e essa linha passou por vários pontos aos quais eram fixos para as imagens referente a camada material (Figuras 4a – 8h). Como as imagens possuem uma distancia fixa entre os pontos, o programa permite visualizar a numeração atribuída a estes pontos e os picos de tensão em cada ponto. A distância sendo fixa é possível observar a variação dos picos de tensão em cada ponto uma vez que a linha traçada passa sempre sobre os mesmos pontos em todos os materiais restauradores, assim como ocorre nos cimentos, que entre eles as distâncias também são fixas.

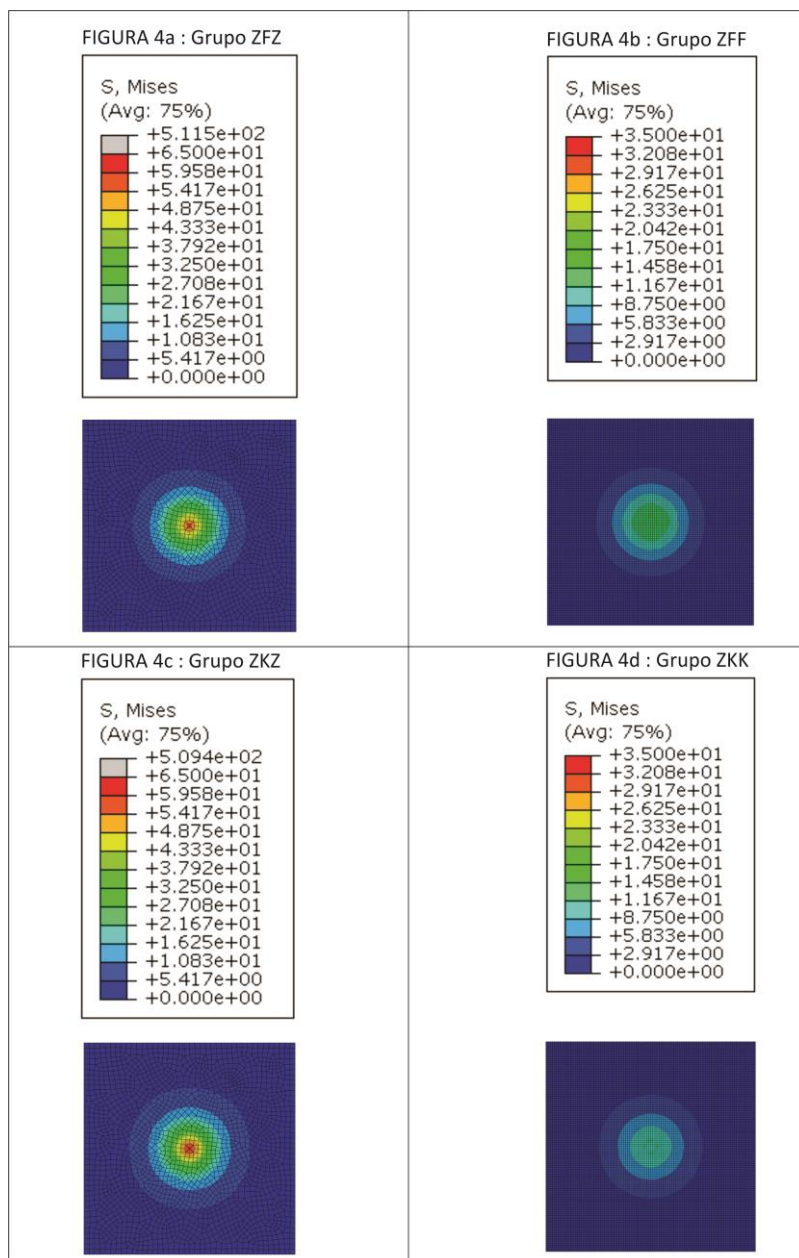


Figura: 4a. Grupo ZFZ(interface da zircônia com o cimento fosfato de zinco); 4b.Grupo ZFF(interface do cimento fosfato de zinco com a zircônia); 4c.Grupo ZKZ (interface da zircônia com o cimento Ketac-Cem); 4d. Grupo ZKK (interface do cimento Ketac-Cem com a zircônia).

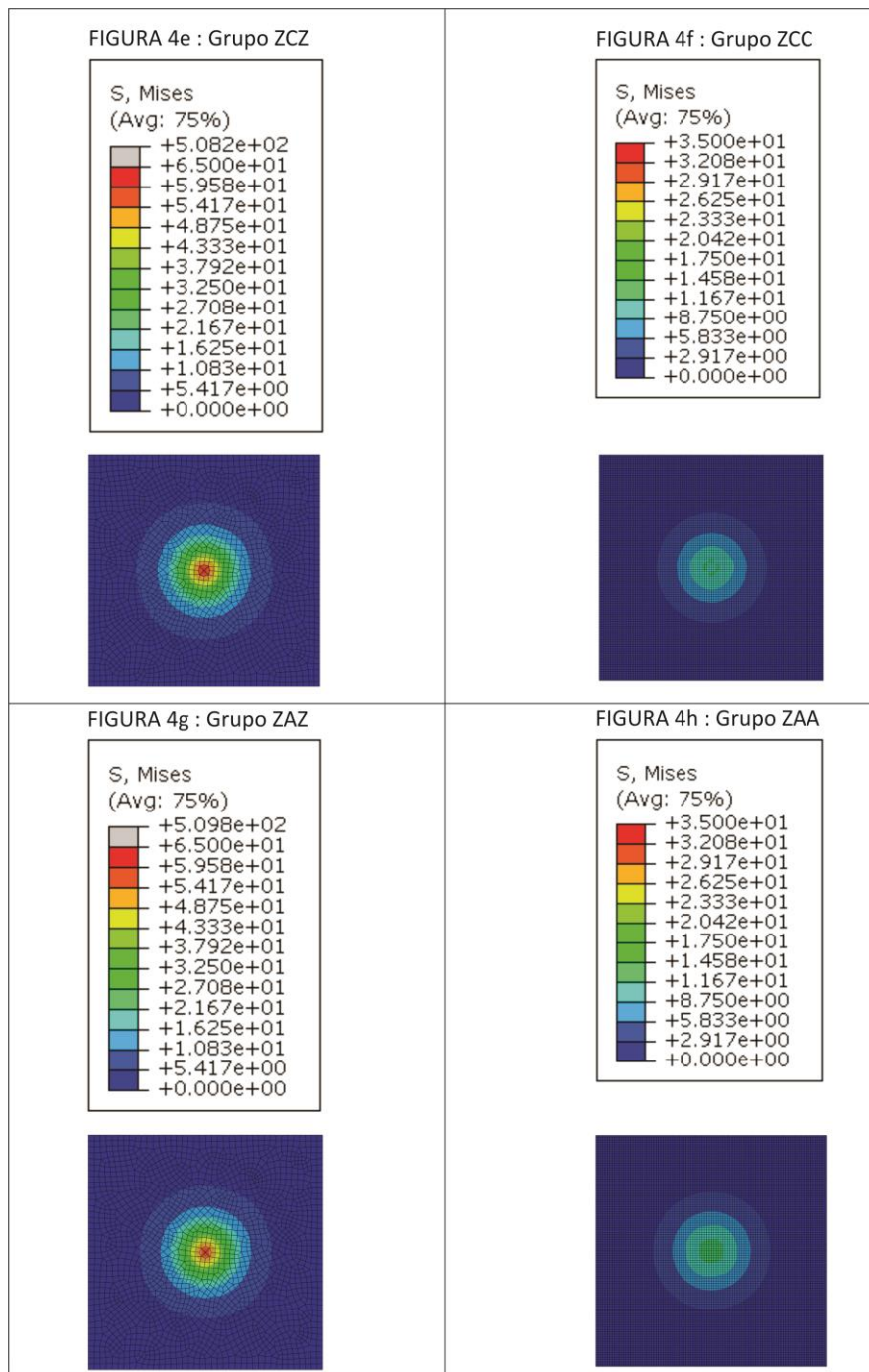


Figura: 4e - Grupo ZCZ (interface da zircônia com o cimento RelyXU200 Clicker); 4f – Grupo ZCC (interface do cimento RelyXU200 Clicker com a zircônia); 4g – Grupo ZAZ (interface da zircônia com o cimento RelyXU200 Automix) ; 4h – Grupo ZAA (interface do cimento RelyXU200 Automix com a zircônia).

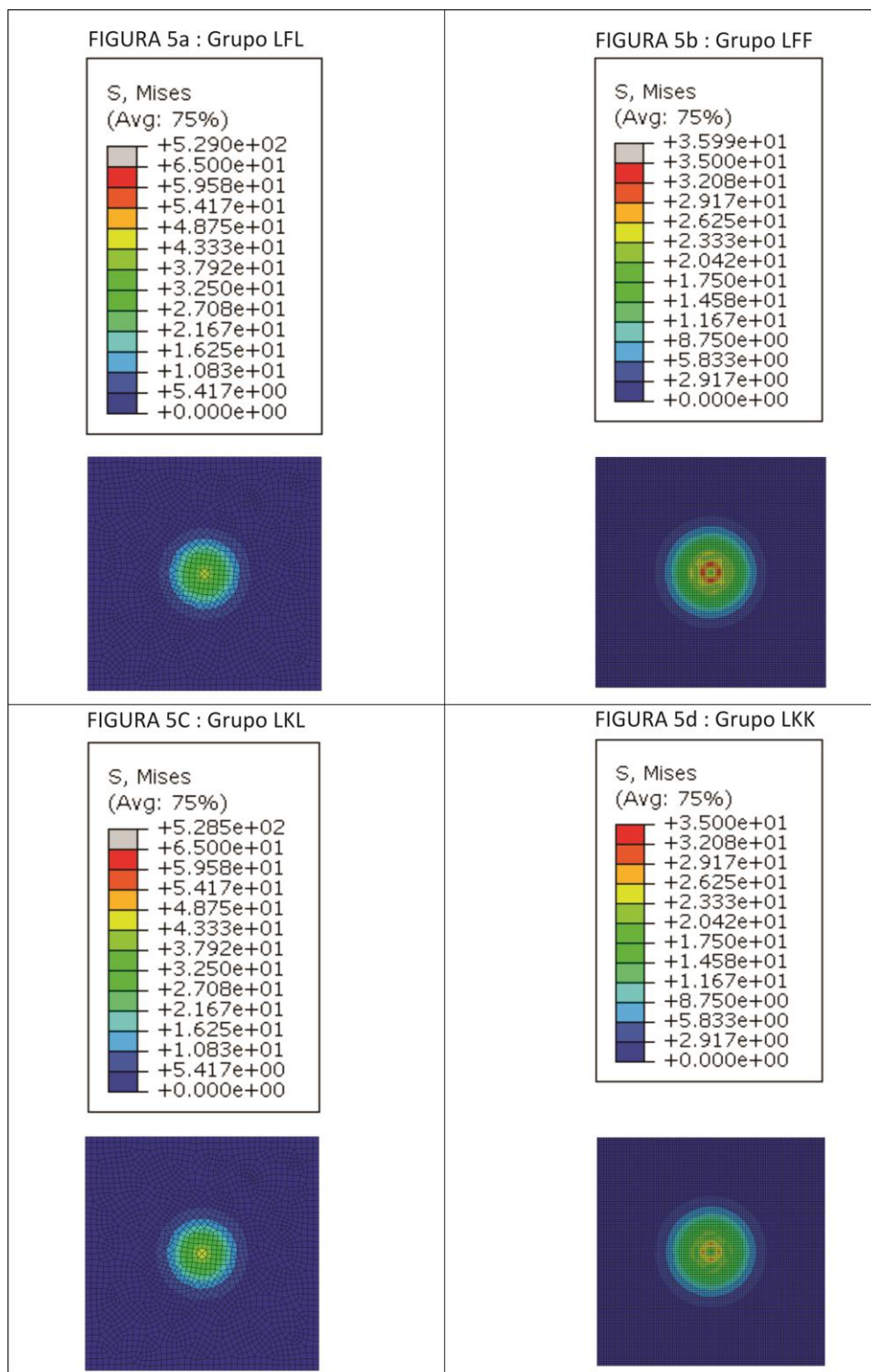


Figura: 5a - Grupo LFL (interface do Lava Ultimate com o cimento fosfato de zinco); 5b – Grupo LFF (interface do cimento fosfato de zinco com o Lava Ultimate); 5c – Grupo LKL (interface do Lava Ultimate com o cimento Ketac-Cem); 5d – Grupo LKK (interface do cimento Ketac-Cem com o Lava Ultimate).

