

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA**

**ANDRÉS FELIPE CARTAGENA MOLINA**

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM MOLAR RESTAURADO PELA TÉCNICA  
ENDOCROWN**

**PONTA GROSSA  
2012**

**ANDRÉS FELIPE CARTAGENA MOLINA**

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM MOLAR RESTAURADO PELA TÉCNICA  
ENDOCROWN**

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Clínica Integrada.

Orientadora Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Nara Hellen Campanha Bombarda.

Co-orientadora Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup> Mildred Ballin Hecken.

**PONTA GROSSA  
2012**

**ANDRÉS FELIPE CARTAGENA MOLINA**

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM MOLAR RESTAURADO PELA TÉCNICA  
ENDOCROWN**

Dissertação apresentada para a obtenção do título de Mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Clínica Integrada.

Ponta Grossa, 29 de fevereiro de 2012.

Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Nara Hellen Campanha Bombarda – Orientadora  
Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG

Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Osnara Maria Mongruel Gomes  
Universidade Estadual de Ponta Grossa - UEPG

Prof. Dr. Hercules Jorge Almilhatti  
Universidade Federal de Paraná - UFPR

## **DADOS CURRICULARES**

### **Andrés Felipe Cartagena Molina**

|                       |                                                                                                                                                                                                         |
|-----------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| NASCIMENTO 14.02.1987 | Chaparral – Colômbia                                                                                                                                                                                    |
| FILIAÇÃO              | Esperanza Molina Buitrago<br>Felix Yimer Cartagena Valenzuela                                                                                                                                           |
| 2003 – 2008           | Curso de Graduação em<br>Odontologia pela Universidad Nacional de<br>Colombia (UNAL)<br>Bogotá D.C. – Colômbia                                                                                          |
| 2010 – 2011           | Curso de Especialização em Dentística<br>EAP-ABOPG<br>Ponta Grossa – Paraná                                                                                                                             |
| 2010 – 2012           | Curso de Pós-Graduação em Odontologia.<br>Universidade Estadual de Ponta Grossa<br>(UEPG) nível de Mestrado em Odontologia –<br>Área de Concentração em Clínica Integrada.<br>Ponta Grossa – PR -Brasil |

A **Deus**, por ser meu pai e confidente, pela companhia em cada passo que dou, e por cada dia que me oferece para dar graças, com humildade, por tudo o que me brinda.

A minha **mãe**, que é um exemplo de determinação e força, de amor e disciplina. Nunca mediu esforços para me tornar uma pessoa melhor, tomara algum dia eu consiga ser a metade da pessoa maravilhosa que você é.

Ao meu **pai**, sinônimo de êxito profissional e superação. Meu amigo, você sempre me ensinou que a chave do êxito estava no conhecimento, obrigado por me ensinar a ler e escrever.

A minha querida irmã **Luisa Cartagena**, que está sempre disposta a me socorrer e proteger, embora já não seja uma criança; isso é prova da excelente mãe na qual você se transformou.

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

A minha orientadora Profa. Dra. **Nara Hellen Campanha Bombarda**, por toda a confiança e atenção depositada. A introdução à pesquisa e à docência não foi fácil, mas você fez com que o caminho se tornasse viável.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao Prof. Dr. **João Carlos Gomes**, excelentíssimo reitor da **Universidade Estadual de Ponta Grossa**, obrigado pela oportunidade de fazer um sono realidade.

A coordenadora do Curso de Pós-graduação de Mestrado e Doutorado da Universidade Estadual de Ponta Grossa, Profa. Dra. **Osnara Maria Mongruel Gomes**, seu profissionalismo, competência e dedicação são um exemplo de inspiração.

Ao Prof. Dr. **Marco Antônio Vasco Amorim**, sem sua orientação e apoio este trabalho não tivesse sido possível.

Ao meu companheiro de Pós-graduação e amigo **Miguel Angel Muñoz**, pela colaboração, ajuda e acompanhamento incondicionais no desenvolvimento deste projeto.

A Profa. Dra. **Mildred Ballin Hecke**, por sua ajuda e orientação no planejamento desta pesquisa.

Ao técnico do laboratório Prof. Dr. **Milton Domingos Michél**, sua cooperação na primeira etapa deste trabalho foi fundamental, obrigado pela paciência e sugestões.

A meus amigos **Issis Virginia Luque, Luis Alfonso Arana e John Alexis Domingues**, a sua companhia, apoio e conselhos foram fundamentais no transcorrer deste dois anos de mestrado. Foi um prazer sorrir este tempo com vocês três.

A meus colegas e amigos do mestrado **Lucas Manuel Ruiz, Antonio Setsuo Sakamoto Junior e Thays Regina Costa**, obrigado por me abrirem gentilmente as portas de sua casas e ser partícipe de uma amizade incondicional.

Ao pessoal da prótese, começando com minhas companheiras do mestrado **Fabiane Schreiner** e **Rosana Marques Figueroa**, obrigado por estarem sempre dispostas a me ajudar, e às professoras **Vanessa Miglione Urban** e **Daniela Garcia**, exemplos reais de como é ser um bom professor.