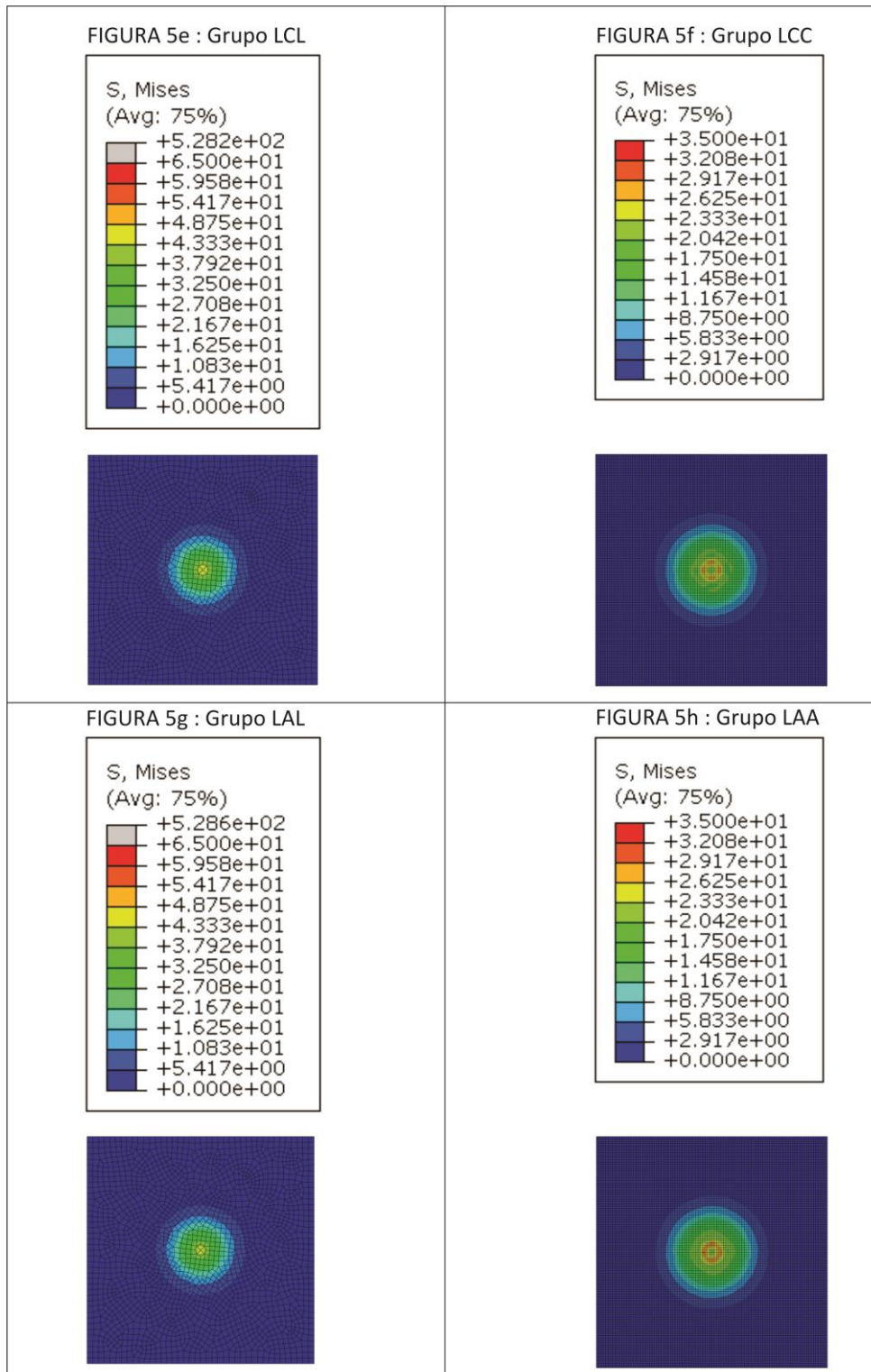


Figura: 5e - Grupo LCL (interface do Lava Ultimate com o cimento U200 Clicker); 5f – Grupo LCC (interface do cimento U200 Clicker com o Lava Ultimate ; 5g – Grupo LAL (interface do Lava Ultimate com o cimento U200 Automix; 5h – Grupo LAA (interface do cimento U200 Automix com o Lava Ultimate).

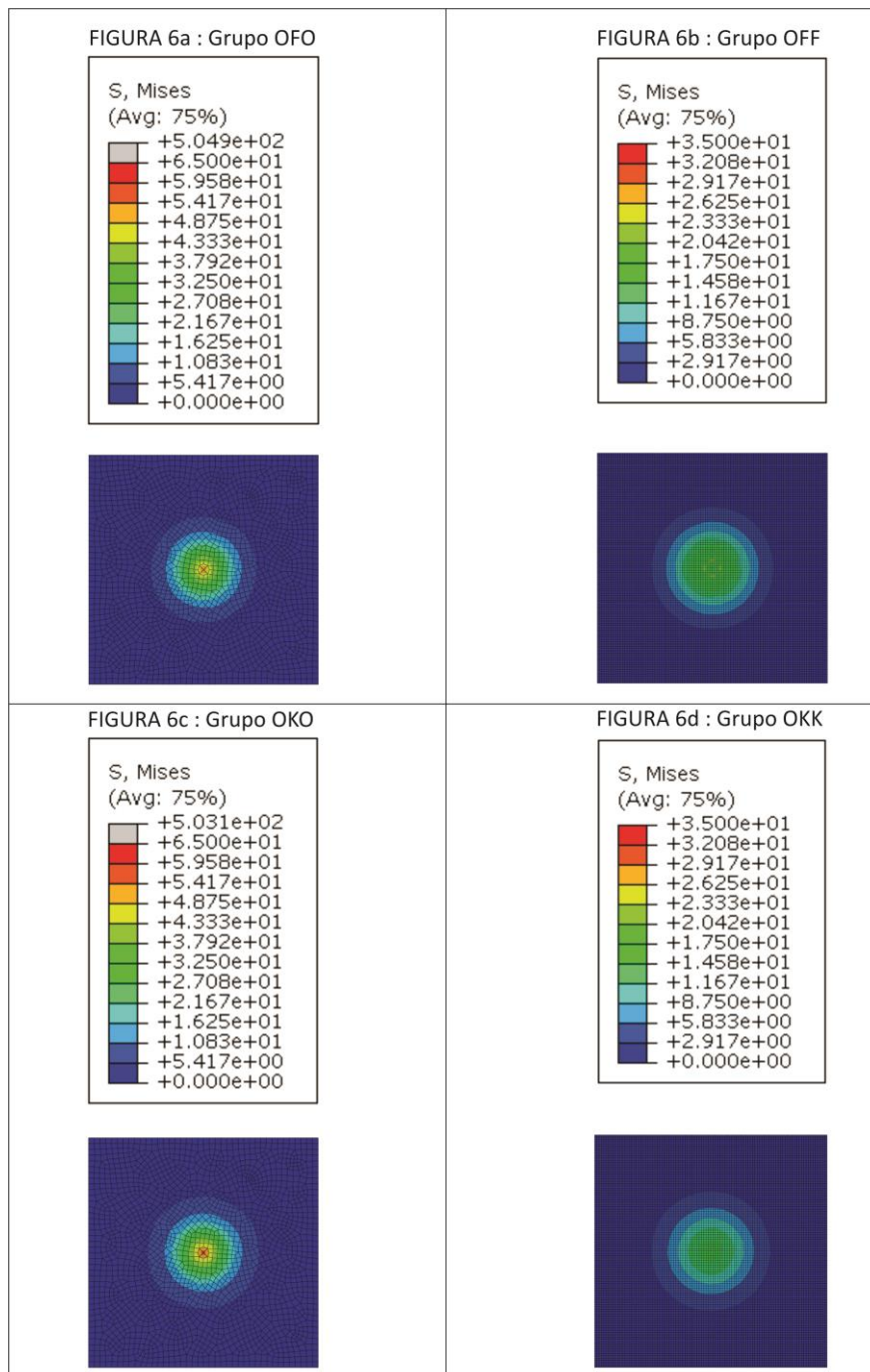


Figura: 6a. Grupo OFO (interface do ouro com o cimento fosfato de zinco); 6b. Grupo OFF(interface do cimento fosfato de zinco com o ouro); 6c. Grupo OKO(interface do ouro com o cimento Ketac-Cem); 6d.GrupoOKK (interface do cimento Ketac-Cem com o ouro).

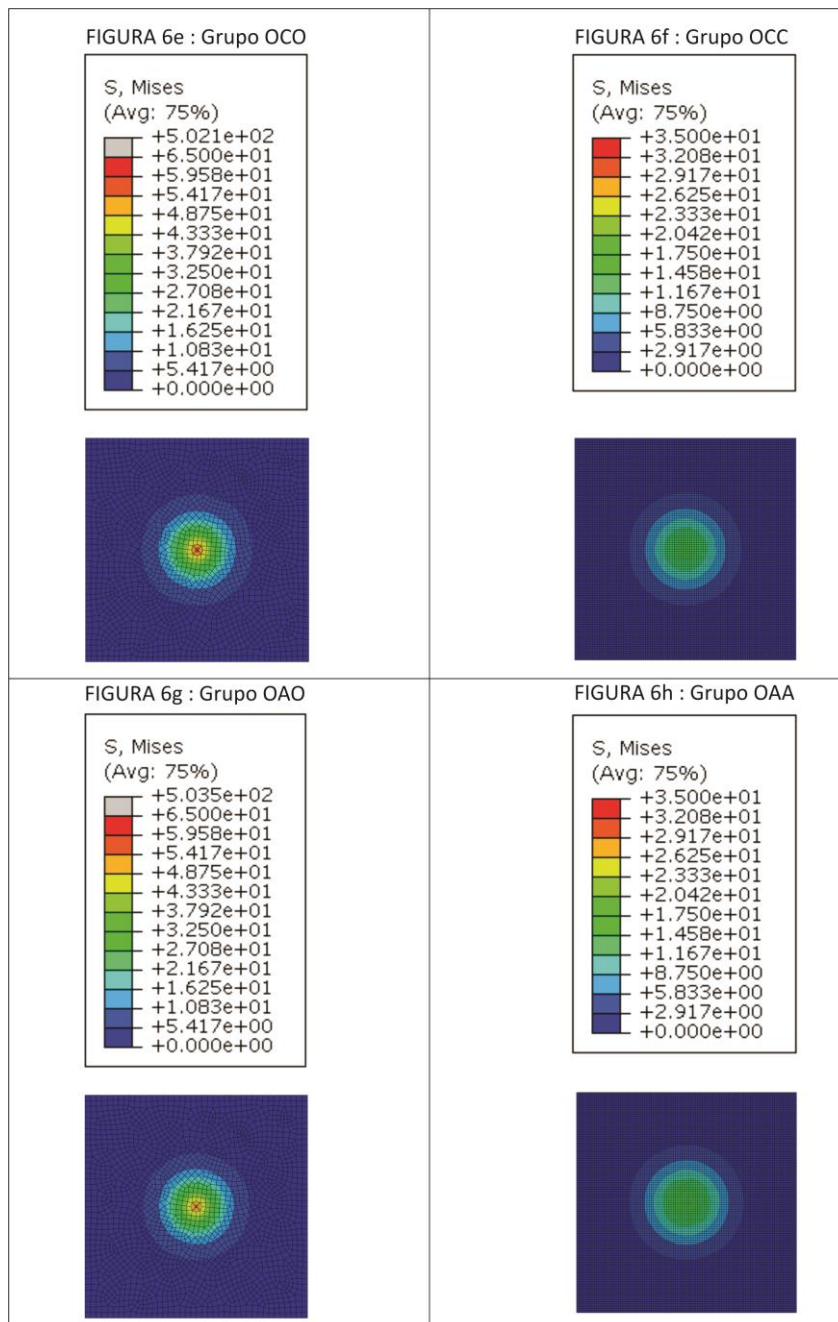


Figura:6e.Grupo OCO (da interface do ouro com o cimento U200Clicker); 6f. Grupo OCC (interface do cimento U200Clicker com o ouro); 6g. Grupo OAO(interface do ouro com o cimento U200Automix); 6h.Grupo OAA (interface do cimento U200Automix com o ouro),

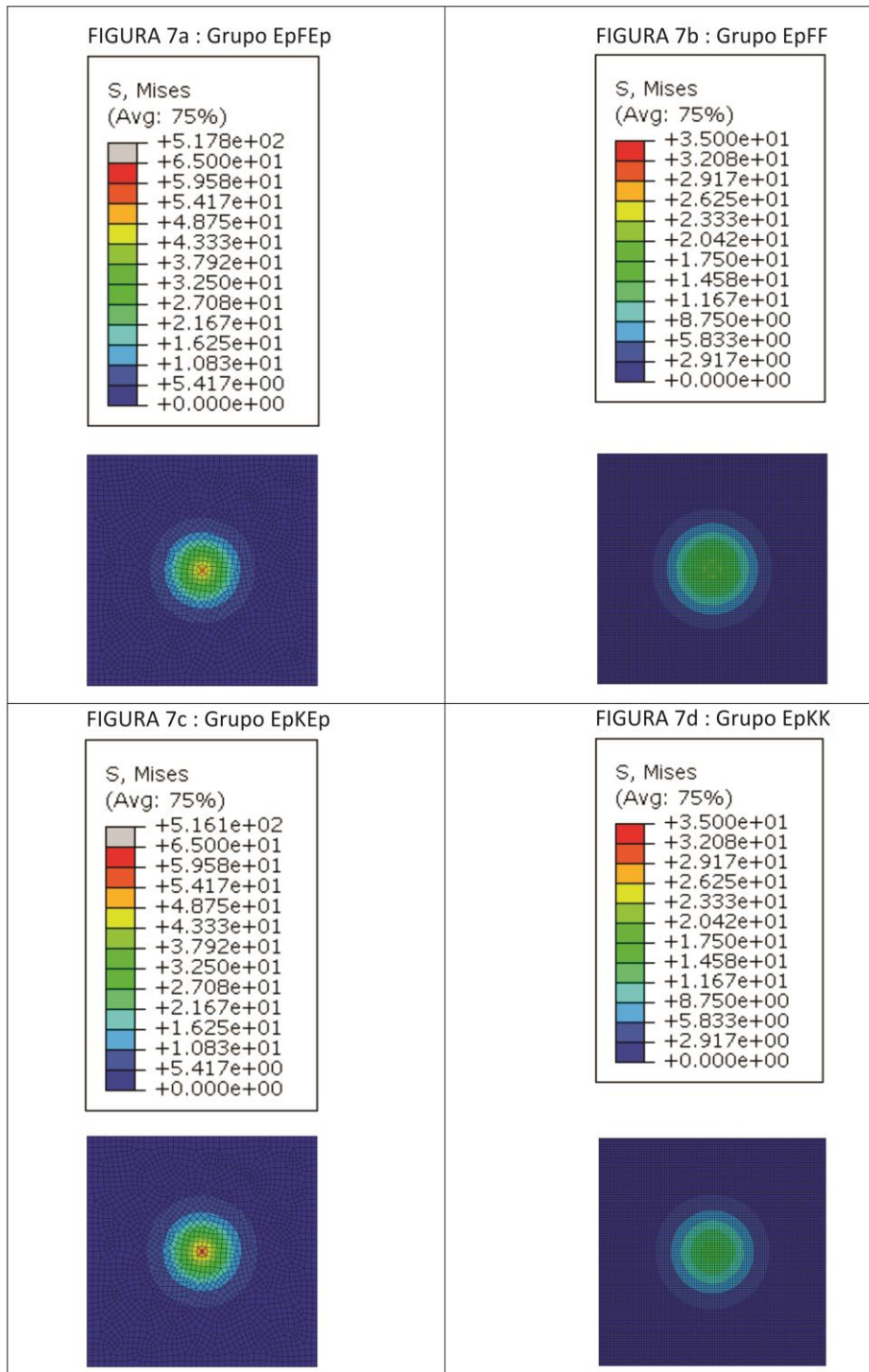


Figura:7a.Grupo EpFEp (interface do e.maxPress com o cimento Fosfato de zinco); 7b. Grupo EpFF(interface do cimento fosfato de zinco com o e.maxPress; 7c. Grupo EpKEp (interface do e.maxPres com o cimento Ketac-cem); 7d.Grupo EpKK(interface do cimento Ketac-Cem com o e.maxPress))

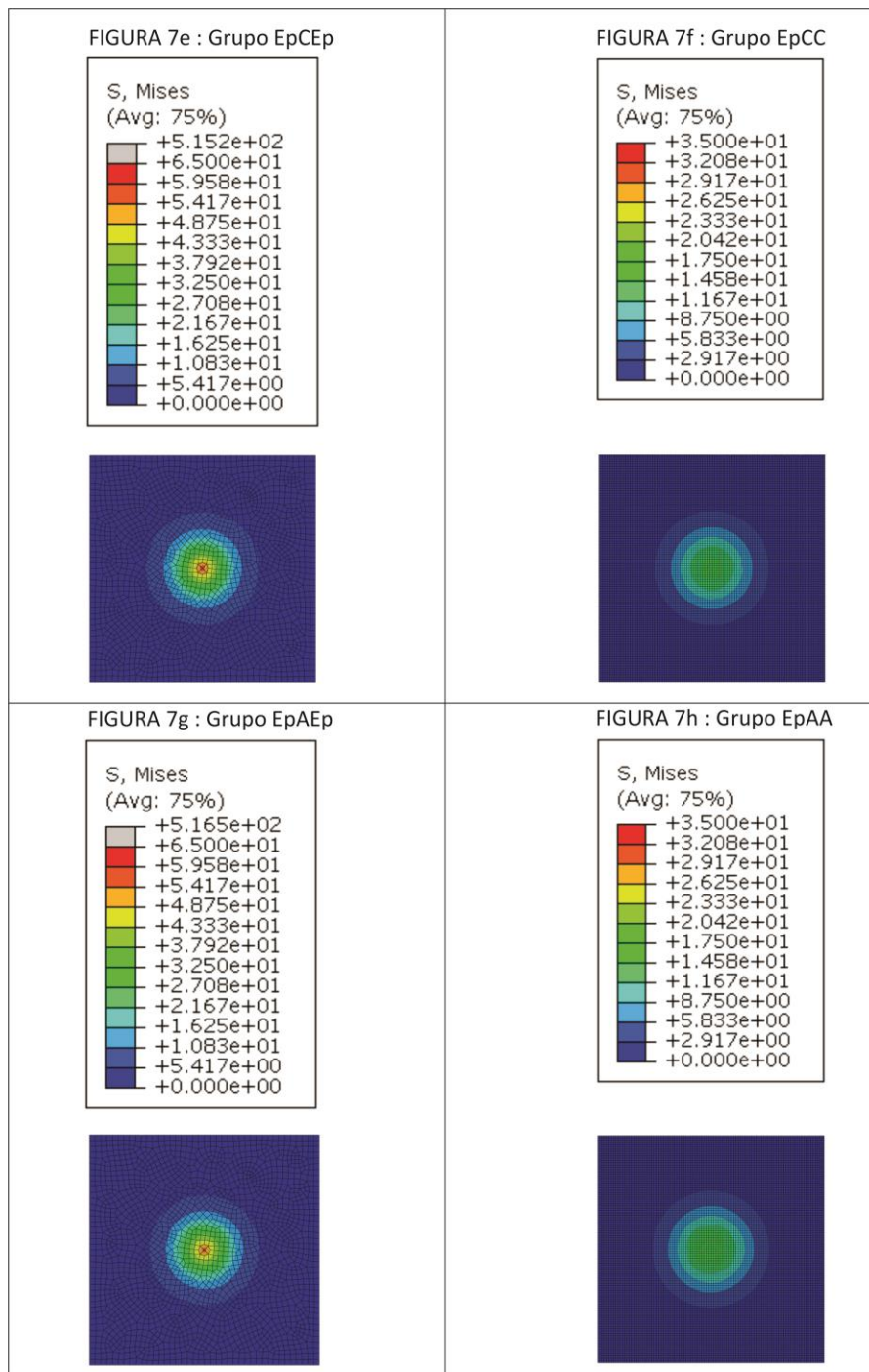


Figura:7e.Grupo EpCcEp (interface do e.maxPress com o cimento U200 Clicker); 7b. Grupo EpCC (interface do cimento U200Clicker com o e.maxPress; 7c. Grupo EpAEp(interface do e.maxPres com o cimento U200Automix); 7d.Grupo EpAA(interface do cimento U200Automix com o e.maxPress).

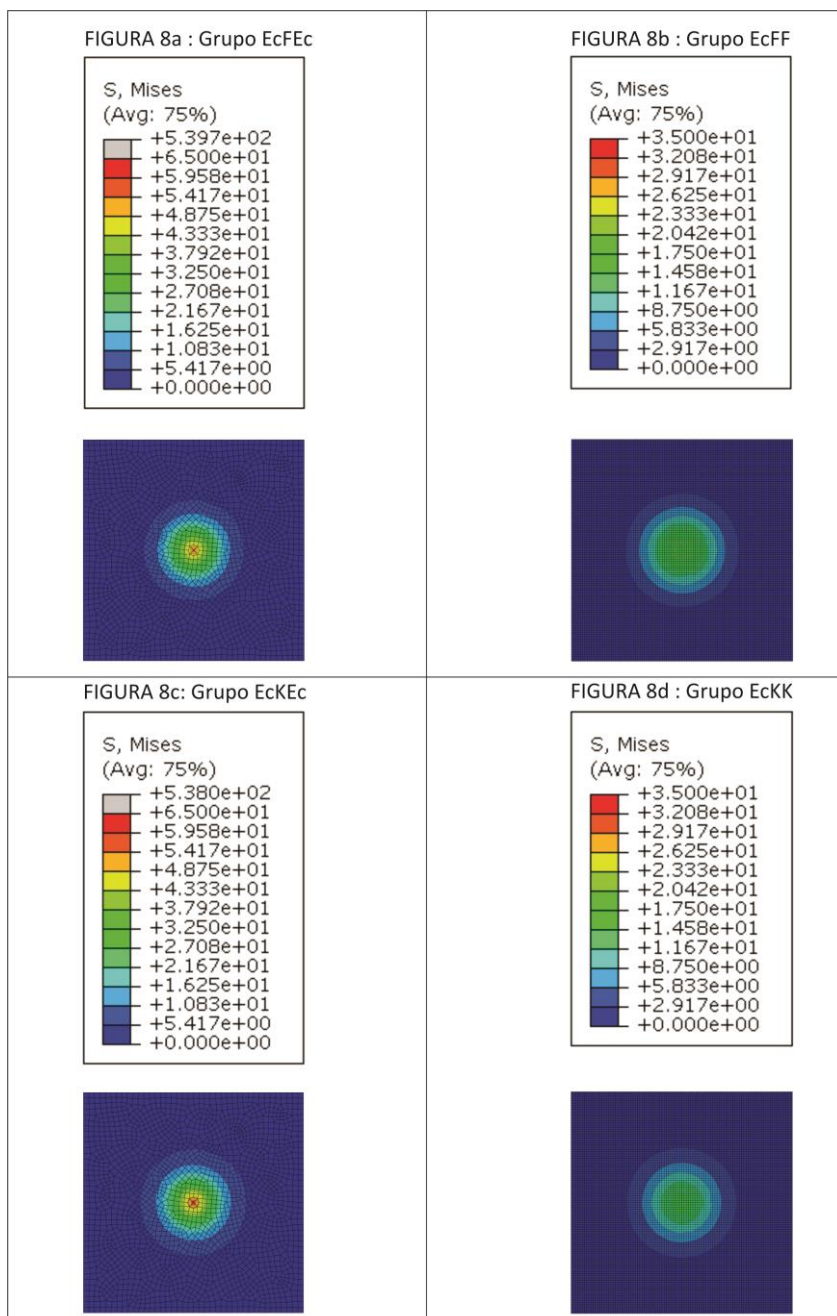


Figura:8a.Grupo EcFEc (interface do e.maxCAD com o cimento Fosfato de zinco); 8b. Grupo EcFF(interface do cimento fosfato de zinco com o e.maxCAD; 8c. Grupo EcKEc(interface do e.maxCAD com o cimento Ketac-cem); 8d.Grupo ECKK(interface do cimento Ketac-Cem com o