A meus queridos companheiros da Pós-graduação: **Ana Cristina Covalik**, **Reila Medes**, **Bruna Benso**, **Bruna Bittencourt**, **Elize Bonafé**, **Marcia Rezende Siqueira**, **Felipe Augusto Villa Verde**, **Wagner Germiniani**, **Leticia Ferri**, **Viviane Hass**, **Ligia Zardo**, **Max Dobrovolski**, **Luísa Gregol**, **Cristian Higashi**, **Carlos Kose**, **Stella Reinke** e **Marcio Rastelli**, por compartilhar momentos de alegria e de dificuldades.

A meus amigos **Lidia Yileng Tay Chu Jon**, **Daniel Rodrigo Herrera**, **Eugenio José Garcia**, **Alexandra Patricia Mena Serrano** e **Alfonso Sanchez Ayala**, grato pelas palavras oportunas e as experiência compartilhadas.

A minha querida namorada **Soley Quevedo**, seu apoio e companhia foram fundamentais na reta final deste processo, obrigado pelo esforço, paciência e dedicação.

A **Universidade Nacional da Colômbia**, e em seu nome ao meu querido professor e amigo **Manuel Roberto Sarmiento Limas**. A vida não vai me alcançar para agradecer ao senhor pelas oportunidades brindadas e o voto de confiança depositado.

A **CAPES** pela bolsa de estudos concedida durante o curso.

A **Republica Federativa do Brasil**, por me receber como cirurgião dentista e após dois anos me transformar em mestre, acredito que as oportunidades recebidas aqui não haveria encontrado em nenhum outro lugar do mundo.

## RESUMO

CARTAGENA AF. Distribuição de tensões em molar restaurado pela técnica Endocrown. Dissertação – Mestrado em Odontologia. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2012.

Dentes tratados endodonticamente apresentam geralmente reduzida estrutura coronária e grande risco de falha biomecânica, quando comparados com dentes vitalizados, sendo, portanto, sua técnica restauradora um desafio para a Odontologia. O objetivo do presente estudo foi analisar, usando o método de elementos finitos (MEF), a distribuição de tensões em um primeiro molar restaurado com a técnica Endocrown, após a simulação de cargas oclusais funcionais. Uma cerâmica à base de dissilicato de lítio (IPSe.max Press) e uma resina composta laboratorial de segunda geração (SR Adoro) foram selecionadas como materiais restauradores, cimentados adesivamente ao dente por uma camada cimento de polimerização dual (Variolink II). Com o objetivo de obter suas propriedades mecânicas, corpos de prova dos materiais cimentante e restaurador foram submetidos a testes de resistência a compressão e tração diametral 24 h após sua manipulação. Utilizando-se uma tomografia do terço inferior da face, um modelo 3D do dente 36 com tratamento endodôntico foi obtido. O dente foi seccionado aproximadamente 1 mm acima do limite amelocementário, os ângulos internos do preparo foram arredondados, uma película de 0,05 mm de cimento foi construída e o restante do dente foi modelado com ambos os materiais restauradores. Foram obtidos os seguintes modelos: Modelo 1, Endocrown confeccionada em SR Adoro submetida a carga axial; Modelo 2, Endocrown confeccionada em IPSe.max Press submetida a carga axial; Modelo 3, Endocrown confeccionada em SR Adoro submetida a carga oblíqua; Modelo 4, Endocrown confeccionada em IPSe.max Press submetida a carga oblíqua. Cada modelo foi submetido a carga de 100 N. A resistência dos materiais cimentante e restauradores e também dos tecidos dentais foi avaliada segundo o critério de falha de Mohr Coulomb (MC), e as tensões de tração e de compressão de contato e as de cisalhamento na interface adesiva foram calculadas. De acordo com os resultados das simulações, segundo o critério de MC, o Modelo 2 demonstrou ser 17% superior ao 1, e os Modelos 3 e 4 demonstraram falha do material restaurador. A distribuição de tensões no cimento e no esmalte dentário, tanto para carga axial quanto para oblíqua, foi mais homogênea nos modelos restaurados com o material mais rígido, comportamento esse que se repetiu na análise de tensões de tração e compressão e de cisalhamento na interface. Concluiu-se que restaurações Endocrowns, se cimentadas adequadamente e confeccionadas em cerâmica, são mais resistentes à fratura do que as de resina laboratorial. As cargas oblíquas representam um ponto crítico para o sucesso da restauração, da sua integridade marginal e da conservação do remanescente dental.

**Palavras-chave:** Dente não Vital. Cavidade Pulpar. Dente Molar. Análise de Elemento Finito. Materiais Dentários.

## ABSTRACT

CARTAGENA AF. Stress distribution in molar restored Endocrown technique..  
Dissertação – Mestrado em Odontologia. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2012

Endodontically treated molars generally present reduced crown structure, with a greater risk of biomechanical failure when compared with living teeth, restoration technique thereof being a challenge for dental profession. The aim of this paper was to analyze, using the finite elements method (FEM), the stresses distribution in a first molar restored with the Endocrown technique, after simulating functional forces. A lithium disilicate ceramic (IPSe.max Press) and a second generation indirect resin composite (SR Adoro) were used as restorative materials, adhesively cemented to the tooth with a dual polymerization luting agent (Variolink II). In order to obtain their mechanical properties, specimens of these materials were subjected to compressive and diametral tensile strength tests 24 h after manipulation. Based on a CAT scan of the lower third of the face, a 3D model of tooth 36 endodontically treated was simulated. Tooth was sectioned nearly 1 mm above the enamel margin, inner angles were rounded, a layer of 0.05 mm of luting agent was manufactured and the remnant of the original tooth was modeled with both restorative materials. The following models were obtained: Model 1, Endocrown in SR Adoro under axial load; Model 2, Endocrown in IPSe.max Press under axial load; Model 3, Endocrown in SR Adoro under oblique load; Model 4, Endocrown in IPS e.max Press under oblique load. Each model was subjected to a force of 100 N. The strength of the luting and restorative materials and of tooth tissues was evaluated using the Mohr Coulomb (MC) failure criterion, and tensile and compressive contact stresses and shear stresses at the adhesive interface were analyzed. As a result of simulations, according to the MC criterion, Model 2 proved to be 17% better than Model 1, and Models 3 and 4 showed failures in the restorative material. In the adhesive cement and enamel, both for axial and oblique loads, it was found that distribution of stresses was more homogeneous for models with more rigid restorative material, behavior which is repeated in the analysis of tensile and compressive contact stresses and shear stresses. Based on the results obtained, it was possible to conclude that Endocrown restorations, when perfectly cemented and made of ceramic are more resistant to fracture than composite Endocrown. Loads of the oblique direction represent a critical point in the success of the restoration, integrity of the margin and conservation of the tooth remaining.

**Keywords:** Non-vital tooth. Pulp Cavity. Finite Element Analysis. Dental Material.

## LISTA DE FIGURAS

|           |                                                                                                                                                                                                                                                        |    |
|-----------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1  | Matriz utilizada no teste de compressão uniaxial.....                                                                                                                                                                                                  | 49 |
| Figura 2  | Matriz utilizada no teste de tração diametral.....                                                                                                                                                                                                     | 49 |
| Figura 3  | Cimento Variolink II.....                                                                                                                                                                                                                              | 49 |
| Figura 4  | Confecção dos corpos de prova; A, mistura do cimento; B e C, cimento inserido nas matrizes.....                                                                                                                                                        | 50 |
| Figura 5  | Resina Laboratorial SR Adoro.....                                                                                                                                                                                                                      | 51 |
| Figura 6  | Cerâmica IPS e.max.....                                                                                                                                                                                                                                | 52 |
| Figura 7  | Padrões de cera dos corpos de prova dos ensaios mecânicos.....                                                                                                                                                                                         | 52 |
| Figura 8  | Confeção dos corpos de prova cerâmica IPS e.max.; A, inclusão dos corpos de prova no revestimento; B, forno de injeção de cerâmica.....                                                                                                                | 52 |
| Figura 9  | Geometria e parâmetros de um teste de compressão típico em um corpo de prova cilíndrico de um material frágil.....                                                                                                                                     | 53 |
| Figura 10 | Geometria e parâmetros de um teste de tração diametral típico em um corpo de prova em forma de disco de um material frágil.....                                                                                                                        | 54 |
| Figura 11 | Reconstrução a partir da tomografia.....                                                                                                                                                                                                               | 55 |
| Figura 12 | Remoção de detalhes anatômicos para diminuir o peso computacional e facilitar o processamento.....                                                                                                                                                     | 55 |
| Figura 13 | A,B, transformação de um modelo com 40152 poliedros em um modelo com 100 faces NURBS; C, sobreposição dos dois modelos para demonstrar a mínima distorção ocorrida. Os modelos foram plotados com arestas para facilitar a visualização das faces..... | 56 |
| Figura 14 | A, Modelo em faces NURBS com osso; B, modelo com ligamento e osso semitransparente para melhor visualização das estruturas internas.....                                                                                                               | 57 |
| Figura 15 | A, dente seccionado 1 mm acima da margem do esmalte aproximadamente; B, linha de cimento acima da região de                                                                                                                                            |    |

|           |                                                                                                                                                                                                       |    |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
|           | preparo; C, modelo final.....                                                                                                                                                                         | 57 |
| Figura 16 | A, vista do modelo final; B, estruturas semitransparentes para melhor visualização das porções internas; C, vista em secção das dimensões do preparo.....                                             | 58 |
| Figura 17 | Estruturas para padronizar a aplicação da carga oclusal; A, carga axial; B, carga oblíqua.....                                                                                                        | 58 |
| Figura 18 | Vista dos vetores de carga e zona de aplicação da carga em vermelho; A, carga axial; B, carga oblíqua.....                                                                                            | 60 |
| Figura 19 | Suportes rígidos configurados nas faces em azul; A, vista posterior; B, vista anterior.....                                                                                                           | 61 |
| Figura 20 | Diferentes vistas da malha. Observe elementos menores nas áreas de interesse.....                                                                                                                     | 62 |
| Figura 21 | Plotagem dos resultados referentes às tensões no material restaurador, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).....      | 65 |
| Figura 22 | Plotagem dos resultados referentes às tensões no material restaurador, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).....    | 66 |
| Figura 23 | Plotagem dos resultados referentes às tensões no cimento adesivo, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga axial; A e B, Modelo 1 (SR Adoro); C e D, Modelo 2 (IPS e.max).....   | 67 |
| Figura 24 | Plotagem dos resultados referentes às tensões no cimento adesivo, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga oblíqua; A e B, Modelo 3 (SR Adoro); C e D, Modelo 4 (IPS e.max)..... | 68 |
| Figura 25 | Plotagem dos resultados referentes às tensões no esmalte, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max)                        | 69 |
| Figura 26 | Plotagem dos resultados referentes às tensões no esmalte, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).....                 | 69 |
| Figura 27 | Plotagem dos resultados referentes às tensões na dentina, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob                                                                                     |    |