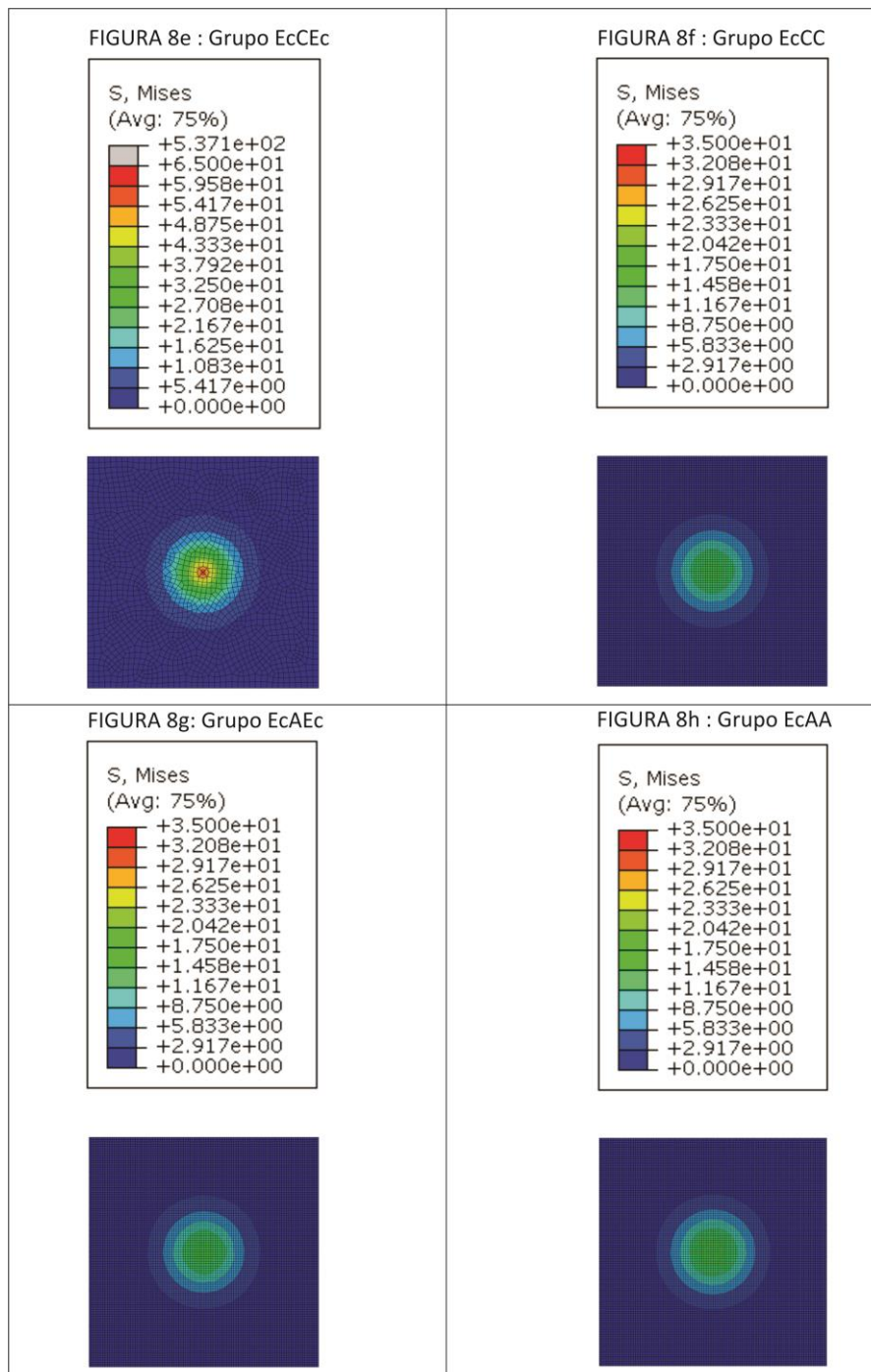


Figura:8e.Grupo EcCEc(interface do e.maxCAD com o cimento U200 Clicker); 8f.Grupo EcCC (interface do cimento U200Clicker com e.maxCAD);8g.Grupo EcAEc (interface do e.maxCAD com o cimento U200Automix);8h. Grupo EcAA(interface do cimentoU200Automix com o e.maxCAD).

O programa Abaqus® forneceu o valor de tensão em cada ponto para todos os materiais (Gráfico 1). Com esses dados foi possível criar um gráfico tensão vs distância, o qual descreve os picos de tensão em cada ponto ao longo de toda a amostra.

A análise de elemento finito é uma análise apenas qualitativa descritiva, e com o intuito de melhorar a descrição, estudou-se a possibilidade de desenvolver um modelo matemático/estatístico a partir dos dados. A idéia foi modelar o conjunto de dados observados por uma função conhecida, neste caso, uma gaussiana (distribuição normal).

Os valores numéricos referentes à distribuição de tensão nos materiais na interface material restaurador/cimento foram inseridos no toolbox do software Matlab (MatWorks, USA) denominado “*curve fitting tool (cftool)*”, para realizar uma modelagem via distribuição normal.

Foi utilizada a seguinte equação:

$$f(x) = a * \exp(-((x-b)/c)^2); \quad (1)$$

em que:

a, b e c são os parâmetros calculados no ajuste, sendo:

- ‘a’ se refere à Tensão Máxima
- ‘b’ é a localização média da distribuição
- ‘c’ é referente à largura da distribuição de tensão.
- f(x) = distribuição de tensão na interface
- x = cimento ou material restaurador.

O coeficiente de determinação, também chamado de R^2 , é uma medida de ajustamento de um modelo estatístico linear generalizado, como na regressão linear, em relação aos valores observados. O R^2 varia entre 0 e 1, indicando, em percentagem, o quanto o modelo consegue explicar os valores observados.

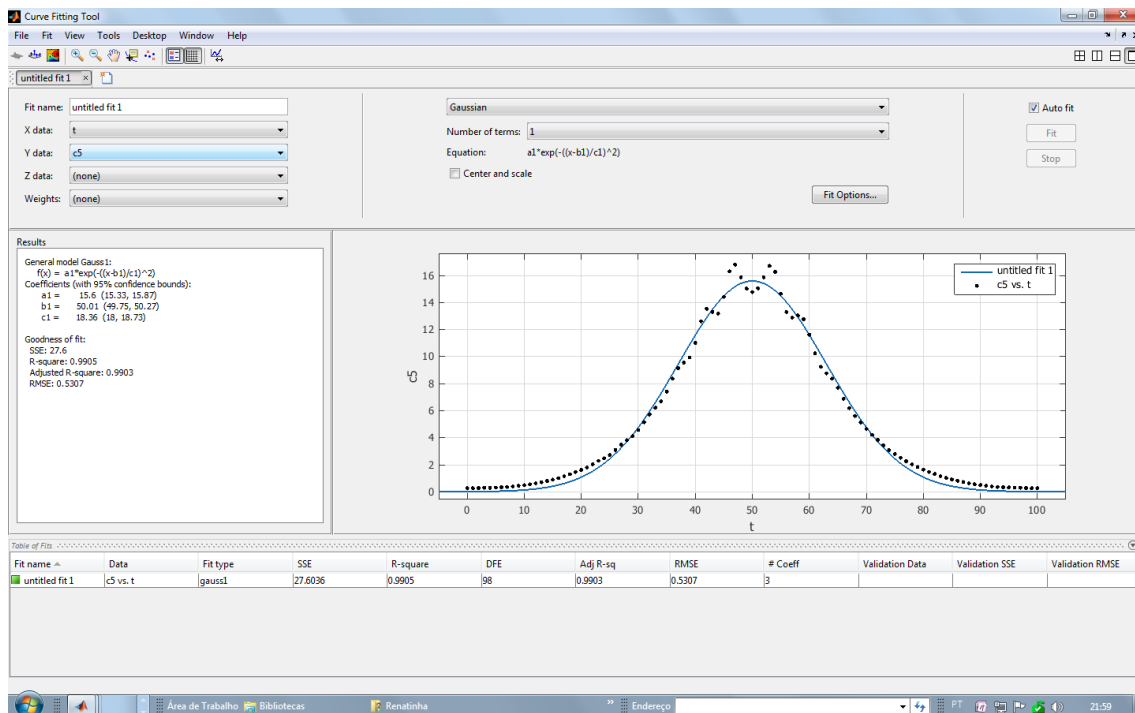


Figura 9: Modelagem dos dados utilizando a distribuição normal. Os pontos representam os valores reais obtidos das imagens do MEF, a linha em azul representa a curva ajustada dos dados. O gráfico 1 representa a imagem final obtida por esta análise.

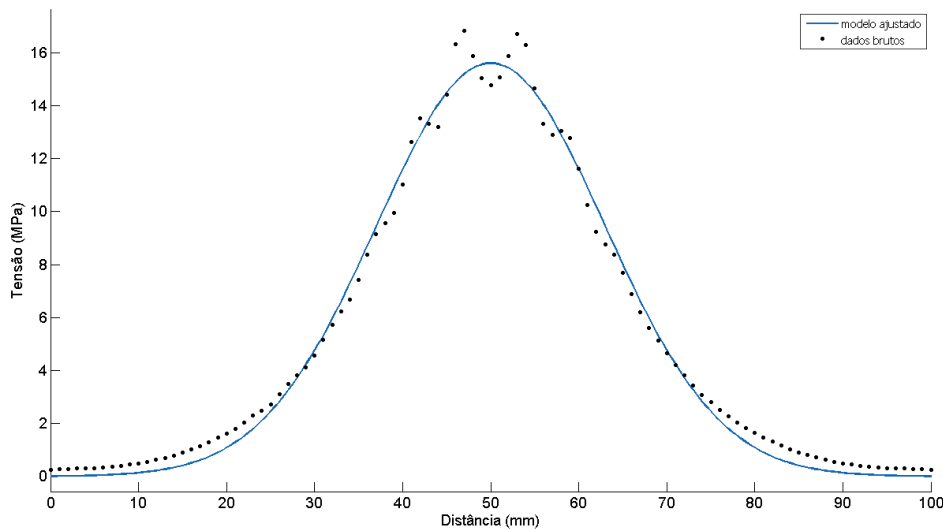


Gráfico 1: Representação gráfica do modelo obtido pelo software. Os pontos representam os valores reais obtidos das imagens do MEF, a linha em azul representa a curva ajustada dos dados.

Os dados foram inseridos no software Matlab para o posterior ajuste por meio do modelo Gaussiano (Figura 9), sendo que este procedimento foi realizado para todos os materiais utilizados no estudo.

A descrição da análise qualitativa foi realizada com base na sobreposição dos gráficos obtidos através dos valores reais, juntamente com os valores da normalização da curva. Para isso, criou-se uma comparação de dados reais e dados preditivos do modelo.

Ao avaliar o comportamento dos cinco materiais restauradores, fixou-se a variável o cimento fosfato de zinco, observou-se que o maior pico de tensão encontrado foi do Lava Ultimate e o menor o da zircônia. Os outros três materiais, ouro, e.max CAD e e.maxPress, apresentaram valores máximo de tensão intermediários (Gráfico 2). O cimento fosfato de zinco, por observação, apresentou uma menor sobrecarga com a Zircônia em comparação com os outros materiais. O que sugere que materiais menos resilientes absorvem menos a força aplicada, gerando menos tensão sobre o agente cimentante. Ao contrário, materiais mais resilientes, como Lava

Ultimate, absorvem mais a força aplicada, podendo levar a uma sobrecarga maior no cimento.

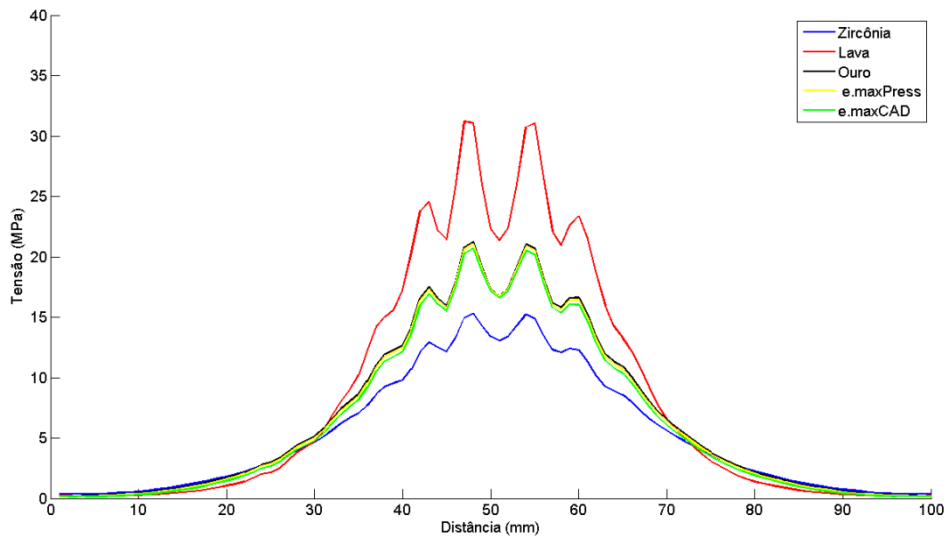


Gráfico 2: Perfil de distribuição de tensão nos materiais restauradores fixando o cimento fosfato de zinco.