|           |                                                                                                                                                                                                                 |    |
|-----------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
|           | carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).....                                                                                                                                               | 70 |
| Figura 28 | Plotagem dos resultados referentes às tensões na dentina, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).....                           | 70 |
| Figura 29 | Plotagem dos resultados referentes às tensões na dentina, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).....                           | 71 |
| Figura 30 | Plotagem dos resultados referentes às tensões máximas principais na superfície entre material restaurador e o cimento, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).....  | 72 |
| Figura 31 | Plotagem dos resultados referentes às tensões mínimas principais na superfície entre material restaurador e o cimento, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).....    | 72 |
| Figura 32 | Plotagem dos resultados referentes às tensões mínimas principais na superfície entre material restaurador e o cimento, para os modelos sob carga oblíqua. A, Modelo 3 (SR Adoro) e B, Modelo 4 (IPS e.max)..... | 73 |
| Figura 33 | Plotagem dos resultados referentes às tensões de cisalhamento na superfície entre material restaurador e o cimento, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).....       | 73 |
| Figura 34 | Plotagem dos resultados referentes às tensões de cisalhamento na superfície entre material restaurador e o cimento, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).....     | 74 |
| Figura 35 | Plotagem dos resultados referentes às tensões máximas principais na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).....      | 75 |
| Figura 36 | Plotagem dos resultados referentes às tensões máximas principais na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).....    | 75 |
| Figura 37 | Plotagem dos resultados referentes às tensões mínimas                                                                                                                                                           |    |

|           |                                                                                                                                                                                                              |    |
|-----------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
|           | principais na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).....                                                         | 76 |
| Figura 38 | Plotagem dos resultados referentes às tensões mínimas principais na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max)..... | 76 |
| Figura 39 | Plotagem dos resultados referentes às tensões mínimas principais na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max)..... | 77 |
| Figura 40 | Plotagem dos resultados referentes às tensões de cisalhamento na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).....    | 77 |

## LISTA DE TABELAS

|           |                                                                                                                                                                                                                           |    |
|-----------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1  | Picos dos resultados do material restaurador, segundo o critério de Mohr-Coulomb. A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.....                                  | 65 |
| Tabela 2  | Picos dos resultados do cimento, segundo o critério de Mohr-Coulomb. A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.....                                               | 66 |
| Tabela 3  | Picos dos resultados do esmalte, segundo o critério de Mohr-Coulomb. A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.....                                               | 68 |
| Tabela 4  | Picos dos resultados da dentina, segundo o critério de Mohr-Coulomb. A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.....                                               | 70 |
| Tabela 5  | Picos dos resultados das tensões máximas principais na superfície entre material restaurador e o cimento (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação..... | 71 |
| Tabela 6  | Picos dos resultados das tensões mínimas principais na superfície entre material restaurador e o cimento (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação..... | 72 |
| Tabela 7  | Picos dos resultados das tensões de cisalhamento na superfície entre material restaurador e o cimento (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.....    | 73 |
| Tabela 8  | Picos dos resultados das tensões máximas principais na superfície entre o cimento e o dente remanescente (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação..... | 74 |
| Tabela 9  | Picos dos resultados das tensões mínimas principais na superfície entre o cimento e o dente remanescente (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação..... | 75 |
| Tabela 10 | Picos dos resultados das tensões de cisalhamento na superfície entre o cimento e o dente remanescente (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma                                                        |    |

carga foi colocada para facilitar a comparação..... 76

## LISTA DE QUADROS

|          |                                                                                                     |    |
|----------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Quadro 1 | Descrição dos materiais utilizados para o estudo.....                                               | 48 |
| Quadro 2 | Propriedades mecânicas dos materiais.....                                                           | 59 |
| Quadro 3 | Tensão máxima de fratura para os diferentes materiais analisados pelo critério de Mohr-Coulomb..... | 64 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|                    |                                                                                     |
|--------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
| %                  | Porcentagem                                                                         |
| ±                  | Mais ou menos                                                                       |
| °C                 | Graus centígrados                                                                   |
| 3D                 | Três dimensões                                                                      |
| ANOVA              | Analysis of variance                                                                |
| CAD                | Computer Assisted Design                                                            |
| CAD/CAM            | Computer-aided design and computer-aided manufacturing                              |
| CAT                | Computer Assited Design                                                             |
| CEREC              | Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics, or<br>CEramic REConstruction |
| Dicom              | Digital imaging and communications in medicine                                      |
| DP                 | Desvio padrão                                                                       |
| DV                 | Disto-Vestibular                                                                    |
| EBA                | Etoxi ácido benzóico                                                                |
| Gb                 | Gigabyte                                                                            |
| GPa                | Gigapascal                                                                          |
| h                  | Horas                                                                               |
| H <sub>0</sub>     | Hipótese nula                                                                       |
| Hz                 | Hertz                                                                               |
| ISO                | International Organization for Standadization                                       |
| kg                 | Kilogramas                                                                          |
| kN                 | Kilo Newtons                                                                        |
| MC                 | Mohr-Coulomb                                                                        |
| MEF                | Método de Elementos Finitos                                                         |
| ML                 | Mesial-Lingual                                                                      |
| mm                 | Milímetros                                                                          |
| mm/min             | Milímetro por minuto                                                                |
| MOD                | Mesial-Oclusal-Distal                                                               |
| MODP               | Mesio-Ocluso-Distal-Palatino                                                        |
| MPa                | Megapascal                                                                          |
| MV                 | Mesio-Vestibular                                                                    |
| mW/cm <sup>2</sup> | Miliwatt por centímetro quadrado                                                    |
| N                  | Newtons                                                                             |
| n°                 | Número                                                                              |
| NURBS              | Non Uniform Rational Basis Splines                                                  |
| pH                 | Poder de Hidrogênio                                                                 |
| RAM                | Random Access Memory                                                                |
| s                  | Segundo                                                                             |
| STL                | Standard Tessellation Language                                                      |
| TCML               | Ciclagem térmica e mecânica                                                         |

## SUMÁRIO

|            |                                                                                                                          |           |
|------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1</b>   | <b>INTRODUÇÃO.....</b>                                                                                                   | <b>19</b> |
| <b>2</b>   | <b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b>                                                                                        | <b>23</b> |
| 2.1        | ENDOCROWN.....                                                                                                           | 23        |
| 2.2        | MATERIAIS CIMENTANTES E RESTAURADORES .....                                                                              | 29        |
| 2.3        | MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....                                                                                         | 42        |
| <b>3</b>   | <b>PROPOSIÇÃO.....</b>                                                                                                   | <b>47</b> |
| <b>3.1</b> | <b>OBJETIVO GERAL.....</b>                                                                                               | <b>47</b> |
| <b>3.2</b> | <b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....</b>                                                                                        | <b>47</b> |
| <b>4</b>   | <b>MATERIAL E MÉTODOS.....</b>                                                                                           | <b>48</b> |
| 4.1        | MATERIAL.....                                                                                                            | 48        |
| 4.2        | MÉTODOS.....                                                                                                             | 48        |
| 4.2.1      | ENSAIOS MECÂNICOS.....                                                                                                   | 48        |
| 4.2.2      | MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF).....                                                                                   | 54        |
| 4.2.2.1    | Reconstrução Virtual de Tomografia<br>Computadorizada.....                                                               | 54        |
| 4.2.2.2    | Edição dos Modelos.....                                                                                                  | 56        |
| 4.2.2.3    | Simulação.....                                                                                                           | 59        |
| <b>5</b>   | <b>RESULTADOS.....</b>                                                                                                   | <b>65</b> |
| <b>6</b>   | <b>DISCUSSÃO.....</b>                                                                                                    | <b>78</b> |
| <b>7</b>   | <b>CONCLUSÕES.....</b>                                                                                                   | <b>84</b> |
|            | <b>REFERÊNCIAS.....</b>                                                                                                  | <b>85</b> |
|            | <b>APÊNDICEA - GRÁFICOS DE TENSÃO/DESLOCAMENTO DOS<br/>TESTES DE COMPRESSÃO UNIAXIAL E COMPRESSÃO<br/>DIAMETRAL.....</b> | <b>93</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

Dentes tratados endodonticamente apresentam geralmente estrutura coronal reduzida como resultado da remoção da cárie e do preparo cavitário, gerando maior risco de falha biomecânica, comparados com os dentes vitais (Sorensen, Martinoff<sup>1</sup> 1984, Assif, Gorfil<sup>2</sup> 1994, Ferrari et al.<sup>3</sup> 2000, Morgano, Rodrigues, Sabrosa<sup>4</sup> 2004, Sorrentino et al.<sup>5</sup> 2007). A longevidade e a funcionabilidade de dentes tratados endodonticamente atualmente vêm emergindo como aspectos tão importantes do produto final desse tratamento quanto a resolução da patologia pulpar (Friedman, Mor<sup>6</sup> 2004). Essa longevidade é influenciada por aspectos oclusais, tipo de material e técnica restauradores utilizados, que devem ser aptos para conservar a estrutura remanescente do dente (Ray, Trope<sup>7</sup> 1995, Schwartz, Robbins<sup>8</sup> 2004). Assim, a procura por uma restauração que forneça ao dente as propriedades mecânicas e características estéticas perdidas são bases do tratamento restaurador.

Princípios de prótese fixa recomendam a utilização de um núcleo metálico fundido ou pino para prover retenção ao remanescente e uma coroa total para fortalecer a estrutura dental, quando esta sofreu grande desgaste ou perda (Magne, Knezevic<sup>9</sup> 2009). Alguns autores desencorajam o uso de pinos por considerarem que apresentam características de retenção somente em situações bem selecionadas e riscos como a perfuração da raiz, seu enfraquecimento e padrão de falhas desfavorável aos dentes restaurados (Schwartz, Robbins<sup>8</sup> 2004, Lang et al.<sup>10</sup> 2006, Dietschi et al.<sup>11</sup> 2008). Restaurações tradicionais de coroa total usualmente requerem a remoção dos últimos remanescentes de tecidos coronais duros ao redor do acesso endodôntico (Edelhoff, Sorensen<sup>12</sup> 2002), além do término das margens da restauração próximas ao espaço biológico do periodonto. Em consequência, reações gengivais tem sido descritas, além do aumento da susceptibilidade à cárie pela dificuldade de higiene oral (Goldberg, Higginbottom, Wilson<sup>13</sup> 2000). Na procura por tratamentos alternativos, estudos tem verificado que a presença de restaurações adesivas de cobertura parcial (*Onlay* e *Overlay*) em dentes posteriores com tratamento endodôntico, quando comparados a dentes não restaurados, apresentam influência favorável no risco de fratura e no aumento da resistência mecânica do remanescente coronal (Magne, Knezevic<sup>9, 14</sup> 2009, Fennis et al.<sup>15</sup> 2004, Nagasiri, Chitmongkolsuk<sup>16</sup> 2005, Dere, Ozcan, Gohring<sup>17</sup> 2010).