Tabela 4: Comparação entre valores da análise do MEF e valores preditivos do modelo Gaussiano para o cimento fosfato de zinco.

Cimento Fosfato de Zinco					
Material Restaurador	VRT	VPT (a)	DP	R ² Ajust.	Largura dos Picos de Tensão (c)
Zircônia	15.32	13.64	4.90	0.99	0.71
Lava Ultimate	31.18	28.52	9.75	0.99	0.54
Ouro	21.23	17.56	6.76	0.99	0.67
e.amxPress	21.05	17.41	6.72	0.99	0.66
e.amxCAD	20.69	17.22	6.63	0.99	0.65

Legenda: Valor real de tensão (VRT); Valor preditivo de tensão – a (VPT); Desvio padrão(DP); R² ajustado (R²Ajust); Largura dos Picos de Tensão (c).

Em todos os gráficos seguintes, os materiais restauradores apresentaram o mesmo padrão de comportamento independente do cimento utilizado.

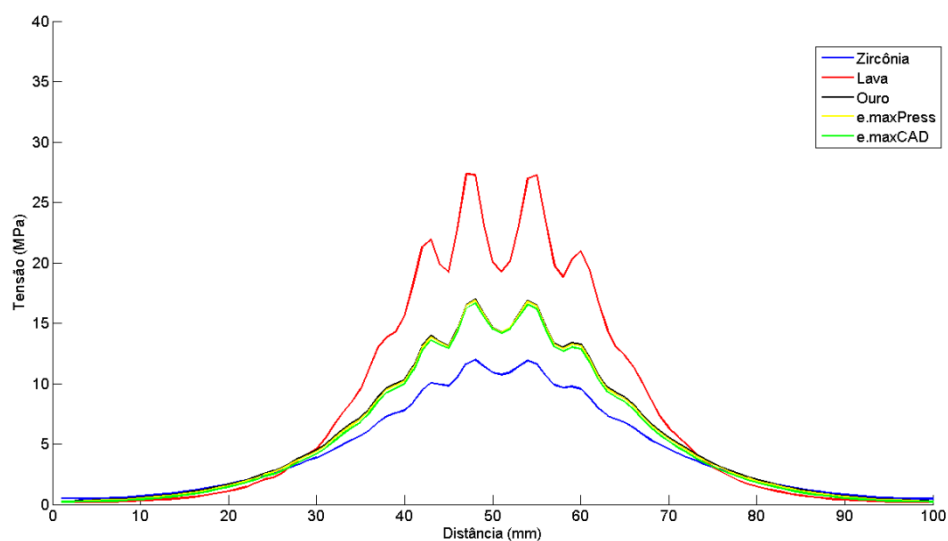


Gráfico 3: Perfil de distribuição de tensão para todos os materiais restauradores fixando o cimento Ketac-Cem

Tabela 5: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o cimento Ketac-Cem.

Cimento Ketac-Cem					
Material Restaurador	VRT	VPT (a)	DP	R ² Ajust.	Largura dos Picos de Tensão (c)
Zircônia	11.98	11.06	3.79	0.98	0.72
Lava Ultimate	27.37	24.51	8.64	0.97	0.57
Ouro	16.98	15.56	5.40	0.98	0.65
e.amxPress	16.66	15.37	5.34	0.99	0.64
e.maxCAD	16.88	15.5	5.38	0.98	0.63

Valor real de tensão (VRT); Valor preditivo de tensão – a (VPT); Desvio padrão(DP); R²ajustado (R²Ajust); Largura dos Picos de Tensão (c).

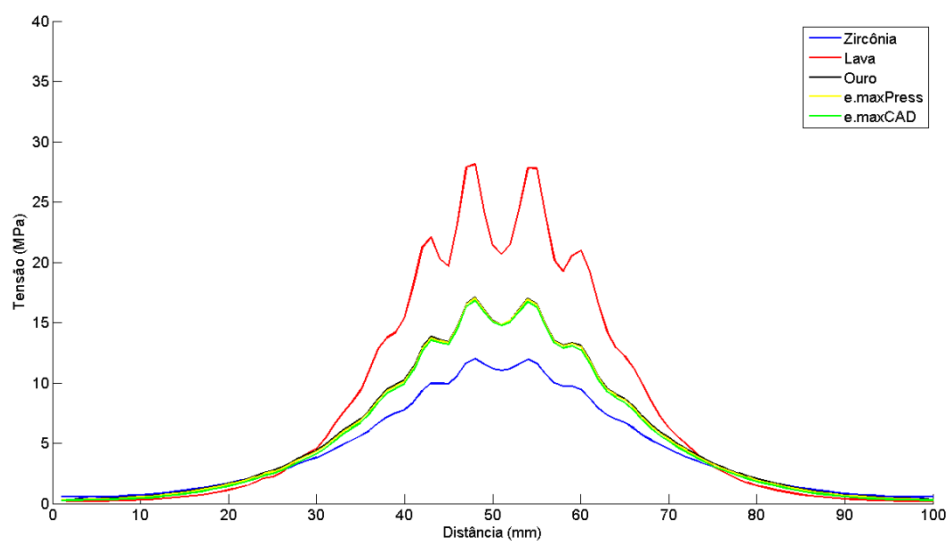


Gráfico 4: Perfil de distribuição de tensão para todos os materiais restauradores fixando o cimento RelyX U200 Clicker.

Tabela 6: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o cimento RelyX U200 Clicker.

Cimento RelyX U200 Clicker					
Material Restaurador	VRT	VPT (a)	DP	R ² Ajust.	Largura dos Picos de Tensão (c)
Zircônia	12.00	11.12	4.25	0.98	0.71
Lava Ultimate	28.12	25.25	7.46	0.98	0.56
Ouro	17.09	15.73	5.40	0.98	0.64
e.amxPress	17.01	15.71	5.32	0.98	0.63
e.maxCAD	16.82	15.60	5.19	0.99	0.62

Valor real de tensão (VRT); Valor preditivo de tensão – a (VPT); Desvio padrão(DP); R²ajustado (R²Ajust); Largura dos Picos de Tensão (c).

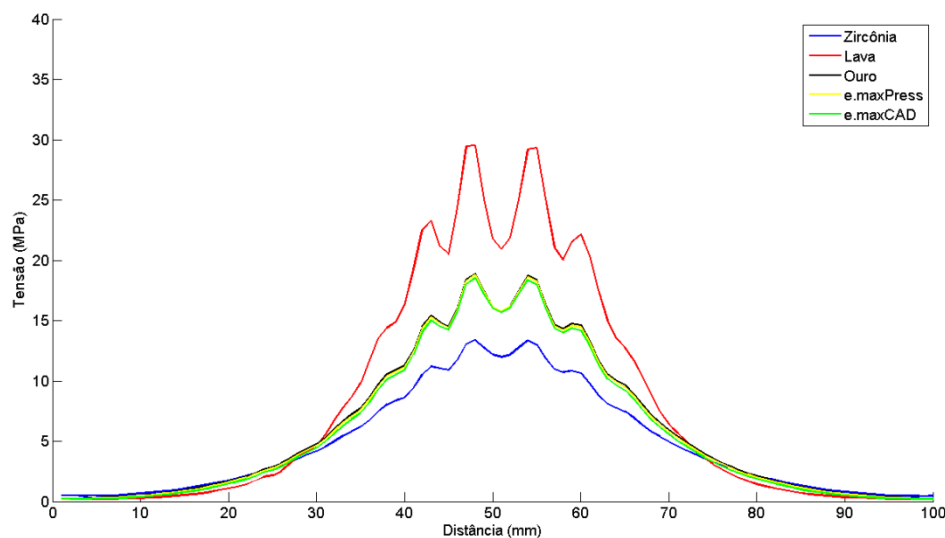


Gráfico 5: Perfil de distribuição de tensão para todos os materiais restauradores fixando o cimento RelyX U200 Automix.

Tabela 7: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o cimento RelyX U200 Automix.

Cimento RelyX U200 Automix					
Material Restaurador	VRT	VPT (a)	DP	R ² Ajust.	Largura dos Picos de Tensão (c)
Zircônia	13.41	12.39	4.26	0.98	0.20
Lava Ultimate	29.51	26.39	9.26	0.97	0.16
Ouro	18.88	17.28	6.00	0.98	0.18
e.amxPress	18.77	17.22	5.98	0.98	0.18
e.maxCAD	18.51	17.06	5.93	0.99	0.18

Valor real de tensão (VRT); Valor preditivo de tensão – a (VPT); Desvio padrão(DP); R²ajustado (R²Ajust); Largura dos Picos de Tensão (c).

O parâmetro “a” que se refere à tensão máxima no modelo ajustado, para o Lava Ultimate foi o maior comparado aos outros. Entre o ouro,

e.maxCAD e e.maxPress foi quase idêntico, e foi o menor para a zircônia. Esse perfil de distribuição da tensão nos materiais restauradores foi observado para todos os cimentos.

Pode-se observar que a zircônia, com o maior E, foi o material restaurador que apresentou a menor variância de pico tensão em todos os cimentos, e ao avaliar o parâmetro “c” (largura dos picos de tensão) teve a melhor distribuição da tensão ao longo de toda a interface. Já a Lava Ultimate com menor E, foi o material que apresentou os maiores picos de tensão, logo absorveu mais as tensões. Os demais materiais restauradores, ouro de composição química diferente do e.maxCAD e e.maxPress, mas com E muito próximo (90, 95 e 91,6 GPa), respectivamente, apresentaram um comportamento similar em relação a absorção das tensões. Os dados dos gráficos podem ser confrontados com as imagens do MEF, que reforçam a descrição dos resultados.

O módulo de elasticidade dos materiais parece predizer o seu comportamento frente à distribuição de tensão. Materiais de composição química diferentes, mas com E próximos apresentam uma resposta similar nos testes aplicados. A resiliência do material também parece interferir na absorção de força como pode ser observado Lava Ultimate, que possui o menor módulo de elasticidade entre os materiais restauradores do estudo, e comportou-se como o que melhor absorveu as tensões, mas não foi o que melhor distribuiu.

Observando os gráficos é possível fazer uma correlação entre a largura dos picos de tensão e módulo elástico. A distribuição da tensão ocorre ao longo de toda a interface do material quando aplica-se uma força de carga, mas, a homogeneidade desta distribuição parece estar relacionada com o

módulo elástico do material. A zircônia com o mais alto E apresentou a melhor distribuição de tensão, ou seja, picos de tensão mais uniformes; o ouro, e.maxCAD e e.max-Press com módulo E intermediário entre os materiais e muito próximo entre si, apresentaram o mesmo perfil de distribuição de tensão, mas com um pouco mais de variação dos picos de tensão; o Lava Ultimate, com menor módulo E apresentou maior variância na distribuição dos picos.

Fazendo outra comparação, mas agora fixando os materiais restauradores, foi possível observar o perfil de distribuição de tensão nos agentes cimentantes. Assim como para os materiais restauradores, os gráficos mostram os valores reais obtidos da análise do MEF na interface dos cimentos. As tabelas mostram os valores preditivos de tensão máxima dos cimentos após o ajuste do modelo gaussiano.

As tabelas abaixo apresentam os valores de tensão máxima para os cimentos quando fixa-se os materiais restauradores.

Tabela 8: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para a Zircônia.

Zircônia					
Cimento	VRT	VPT (a)	DP	R ² Ajust.	Largura dos Picos de Tensão (c)
<i>Fosfato de Zinco</i>	58.65	52.96	16.86	0.96	0.13
<i>Ketac-Cem</i>	61.25	54.99	17.49	0.96	0.13
<i>U200 clicker</i>	61.89	55.40	17.67	0.96	0.13
<i>U200 Automix</i>	60.43	54.32	17.29	0.96	0.13

Valor real de tensão (VRT); Valor preditivo de tensão – a (VPT); Desvio padrão(DP); R²ajustado (R²Ajust); Largura dos Picos de Tensão (c).

Tabela 9: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para Lava Ultimate.

Lava Ultimate					
Cimento	VRT	VPT (a)	DP	R ² Ajust.	Largura dos Picos de Tensão (c)
Fosfato de Zinco	49.53	46.52	14.61	0.98	0.11
Ketac-Cem	51.10	47.86	14.91	0.98	0.11
U200 clicker	51.41	48.10	14.98	0.98	0.11
U200 Automix	50.49	47.32	14.79	0.98	0.11

Valor real de tensão (VRT); Valor preditivo de tensão – a (VPT); Desvio padrão(DP); R²ajustado (R²Ajust); Largura dos Picos de Tensão (c).

Tabela 10: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o Ouro.

Ouro					
Cimento	VRT	VPT (a)	DP	R ² Ajust.	Largura dos Picos de Tensão (c)
Fosfato de Zinco	54.79	46.55	14.80	0.97	6.3
Ketac-Cem	58.29	49.55	15.60	0.96	6.24
U200 clicker	59.08	50.11	15.79	0.96	6.31
U200 Automix	57.15	48.54	15.33	0.96	6.27

Valor real de tensão (VRT); Valor preditivo de tensão – a (VPT); Desvio padrão(DP); R²ajustado (R²Ajust); Largura dos Picos de Tensão (c).

Tabela 11: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o e.max PRESS.

e.max PRESS					
Cimento	VRT	VPT (a)	DP	R ² Ajust.	Largura dos Picos de Tensão (c)
Fosfato de Zinco	55.31	47.21	15.00	0.97	6.25
Ketac-Cem	58.57	49.89	15.73	0.96	6.24
U200 clicker	59.26	50.33	15.89	0.96	6.32
U200 Automix	57.49	48.96	15.48	0.96	6.26

Valor real de tensão (VRT); Valor preditivo de tensão – a (VPT); Desvio padrão(DP); R²ajustado (R²Ajust); Largura dos Picos de Tensão (c).

Tabela 12: Comparação entre valores da análise do MEF x valores preditivos do modelo Gaussiano para o e.max CAD.

e.max CAD					
Cimento	VRT	VPT (a)	DP	R ² Ajust.	Largura dos Picos de Tensão (c)
Fosfato de Zinco	56.13	48.21	15.31	0.97	6.20
Ketac-Cem	59.00	50.39	15.93	0.96	6.25
U200 clicker	59.53	50.63	16.04	0.96	6.36
U200 Automix	58.02	49.60	15.71	0.96	6.25

Valor real de tensão (VRT); Valor preditivo de tensão – a (VPT); Desvio padrão(DP); R²ajustado (R²Ajust); Largura dos Picos de Tensão (c).

Fazendo uma comparação para o perfil de distribuição de tensão para cada cimento, observa-se que o cimento fosfato de zinco foi o que apresentou os menores valores de tensão máxima entre os cimentos,

independente do material restaurador. Os dados sugerem que ele absorve menos as tensões geradas pelo material restaurador.

Avaliando a largura dos picos de tensão (c) é possível observar o perfil de distribuição de tensão do cimento quanto a homogeneidade de sua distribuição. Comparando os valores de c , a largura dos picos de tensão manteve também um padrão, os cimentos, aparentemente, apresentaram valores muito próximos.

O cimento de ionômero de vidro e os cimentos resinosos RelyXU200 clicker e automix, apresentaram tanto nos gráficos quanto nas tabelas o mesmo padrão de distribuição independente do material restaurador utilizado. Um ponto que deve ser considerado é que o módulo elástico dos mesmos eram muito próximos. Isso sugere que materiais que possuem módulo elástico aproximado podem apresentar uma similaridade no comportamento para distribuição de tensão, lembrando que neste estudo os cimentos estão sendo avaliados com base apenas no seu módulo elástico. A diferença de composição química, além de outros fatores, devem ser considerados para afirmar esta semelhança de comportamento dos cimentos.

9. DISCUSSÃO

É quase impossível para uma simulação em computador incluir todos os fatores encontrados no meio bucal. A aplicabilidade dos resultados do MEF depende da similaridade de forma, dimensão, características do material, da carga aplicada nos modelos e do modelo real.

Alguns estudos mostram que é possível fazer considerações sobre os locais que apresentam maior concentração de tensão no objeto do estudo e correlacioná-los com as propriedades dos materiais (Ausiello, Franciosa et al. 2011, Benazzi, Kullmer et al. 2011, Mahmoudi, Saidi et al. 2012). Essa foi uma das metas deste estudo, descrever, buscando mais dados da própria análise do MEF, os resultados encontrados.

Muitos fatores podem contribuir para obtenção dos dados como a geometria da coroa do dente, que é uma determinante no efeito da película de cimento na resistência à fratura (Rafferty, Bonfante et al. 2010, Bonfante, Rafferty et al. 2012). Entretanto, Prakki, Cilli et al. (2007) usaram amostras com uma configuração simples, na qual o ponto de aplicação de força foi idêntico e suportava os discos cerâmicos, uniformemente, cimentados com diferentes espessuras de filme. Optaram pelo modelo simples, pois a geometria complexa das coroas de molares torna extremamente difícil determinar, quantitativamente, a resistência à fratura com aplicação de forças oclusais. No referido estudo de Prakki e colaboradores foi observado que o aumento na espessura de cimento resultou no aumento da resistência à fratura em cerâmicas com 1mm. Já para as cerâmicas com 2mm, a espessura do filme não influenciou na resistência à fratura. Eles utilizaram um modelo 3D de um sólido, simples,

pré-definido, que assumiu que, os materiais presentes em suas camadas, eram linearmente elásticos, homogêneos e isotrópicos.

Para determinar a espessura das camadas do sólido, o presente estudo baseou-se na literatura que descreve uma espessura ideal de cimentação variando de 90 a 100 μ m (Coelho, Bonfante et al. 2009, Liu, Lu et al. 2011) para reduzir o nível de tensão em toda a estrutura cimentada. Uma espessura mínima para o material restaurador de 1,5mm foi baseada em dados clínicos e na literatura (Coelho, Bonfante et al. 2009) onde a espessura de 1,5 mm de material restaurador seria satisfatório para as características mecânicas dos materiais utilizados. 4 mm de espessura referente ao substrato dentinário, representado pela resina Z100 (3MESPE), foi determinado considerando medidas anatomo-morfológicas deste substrato após preparo cavitário realizado.

Modelos simples geram dados, que se cuidadosamente analisados, podem prever a confiabilidade dos achados. Os dados do cimento fosfato de zinco, por exemplo, sugerem que ele absorve menos as tensões geradas pelo material restaurador, que contrapõe os relatos da literatura, em que o material cimentante, ter um E alto é importante, principalmente, nas regiões de grande força mastigatória (Oilo and Espevik 1978, Diaz-Arnold, Vargas et al. 1999). Mas, entre os cimentos avaliados, o cimento fosfato de zinco possui o E mais alto, nem por isso foi o que melhor distribuiu as tensões, talvez devido as suas características físicas. Os demais cimentos apresentaram um perfil de distribuição bem próximo, assim como o módulo de elasticidade entre 6,3 – 8,9 GPa. Como visto anteriormente, o módulo de elasticidade refere-se à rigidez do material, com os resultados do estudo, sugere-se que materiais menos rígidos são capazes de

absorver melhor as forças, ao contrário do cimento fosfato de zinco com E de 13,7GPa. Este deve ser um ponto para outros estudos, no intuito de elucidar também a influência do comportamento do substrato na distribuição da tensão. Uma vez que é possível observar que os menores valores do módulo de elasticidade apresentaram as melhores respostas, contradizendo autores (Li and White 1999) que sugerem o módulo de elasticidade do cimento entre o do material restaurador e do cimento.

O módulo de elasticidade está vinculado à rigidez do material e pode ser calculado através de qualquer ensaio de resistência, como à flexão. Uma resina composta com baixo módulo de elasticidade pode ser fraturar ou se deformar frente às tensões mastigatórias. Por outro lado, materiais com rigidez excessiva absorvem muito pouco as tensões provenientes das cargas mastigatórias e têm o inconveniente de transferir quase que totalmente as tensões desse impacto à interface de união e às estruturas duras do dente (Fong, Dickens et al. 2005).

Alguns autores sugerem que o cimento deveria ter um módulo de elasticidade entre o da dentina e o material restaurador (Anusavice and Hojjatie 1992, Li and White 1999). No presente estudo, através apenas de observações, não foi possível afirmar que o módulo de elasticidade do material cimentante deva ser menor que o da dentina, mas sugere que materiais com módulos de elasticidade menores apresentam um perfil de distribuição melhor, estudos mais minuciosos devem ser realizados para confirmar se essa afirmação é verdadeira. Basta lembrar que a macro e micro estrutura do esmalte e dentina são bem diferentes dos materiais restauradores e dos agentes cimentantes disponíveis na odontologia e que suas propriedades baseadas apenas no módulo de elasticidade não

seriam, desta forma, suficientes para concluir e sugerir que um material restaurador e ou agente cimentante deveriam ter módulo semelhante ao do esmalte e ou dentina para ser o material ideal.

Estudos corroboram para que alguns fatores devam ser considerados: módulo de elasticidade dos materiais (Li and White 1999), modo de polimerização (Hofmann, Papsthart et al. 2001, Faria-e-Silva, Piva et al. 2012), resistência à fratura (Attar, Tam et al. 2003, Prakki, Cilli et al. 2007, Heintze, Cavalleri et al. 2008, Campos, Soares et al. 2011), espessura da película de cimento (Silva, Coelho et al. 2008, Moraes, Boscato et al. 2011, May, Kelly et al. 2012), resistência à flexão (Nakamura, Wakabayashi et al. 2010, Fleming, Hooi et al. 2012), entre outros.

Fazer uma correlação entre o módulo elástico do material restaurador/cimento/substrato, parece ser um meio de elucidar o perfil de distribuição de tensão do sistema e possibilitar a caracterização do cimento ideal para cada material restaurador, uma vez que, segundo Shen (2005) a resistência à tensão e o módulo de elasticidade são indicativos da capacidade de resistir a grandes esforços mastigatórios, evitando deslocamento das restaurações, e/ou microinfiltrações.

Ilie and Simon (2012) mostram uma boa correlação do módulo de elasticidade e resistência à flexão, sendo o último parâmetro a ser considerado na propriedade fundamental do material, o que sugere que um material com baixo módulo elástico sofrerá maior deformação elástica sobre a ação de forças funcionais. Attar, Tam et al. (2003) relatam que um alto E e alta resistência à flexão, melhoram as propriedades mecânicas dos cimentos resinosos, e juntamente com sua capacidade adesiva tornam

o uso de cimentos resinosos importante em determinadas situações clínicas, como restaurações com pouca retenção.

Liu, Lu et al. (2011) mostram em seu estudo que o cimento com o maior módulo de elasticidade (8,3 GPa) resultou nas menores tensões sobre as camadas dos copings e da cerâmicas de cobertura, o que vem comprovar o achado do presente estudo no qual os E (6,3-7,6-8,9GPa) dos cimentos RelyXU200 Clicker, Ketac-Cem e RelyXU200 Automix, respectivamente, foram os que apresentaram o melhor comportamento frente as forças geradas pelos materiais restauradores.

Segundo Kamposiora, Papavasiliou et al. (2000) a espessura do cimento não afetou os níveis e a distribuição da tensão, exceto para o fosfato de zinco. As maiores tensões foram encontradas nos cimentos com alto módulo de Young. Entretanto, os términos do preparo em chanfro poderiam levar a maior tensão nas margens, aumentando o risco de micro-fratura do cimento e possivelmente a falha da coroa. Observaram que o cimento de ionômero de vidro e os cimentos resinosos tem propriedades mecânicas com mais chances de resistir a micro-fratura, como foi encontrado no presente estudo. May, Kelly et al. (2012), observaram que espessuras maiores do cimento podem comprometer as propriedades finais da cimentação devido ao stress de contração.

A composição química do material e modo de polimerização parecem ter uma interrelação com o módulo de elasticidade (Faria-e-Silva, Piva et al. 2012), como afirmam também Hofmann, Papsthart et al. (2001) que correlacionam a conversão de ligações duplas com a resistência à flexão e o módulo elástico. As propriedades mecânicas dos compósitos resinosos são influenciadas pelo tipo e composição da matriz resinosa, tipo e

quantidade de carga e modo de polimerização. As partículas de carga incorporadas na matriz melhoram as propriedades mecânicas mais do que sua própria matriz. Portanto, espera-se que, até certo ponto, uma alta quantidade de carga melhore as propriedades mecânicas (Hofmann, Papsthart et al. 2001).

Os cimentos resinosos de dupla polimerização têm sido recomendados para cimentação de inlays cerâmicas ou de resinas laboratoriais, para que a atenuação da fotoativação através do material restaurador seja compensada, permitindo a completa polimerização dos cimentos, mesmo nas porções mais profundas do preparo, onde o acesso da luz fica comprometido (Hofmann, Papsthart et al. 2001). Talvez o uso do MEF para auxiliar na determinação das propriedades ideais dos agentes cimentantes, seja um meio de diminuir o custo de pesquisas laboratoriais, uma vez que podem prever, de alguma forma, os resultados da análise proposta.