Dentro desse contexto de busca por opções restauradoras, surgiu a técnica Endocrown em 1998 (Mormann et al.<sup>18</sup> 1998), propondo um bloco único de restauração, cimentado com técnicas adesivas e com uma retenção central no interior da câmara pulpar do dente tratado endodonticamente sem utilizar os condutos radiculares (Bindl, Mormann<sup>19</sup> 1999). Bindl et al.<sup>20</sup> (2005) utilizaram esta técnica em pacientes que apresentavam molares e pré-molares com perda total dos tecidos coronais. Verificaram que as restaurações Endocrown foram clinicamente viáveis para molares e inadequada em pré-molares. Este resultado foi ratificado pelo estudo de Otto<sup>21</sup> (2004), que demonstrou que restaurações Endocrowns após um ano de confecção não apresentavam perda de retenção ou fraturas.

Adesivos dentinários tem permitido uma forte ligação entre os tecidos duros dentais (esmalte e dentina) e o material de cimentação à base de resina (Nakabayashi, Ashizawa, Nakamura<sup>22</sup> 1992). Além disso, o condicionamento ácido da cerâmica e o jateamento da resina composta promoveram um padrão micromecânico que proporcionou alta resistência de união entre os materiais restauradores e a camada de cimentação (Chen, Matsumura, Atsuta<sup>23</sup> 1998, Costa et al.<sup>24</sup> 2010). Dessa forma, restaurações macro-retentivas já não são sempre obrigatórias se houver suficiente superfície disponível para adesão (Bindl, Richter, Mormann<sup>20</sup> 2005). Por sua vez, tem sido verificado que os cimentos à base de resina composta proporcionam alta resistência mecânica às restaurações indiretas, contribuindo para seu sucesso (Habekost et al.<sup>25</sup> 2007). Algumas das razões pelas quais os cimentos reforçam essas restaurações incluem a transmissão de forças da restauração (Wakabayashi, Anusavice<sup>26</sup> 2000), o incremento do módulo elástico da infra-estrutura de suporte (Banditmahakun et al.<sup>27</sup> 2006) e a modificação da superfície interna das restaurações pelo condicionamento ácido, permitindo a amenização dos defeitos e evitando, assim, a propagação das falhas (Fleming, Narayan<sup>28</sup> 2003). Apesar de os cimentos de resina fornecerem aumentada resistência de união e suporte mecânico para prevenir fraturas nas restaurações indiretas, propriedades mecânicas como módulo elástico e resistência a flexão, compressão e tração não podem ser catalogadas como homogêneas entre este grupo de materiais (Piwowarczyk, Lauer<sup>29</sup> 2003, Fonseca, Santos, Adabo<sup>30</sup> 2005, Fonseca et al.<sup>31</sup> 2007, Saskalauskaite, Tam, McComb<sup>32</sup> 2008). Estas propriedades são influenciadas principalmente pelo tipo e composição da matriz de resina, tipo e

quantidade de partícula de carga (Piwowarczyk, Lauer<sup>29</sup> 2003, Kumbuloglu et al.<sup>33</sup> 2004, Della Bona et al.<sup>34</sup> 2008), e em segunda instância pela característica química de ativação e o grau de conversão, este último fator, influenciado pelo tempo (Saskalauskaite, Tam, McComb<sup>32</sup> 2008, Kumbuloglu et al.<sup>33</sup> 2004, Hofmann et al.<sup>35</sup> 2001, Braga et al.<sup>36</sup> 2002). Entretanto, a capacidade intrínseca do material restaurador de suportar as forças mastigatórias e distribuir as tensões adequadamente na interface adesiva é um fator decisivo para se obter uma restauração com alta resistência à fratura (Magne, Knezevic<sup>9</sup> 2009, Mak, Qualtrough, Burke<sup>37</sup> 1997, Dietschi, Moor<sup>38</sup> 1999, Dejack, Mlotkowski<sup>39</sup> 2008). Permanece controversa a diferença do desempenho entre a cerâmica e a resina composta como materiais restauradores na dentição posterior. A resina composta é caracterizada por ter propriedades mecânicas similares às da dentina (Willems et al.<sup>40</sup> 1992), resultando em um desempenho satisfatório das cargas geradas na mastigação (Craig, Peyton<sup>41</sup> 1958). Seus módulo elástico, resistência à compressão uniaxial e dureza dependem de tamanho e volume da partícula do material (Kim, Ing, Okuno<sup>42</sup> 2002). O processo laboratorial de polimerização facilita a melhora no grau de conversão, resultando em aperfeiçoamento na resistência ao desgaste e nas propriedades mecânicas (Tanoue, Matsumura, Atsuta<sup>43</sup> 2000, Kukrer et al.<sup>44</sup> 2004). No entanto, a principal razão de falha destas restaurações indiretas em resina são as fraturas na restauração ou dente (Pallesen, Qvist<sup>45</sup> 2003, Signore et al.<sup>46</sup> 2007). Muitos autores asseguram que restaurações indiretas em cerâmica conservam melhor a forma anatômica de sua superfície e exibem uma melhor integridade marginal, quando comparadas com as de resina composta (Manhart et al.<sup>47</sup> 2001). A cerâmica é um material caracterizado por apresentar um módulo elástico similar ao esmalte (Habelitz et al.<sup>48</sup> 2001), mas com uma dureza muito superior a este (Nakamura et al.<sup>49</sup> 2002). Por sua natureza friável, a cerâmica apresenta baixa resistência à fratura e à fadiga (Ohyama, Yoshinari, Oda<sup>50</sup> 1999, Gorman, McDevitt, Hill<sup>51</sup> 2000). Deste modo, as principais causas de falha das restaurações indiretas em cerâmica são as fraturas coesivas e as deficiências marginais (Manhart et al.<sup>52</sup> 2004), apesar de apresentarem integridade marginal superior quando comparada com restaurações de resina composta, como citado anteriormente.