Lançando mão desta ferramenta de simulação, seria interessante avaliar o comportamento dos cimentos correlacionando a espessura da película ao módulo de elasticidade, para verificar se o modo de distribuição da tensão é influenciado ou não pela espessura do cimento. Já que uma maior espessura da película de cimento torna o material restaurador com 1mm de espessura mais resistente, e para materiais restauradores com 2mm de espessura a variação da película do cimento não influencia na resistência (Prakki, Cilli et al. 2007). De Jager, Pallav et al. (2004) mostram que o módulo de elasticidade aumenta com o aumento do fator C.

Uma limitação deste estudo foi a consideração da adesão do cimento fosfato de zinco na simulação, uma vez que este cimento não possui adesividade nem ao substrato quanto ao material restaurador.

Dando continuidade a este estudo será realizado um ensaio laboratorial para comparar os resultados de um teste de compressão sobre corpos-de-prova (substrato/cimento/material restaurador) com os resultados preditivos do MEF. O estudo avaliará se os pontos máximos de tensão do MEF coincidem com as fraturas dos corpos-de-prova, que serão avaliadas por uma análise de fratura.

10. CONCLUSÃO

A partir das hipóteses de pesquisa propostas, pode ser concluir que:

- Materiais restauradores com módulo de elasticidade diferentes apresentaram padrões de distribuição de tensão diferentes, mas independente de sua composição, materiais com E similares apresentaram comportamentos semelhantes quanto a distribuição das tensões. Isso comprova a hipótese de que a diferença no E dos materiais restauradores altera o comportamento dos cimentos odontológicos.
- O módulo de elasticidade parece ser um fator importante na distribuição do padrão tensão. O Lava Ultimate , que apresentou os maiores picos de tensão, possui o menor E entre os materiais restauradores utilizados, sugerindo que absorveu mais as tensões, mas não as distribuiu de forma homogênea, rejeitando a hipótese de que materiais restauradores com E maior absorveriam maior tensão gerando menores tensões nos cimentos.
- A rigidez do material restaurador, isto é, um módulo de elasticidade maior, sugere uma distribuição de tensões mais homogênea com valores máximos de tensão mais constantes, confirmando a hipótese de que a resiliência do material restaurador interfere diretamente no padrão de tensão gerada no agente cimentante.
- Os cimentos com menores E mostraram áreas com maior concentração de tensão, que correspondem aos maiores picos de tensão, rejeitando a hipótese de que cimentos com E maior distribuem melhor a tensão dos materiais restauradores.

Este estudo demonstra que mesmo através de uma simulação é possível prever o comportamento tanto dos cimentos quanto dos materiais

restauradores, e sugere que um estudo mais detalhado com base nas propriedades básicas dos materiais, seja possível uma melhor compreensão do comportamento da distribuição das tensões, com isso determinando o melhor tipo de cimento para cada tipo de material restaurador em cada situação clínica.

O presente estudo sugere que o uso de cimentos com menor módulo de elasticidade sejam os mais recomendados para a cimentação de materiais restauradores independente do seu módulo de elasticidade.

11. REFERÊNCIAS

- Anusavice, K. J., Ed. (2005). Phillips materiais dentários. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan S.A.
- Anusavice, K. J. and B. Hojjatie (1992). "Tensile stress in glass-ceramic crowns: effect of flaws and cement voids." Int J Prosthodont **5**: 351-358.
- Asmussen, E. and A. Peutzfeldt (2001). "Influence of selected components on crosslink density in polymer structures." Eur J Oral Sci **108**: 282-285.
- Attar, N., L. E. Tam and D. McComb (2003). "Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents." J Prosthet Dent **27**(5): 407-412.
- Attar, N., L. E. Tam and D. McComb (2003). "Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents." Journal of Prosthetic Dentistry **89**(2): 127-134.
- Ausiello, P., P. Franciosa, M. Martorelli and D. C. Watts (2011). "Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth." Dent Mat **27**: 423-430.
- Benazzi, S., O. Kullmer, I. Grosse and G. W. Weber (2011). "Using occlusal wear information and finite element analysis to investigate stress distributions in human molars." J Anat **219**: 259-272.
- Beschmidt, S. M. and J. R. Strub (1999). "Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth." Journal of Oral Rehabilitation **26**(7): 582-593.
- Bonfante, E. A., B. Rafferty, R. A. Zavanelli, N. R. F. A. Silva, E. D. Rekow, V. P. Thompson and P. G. Coelho (2010). "Thermal/mechanical simulation and laboratory fatigue testing of an alternative yttria tetragonal zirconia polycrystal core-veneer all-ceramic layered crown design." European Journal of Oral Sciences **118**(2): 202-209.
- Bonfante, E. A., B. T. Rafferty, N. Silva, J. C. Hanan, E. D. Rekow, V. P. Thompson and P. G. Coelho (2012). "Residual Thermal Stress Simulation in Three-Dimensional Molar Crown Systems: A Finite Element Analysis." Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry **21**(7): 529-534.
- Bonfante, E. A., I. Sailer, N. R. F. A. Silva, V. P. Thompson, E. D. Rekow and P. G. Coelho (2010). "Failure modes of Y-TZP crowns at different cusp inclines." Journal of Dentistry **38**(9): 707-712.
- Braga, R. R., P. F. Cesar and C. C. Gonzaga (2002). "Mechanical properties of resin cements with different activation modes." J Oral Rehabil **29**(3): 293-300.
- Campos, R. E., C. J. Soares, P. S. Quagliatto, P. V. Soares, O. B. de Oliveira Junior, P. C. Freitas Santos-Filho and S. M. Salazar-Marcho (2011). "In Vitro Study of Fracture Load and Fracture Pattern of Ceramic Crowns: A Finite Element and Fractography Analysis." Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry **20**(6): 447-455.
- Carlsson, G. E. and R. Omar (2006). "Trends in prosthodontics." Med Princ Pract **15**(3): 167-179.

- Caughman, W. F., D. C. N. Chan and F. A. Rueggeberg (2001). "Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations." Journal of Prosthetic Dentistry **85**(5): 479-484.
- Caughman, W. F., D. C. N. Chan and F. A. Rueggeberg (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. **85**: 479-484.
- Cekic-Nagas, I., S. Canay and E. Sahin (2010). "Bonding of resin core materials to lithium disilicate ceramics: the effect of resin cement film thickness." Int J Prosthodont **23**(5): 469-471.
- Chevalier, J. (2006). "What future for zirconia as a biomaterial?" Biomaterials **27**(4): 535-543.
- Christel, P., A. Meunier, J. M. Dorlot and e. al (1988). "Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery." Ann N Y Acad Sci **523**(234-56).
- Christel, P., A. Meunier, M. Heller and e. al (1989). "Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia." J Biomed Mater Res **23**(1): 45-61.
- Ciftci, Y. and S. Canay (2000). "The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations." Int J Oral Maxillofac Impl **15**(4): 571-582.
- Coelho, P. G., E. A. Bonfante, N. R. F. Silva, E. D. Rekow and V. P. Thompson (2009). "Laboratory Simulation of Y-TZP All-ceramic Crown Clinical Failures." Journal of Dental Research **88**(4): 382-386.
- Coelho, P. G., E. A. Bonfante, N. R. F. A. Silva, E. D. Rekow and V. P. Thompson (2009). "Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown Clinical Failures." J Dent Res **88**(4): 382-386.
- Coelho, P. G., N. R. Silva, E. A. Bonfante, P. C. Guess, E. D. Rekow and V. P. Thompson (2009). "Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems." Dental Materials **25**(9): 1122-1127.
- Conrad, H. J., W. J. Seong and I. J. Pesun (2007). "Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review." J Prosthet Dent **98**(5): 389-404.
- Cook, R. D., D. Malkus and M. E. Plesha (1989). Cook RD, Malkus D, Plesha ME.
- Craig, R. G. (2002). Restorative dental materials. St. Louis.
- Curtis, S. R., M. W. Richards and J. C. Meiers (1993). "Early erosion of glass-ionomer at crown margins." Int J Prosthodont **6**(6): 553-557.
- De Jager, N., P. Pallav and A. J. Feilzer (2004). "The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers." Dent Mat **20**: 457-462.
- De Jager, N., P. Pallav and A. J. Felizer (2004). "Finite element analysis model to simulate the behaviour of luting cements during setting." Dent Mat **21**: 1025-1032.
- Dejak, B., A. Mlotkowski and C. Langot (2012). "Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials." Dental Materials **28**: 433-441.
- Denry, I. and J. A. Holloway (2010). "Ceramics for dental applications: a review." Materials **3**(1): 351-368.

Denry, I. and J. R. Kelly (2008). "State of the art of zirconia for dental applications." Dent Mat **24**(3): 299-307.

Diaz-Arnold, A. M., M. A. Vargas and D. R. Haselton (1999). "Current status of luting agents for fixed prosthodontics." Journal of Prosthetic Dentistry **81**(2): 135-141.

Dong, J. K., H. Luthy, A. Wohlwend and e. al. (1992). "Heat-pressed ceramics: technology and strength" Int J Prosthodont **5**(1): 9-16.

Donovan, T. E. and G. C. Cho (1999). "Contemporary evaluation of dental cements." Compend Contin Educ Dent **20**(3): 197-219.

Drummond, J. L., T. J. King, M. S. Bapna and R. D. Koperski (2000). "Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics." Dental Materials **16**(3): 226-233.

Edelhoff, D., F. Beuer, V. Weber and C. Johnen (2008). "HIP zirconia fixed partial dentures - Clinical results after 3 years of clinical service." Quintessence International **39**(6): 459-471.

El-Badrawy, W. A., O. M. El-Mowafy and (1995). "Chemical versus dual curing of resin inlay cements." J Prosthet Dent **73**(6): 515-524.

ESPE, M. "LAVA Ultimate CAD/CAM." from www.3mespe/lavaultimate.

Etman, M. K. and M. J. Woolford (2010). "Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study." J Prosthet Dent **103**(2): 80-90.

Faria-e-Silva, A. L., E. Piva, G. S. Lima, L. C. Boaro, R. R. Braga and L. R. M. Martins (2012). "Effect of immediate and delayed light activation on the mechanical properties and degree of conversion in dual-cured resin cements." Journal of Oral Science **54**(3): 261-266.

Fasbinder, D. J., J. B. Dennison, D. Heys and K. Lampe (2001). "Clinical evaluation of CAD/CAM - Generated Polymeric Ceramic Inlays." J Dent Res **80**(AADR #1882).

Fleming, G. J. P., P. Hooi and O. Addison (2012). "The influence of resin flexural modulus on the magnitude of ceramic strengthening." Dental Materials **28**(7): 769-776.

Fong, H., S. H. Dickens and G. M. Flaim (2005). "Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate." Dent Mat **21**: 520-529.

Fradeani, M., R. M. and C. M. (2005). "Porcelain laminate veneers: 6- to 12- year clinical evaluation - a restorpective study." Int J Periodontics Restorative Dent **25**(1): 9-17.

Fradeani, M. and M. Redemagni (2002). "An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study." Quintessence Int **33**(7): 503-510.

Gandolfi, M. G., S. Chersoni, G. L. Acquaviva, G. Piana, C. Prati and R. Mongiorgi (2006). Fluoride release and absorption at different pH from glass-ionomer cements. **22**: 441-449.

Gardner, F. M., K. W. TillmanMcCombs, M. L. Gaston and D. A. Runyan (1997). "In vitro failure load of metal-collar margins compared with porcelain facial margins of metal-ceramic crowns." Journal of Prosthetic Dentistry **78**(1): 1-4.