Estudos in vitro têm relatado que Endocrowns confeccionadas com materiais cerâmicos apresentam valores de resistência à fratura comparáveis aos das coroas

totais convencionais (Mormann et al.<sup>18</sup> 1998, Deesri et al.<sup>53</sup> 2003, Chang, Lin, Chang<sup>54</sup> 2009). Vários relatos de casos clínicos têm demonstrado o potencial desta abordagem restauradora para fornecer adequada função e estética, tendo em consideração o compromisso da integridade e função do dente não vital (Otto<sup>21</sup> 2004, Adams<sup>55</sup> 2000, Lander, Dietschi<sup>56</sup> 2008). Entretanto, estudos que avaliem o tipo de material restaurador que proporcione maior resistência à restauração Endocrown e às estruturas remanescentes do dente não tem sido realizados rotineiramente.

O método de elementos finitos (MEF) tem sido utilizado na análise biomecânica de restaurações de dentes tratados endodonticamente (Lin, Chang, Pa<sup>57</sup> 2009, Lin et al.<sup>58</sup> 2010, Magne<sup>59</sup> 2010). Trata-se de um teste não destrutivo que permite a simulação computadorizada das múltiplas condições e variáveis presentes em um sistema (Wakabayashi et al.<sup>60</sup> 2008). Para uma correta obtenção de resultados, o MEF deve cumprir três condições (Perez-Gonzalez, Iserte-Vilar, Gonzalez-Lluch<sup>61</sup> 2011): representar adequadamente o sistema real; as resistências dos diferentes materiais presentes no modelo devem ser conhecidas; e um critério de análise de falha adequado deve ser usado para comparar as tensões produzidas. Vantagens deste método incluem redução de tempo e custo em comparação aos modelos in vitro, além de fornecer informação sobre a distribuição de tensões de cada componente da restauração, em lugar de um único valor de carga de falha típico em outras metodologias (Magne<sup>59</sup> 2010, Perez-Gonzalez, Iserte-Vilar, Gonzalez-Lluch<sup>61</sup> 2011).

Pelo exposto anteriormente, nota-se uma deficiência na literatura de trabalhos que investiguem a resistência de dentes restaurados pela técnica “Endocrown” utilizando-se materiais representativos de diferentes classes entre os restauradores. Nesse sentido, pode-se sugerir testes não destrutivos, tais como o MEF, simulando-se a aplicação de cargas funcionais e utilizando-se um critério de falha que possa comparar as tensões produzidas no modelo com a resistência dos componentes do modelo avaliado.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 ENDOCROWN

Mormann et al.<sup>18</sup> (1998) avaliaram o efeito de quatro diferentes desenhos de restaurações CAD/CAM e de três tipos de cimentação na sua resistência à fratura. Os autores utilizaram modelos dentais padronizados de primeiro molar superior e fizeram quatro tipos de preparos: coroa clássica, com margem cervical plana de 1,2 mm, altura remanescente de 4,0 mm, 1,5 mm de redução oclusal e 6 graus de inclinação entre as paredes do preparo; um segundo desenho experimental foi feito com preparo MOD de 2,0 mm de profundidade e largura de 3,0 mm; um terceiro de coroa clássica com altura de remanescente reduzida para 2,0 mm; e, por último, uma restauração Endocrown com retenção pulpar de 2,0 mm, distância mesio-distal de 4,0 mm, vestíbulo-lingual de 5,0 mm e uma linha de terminação de 2,4 mm. A seguir, fizeram réplicas dos modelos dentais preparados em resina composta microhíbrida (devido ao seu módulo de elasticidade próximo ao da dentina). Para confecção das restaurações utilizaram o sistema CEREC II e blocos de cerâmica Vita Mark II, com a mesma morfologia externa para todas as amostras fazendo o pré-tratamento adesivo das restaurações cerâmicas e do substrato seguindo as recomendações dos fabricantes das cerâmicas. Um grupo de 15 coroas foi colocado nos pilares sem nenhum tipo de agente de cimentação, 15 foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco (De Try, Dentsply) e outras 15, com um cimento adesivo (Panavia 21, Kuraray). A seguir, foram armazenados em ambiente seco a 22° C por um mínimo de 24 h. O teste mecânico foi feito com uma esfera de aço de 12 mm de diâmetro em máquina de ensaios universal (Trebel RM 50, Schenck) a 0,5 mm por minuto até ocorrer a fratura, transmitindo a força verticalmente suportada por três pontos na superfície da coroa. Os resultados de resistência à fratura foram comparados entre os grupos de estudo por ANOVA (dois fatores) e teste de Scheffé. O resultado do estudo demonstrou que as restaurações cimentadas com fosfato de zinco mostraram um aumento significativo nos valores de carga em relação às coroas sem cimentação. Os valores das coroas cimentadas com cimento adesivo foram significativamente superiores aos das coroas cimentadas com fosfato de

zinco, exceto para Endocrown. As restaurações End ocrown e de altura reduzida apresentaram os valores mais elevados de resistência à fratura.