- Gemalmaz, D. and S. Ergin (2002). "Clinical evaluation of all ceramics crowns." J Prosthet Dent **87**(2): 189-196.
- Geng, J. P., K. B. C. Tan and G. R. Liu (2001). "Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature." J Prosthet Dent **85**(6): 585-598.
- Guazzato, M., M. Albakry, S. P. Ringer and e. al. (2004). "Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics." Dent Mat **20**(5): 441-448.
- Guess, P. C., S. Schulteis, E. A. Bonfante, P. G. Coelho, J. L. Ferencz and N. Silva (2011). "All-Ceramic Systems: Laboratory and Clinical Performance." Dent Clin N Am **55**: 333-352.
- Guess, P. C., J. R. Strub and N. Steinhart (2009). "All-ceramic partial coverages restorations-midterm results of a 5-year prospective clinical splimouth study." J Dent **37**(8): 627-637.
- Harashima, I., T. Nomata and T. Hirasawa (1991). "Degree of conversion of dual-cured luting cements." Dent Mat **10**(1): 8-17.
- Heintze, S. D., A. Cavalleri, G. Zellweger, A. Büchler and G. Zappini (2008). "Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamics loading in a chewing simulator using diferente loadin and luting protocols." Dent Mat **24**: 1352-1361.
- Hill, E. E. and J. Lott (2007). "A clinically focused discussion of luting materials." Australian Dental Journal **56**: 67-76.
- Hofmann, N., G. Papsthart, B. Hugo and B. Klaiber (2001). "Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness." J Oral Rehabil **28**: 1022-1028.
- Höland, W., E. Apel, C. va_nt Hoen and e. al (2006). "Studies of crystal phase formation in the early stage crystallization of lithium disilicate glass-ceramics." J Non Cryst Solids **352**(4041-50).
- Höland, W., M. Schweiger, R. Watzke and e. al (2008). "Ceramics as biomaterials for dental restoration." Expert Rev Med Devices **5**(6): 729-745.
- Holand, W., M. Schweiger, R. Watzke, A. Peschke and H. Kappert (2008). "Ceramics as biomaterials for dental restoration." Expert Ver Med Devices **5**(6): 729-745.
- Ilie, N. and A. Simon (2012). "Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements." Clinical Oral Investigations **16**(2): 505-512.
- Kamposiora, P., G. Papavasilious, S. C. Bayne and D. A. Felton (1994). "Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns." J Prosthet Dent **71**: 135-141.
- Kamposiora, P., G. Papavasilious, S. C. Bayne and D. A. Felton (2000). "Predictions of cement microfracture under crowns using 3D-FEA." J Prosthodont **9**(4): 201-209.
- Kim, J. W., J. H. Kim, M. N. Janal and Y. Zhang (2008). "Damage Maps of Veneered Zirconia under Simulated Mastication." Journal of Dental Research **87**(12): 1127-1132.

Kramer, N., M. Taschner, U. Lohbauer and e. al (2008). "Totally bonded ceramic inlays and onlays after eight years." J Adhes Dent **10**(4): 307-314.

Ku, C. W., S. W. Park and H. S. Yang (2002). "Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns." Journal of Prosthetic Dentistry **88**(2): 170-175.

Larsson, C., P. V. von Steyern, B. Sunzel and K. Nilner (2006). "All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions - A randomized, prospective clinical trial." Swedish Dental Journal **30**(2): 45-53.

Larsson, C., P. Vult von Steyern and K. Nilner (2010). "A prospective study of implantsupported full-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal mandibular fixed dental prostheses: three-year results." Int J Prosthodont **23**(4): 364-369.

Li, Z. C. and S. N. White (1999). "Mechanical properties of dental luting cements." Journal of Prosthetic Dentistry **81**(5): 597-609.

Liu, B., C. Lu, Y. Wu, X. Zhang, D. Arola and D. Zhang (2011). "The Effects of Adhesive Type and Thickness on Stress Distribution in Molars Restored with All-Ceramic Crowns." Journal of Prosthodontics-Implant Esthetic and Reconstructive Dentistry **20**(1): 35-44.

Lorenzoni, F. C., L. M. Martins, N. R. F. A. Silva, P. G. Coelho, P. C. Guess, E. A. Bonfante, V. P. Thompson and G. Bonfante (2010). "Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design." Journal of Dentistry **38**(8): 626-634.

Lotti, R. S., A. W. Machado, E. T. Mazzeiro and J. Landre Júnior (2006). "Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos." Dental Press Ortodon Ortop Facial **11**(2): 35-43.

Lu, H., A. Mehmood, A. Chow and J. M. Powers (2005). "Influence of polymerization mode on flexural properties of esthetic resin luting agents." Journal of Prosthetic Dentistry **94**(6): 549-554.

Magne, P., K. R. Kwon, U. C. Belser and e. al (1999). "Crack propensity of porcelain laminate veneers: a simulated operatory evaluation." J Prosthet Dent **81**(3): 327-334.

Mahmoudi, M., A. Saidi, S. A. G. Nassab and M. A. Hashemipour (2012). "A three-dimensional finite element analysis of the effects of restorative materials and post geometry on stress distribution in mandibular molar tooth restored with post-core crown." Dental Materials Journal **31**(2): 171-179.

Manicone, P. F., P. Rossi Iommetti and L. Raffaelli (2007). "An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications." J Dent **35**(11): 819-826

May, L. G., J. R. Kelly, M. A. Bottino and T. Hill (2012). "Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: multi-physics FEA modeling and monotonic testing." Dent Mat **28**: e99-e109.

McLean, J. W. and T. H. Hughes (1965). "The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides." Br Dent **119**: 251-267

Middleton, J., M. L. Jones and N. A. Wilson (1990). "Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement." J Biomed Eng **12**(4): 319-327.

MIHALI, S., C. BORTUN and E. BRATU (2013). "Nano-ceramic Particle Reinforced Copolymer-Lava Ultimate CAD/CAM Restorative." Women **1**(3): 1-27.

Molin, M. K., S. L. Karlsson and M. S. Kristiansen (1996). "Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint." Dent Mat **12**: 245-249.

Moraes, R. R., N. Boscato, P. S. Jardim and L. F. J. Schneider (2011). "Dual and Self-curing Potential of Self-adhesive Resin Cements as Thin Films." Operative Dentistry **36**(6): 635-642.

Mount, G. J. (2002). An atlas of glass-ionomer cements, a clinicians guide. New York, Martin Dunitz.

Nakamura, T., A. Imanishi, H. Kashima, T. Ohshima and S. Ishigaki (2001). "Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method." International Journal of Prosthodontics **14**(5): 401-405.

Nakamura, T., K. Wakabayashi, S. Kinuta, H. Nishida, M. Miyamae and H. Yatani (2010). "Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement." J Prosthodontic Research **54**: 59-64.

Nicholson, J. W. and M. A. McKenzie (1999). "The properties of polymerizable luting cements." J Oral Rehabil **26**(10): 767-774.

O'Brien, W. (2002). Dental materials and their selection. Chicago.

Oilo, G. and S. Espevik (1978). "Stress/strain behavior of some dental luting cements." Acta Odontol Scand **36**: 45-49.

Pace, L. L., S. K. Hummel, V. A. Marker and A. Bolouri (2007). "Comparison of the flexural strength of five adhesive resin cements." J Prosthodont **16**(1): 18-24.

Peutzfeldt, A. (2001). "Indirect resin and ceramic systems." Operative Dentistry **6**: 153-176.

Piconi, C. and G. Maccauro (1999). "Zirconia as a ceramic biomaterial." Biomaterials **20**(1): 1-25.

Pjetursson, B. E. (2007). "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 I: Single crowns." Clin Oral Implant Res **18**(3): 73-85.

Prakki, A., R. Cilli, A. U. Da Costa, S. E. P. Gonçalves, R. F. L. Mondelli and J. C. Pereira (2007). "Effect of Resin Luting Film Thickness on Fracture Resistance of a Ceramic Cemented to Dentin." Journal of Prosthodontics **16**(3): 172-178.

Prentice, L. H., M. J. Tyas and M. F. Burrow (2005). "The effect of mixing time on the handling and compressive strength of encapsulated glass-ionomer cement." Dent Mat **21**(8): 704-708.

Proos, K. A., M. V. Swain, J. Ironside and G. P. Steven (2003). "Influence of cement on a restored crown of a first premolar." Int J Prosthodont **16**: 82-90.

Radovic, I., F. Monticelli, C. Goracci, Z. R. Vulicevic and M. Ferrari (2008). "Self-adhesive resin cements: a literature review." J Adhes Dent **10**(4): 251-258.

Rafferty, B. T., E. A. Bonfante, M. N. Janal, N. R. F. A. Silva, D. E. Rekow, V. P. Thompson and P. G. Coelho (2010). "Biomechanical Evaluation of an Anatomically Correct All-Ceramic Tooth-Crown System Configuration: Core Layer Multivariate Analysis Incorporating Clinically Relevant Variables." Journal of Biomechanical Engineering **132**: 1-6.

Rammelsberg, P., G. Eickemeyer, K. Erdelt and P. Pospiech (2000). "Fracture resistance of posterior metal-free polymer crowns." Journal of Prosthetic Dentistry **84**(3): 303-308.

Rosenstiel, S. F., M. F. Land and B. J. Crispin (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. **80**: 280-301.

Rubin, C. and e. al. (1983). "Stress analysis of the human tooth using a threedimensional finite element model." J Dent Res **62**(2): 82-86.

Rubo, J. H. and E. A. C. Souza (2001). Métodos computacionais aplicados à Bioengenharia: Solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. Revista FOB. **9**: 97-103.

Sahin, S., C. M. Cehreli and E. Yalcin (2002). "The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review." J Dent **30**(7-8): 271-282.

Sailer, I., A. Feher, F. Filser, H. Luethy, L. J. Gauckler, P. Schaerer and C. H. F. Haemmerle (2006). "Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up." Quintessence International **37**(9): 685-693.

Sailer, I., J. Gottner, S. Kaenel and C. H. F. Haemmerle (2009). "Randomized Controlled Clinical Trial of Zirconia-Ceramic and Metal-Ceramic Posterior Fixed Dental Prostheses: A 3-year Follow-up." International Journal of Prosthodontics **22**(6): 553-560.

Santos Jr, G. C., M. J. Santos and A. S. Rizkalla (2009). "Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations." J Can Dent Assoc **75**(5): 379-384.

Saskalauskaite, E., L. Tam and D. McComb (2008). "Flexural Strength, Elastic Modulus, and pH Profile of Self-etch Resin Luting Cements." J Prosthet Dent **17**: 262-268.

Scherrer, S. S., J. R. Kelly, G. D. Quinn and K. Xu (1999). "Fracture toughness (K-Ic) of a dental porcelain determined by fractographic analysis." Dental Materials **15**(5): 342-348.

Scherrer, S. S., G. D. Quinn and J. B. Quinn (2008). "Fractographic failure analysis of a Procera (R) AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy." Dental Materials **24**(8): 1107-1113.

Scherrer, S. S., W. G. Rijk, U. C. Belser and J. M. Meyer (1994). "Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic." Dent Mat **10**(172-7).

Schmitt, J., M. Goellner, U. Lohbauer, M. Wichmann and S. Reich (2012). "Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures: 5-Year Clinical Results of a Prospective Clinical Trial." International Journal of Prosthodontics **25**(6): 585-589.

Shen, C. Y. (2005). Cimentos Odontológicos. Phillips, materiais dentários. Elsevier. Rio de Janeiro. **11**: 419-468.

Silva, N. R. F. A., P. G. Coelho, G. M. de Souza, C. F. J. Stappert, E. A. Clark, E. D. Rekow and V. P. Thompson (2008). "Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system." Journal of Biomedical Materials Research **84**(1): 117-123.

Silva, N. R. F. A., V. P. Thompson, G. B. Valverde, P. G. Coelho, J. M. Powers, J. W. Farah and J. Esquivel-Upshaw (2011). "Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo." Journal of the American Dental Association **142**: 4S-9S.

Smisson, D. C., K. E. Diefenderfer and J. M. Strother (2005). "Effects of five thermal stressing regimens on the flexural and bond strengths of a hybrid resin composite." Operative Dentistry **30**: 297-303.

Sorrentino, R., G. De Simone, S. Tete, S. Russo and F. Zarone (2012). "Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses." Clinical Oral Investigations **16**(3): 977-985.

Tholey, M. J., M. V. Swain and N. Thiel (2011). "Thermal gradients and residual stresses in veneered Y-TZP frameworks." Dental Materials **27**(11): 1102-1110.

Tolidis, K., D. Papadogiannis, Y. Papadogiannis and P. Gerasimou (2012). "Dynamic and static mechanical analysis of resin luting cements." Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials **6**: 1-8.

Valenti, M. and A. Valenti (2009). "Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice." Quintessence Int **40**(7): 573-579.

Van Noort, R., D. Brown, B. E. Causton and E. C. Combe (1989). "Dental Materials: literature review." Journal of Dentistry **17**(1): 1-20.

Vult von Steyern, P. and e. al (2005). "All-ceramic fixed partial dentures designed according to theDC-Zirkon technique. A 2-year clinical study." J Oral Rehabil **32**(3): 180-187.

Wilson, A. D. and J. W. Nicholson (1993). Acid-base cements, their biomedical and industrial applications. New York, Cambridge University Press.