Bindl e Mormann<sup>19</sup> (1999) avaliaram a taxa de longevidade e a qualidade clínica de restaurações endocrown CAD\CAM dois anos após cimentação. Quatro pré-molares e 15 molares com tratamento endodôntico em 13 pacientes com perda dos tecidos duros da coroa do dente foram selecionados pelos autores para uma amostra total de 19 restaurações. Todos os dentes do estudo foram avaliados radiograficamente com relação à obturação dos condutos radiculares e à saúde periapical. A margem cervical foi preparada de forma plana variando-se de 1,0 mm a 1,2 mm de profundidade. A retenção central da cavidade pulpar dependia do remanescente da estrutura do dente de 1 a 4-mm e os ângulos internos de 90° aproximadamente. As restaurações foram realizadas pelo método indireto (em modelos) e direto (impressão óptica) no aparelho CEREC II, utilizando três tipos de cerâmica: Vita Mark II, In Ceram Alumina e In Ceram Espinell. O pré-tratamento adesivo das restaurações cerâmicas e do substrato foi realizado seguindo as recomendações dos fabricantes das cerâmicas. A cimentação das coroas em cerâmica Mark II foi realizada com resina composta posterior fotopolimerizável de alta viscosidade (Tetric) e peça de mão com ultrassom e as coroas em In Ceram, foram cimentadas com Panavia 21 TC. Dois examinadores calibrados utilizaram o método clínico USPHS modificado durante 26 meses para avaliar as restaurações com relação aos critérios: adaptação marginal, qualidade de interface adesiva, textura de superfície, coloração, contato proximal, contato de balanceio, índice de placa e sangramento de papila. O tempo médio de serviço das 19 endocrowns era de 14-35,5 (média  $\pm$  DP: 26  $\pm$  6) meses e só uma restauração falhou aos 28 meses por causa de lesões recorrentes de cárie. Os autores concluíram que as qualidades clínicas gerais das restaurações endocrown CEREC são boas, e que esse conceito clínico seria viável.

Otto<sup>21</sup> (2004) avaliou o desempenho clínico de restaurações adesivas CEREC 3 CAD/CAM após um ano de uso. Um total de 20 pacientes foram incluídos no estudo, 10 dos quais foram restaurados com coroas que apresentavam remanescente dental reduzido (5 pré-molares e 5 molares) e 10 com endo-preparos em dentes que previamente submeteram-se a tratamento endodôntico (1 pré-molar

e 9 molares). Para todos os casos, foi realizada uma moldagem óptica da situação clínica inicial e outra após realizado o preparo. Seguido a isto, as imagens obtidas foram levadas a um software e processadas para realizar o *design* da restauração. As coroas de todos os dentes foram usinadas utilizando blocos de cerâmica feldspática (Vita CEREC Mk II), polidas a mão, posteriormente condicionadas, silanizadas e cimentadas com um cimento resinoso dual utilizando um sistema adesivo convencional de dois passos. Após um ano de serviço, o critério USPHS foi utilizado para avaliar o estado das restaurações encontrando todas elas aceitáveis clinicamente. O autor sugeriu esta técnica como uma opção clinicamente aceitável nos dentes que apresentem esta condição clínica.

Bindl et al.<sup>20</sup> (2005) estudaram a longevidade clínica e a qualidade de restaurações adesivas CAD/CAM em dentes posteriores com diferentes tipos de preparo após 7 anos de uso. Duzentas e oito restaurações foram feitas em 136 pacientes, 63 em pré-molares (33 coroas clássicas, 14 com altura reduzida de remanescente e 16 Endocrowns) e 145 em molares (15 coroas clássicas, 30 com altura reduzida de remanescente e 39 Endocrowns). Oitenta e quatro foram fabricadas pelo método direto com blocos de cerâmica Mk II (Vita) e as 124 restaurações restantes, pelo método indireto e com o mesmo tipo de cerâmica. Foram removidos contatos prematuros e contatos de balanceio. O tipo de preparo foi determinado pelo remanescente dental. Para as coroas clássicas, a altura das paredes era ao menos de 3,0 mm e a convergência entre elas de 6°, deixando-se uma linha de acabamento de 1,0 a 1,2 mm; em remanescentes com alturas inferiores a 3,0, foi feita uma restauração com remanescente reduzido; e para os dentes que tiveram perda completa da coroa foram feitas restaurações Endocrown. A dentina foi pré-tratada utilizando um adesivo autocondicionante (Syntac Classic Ivoclar) e um agente de união (Heliobond, Ivoclar Vivadent). O pré-tratamento adesivo da cerâmica foi realizado seguindo as recomendações do fabricante e a cimentação das coroas foi realizada com resina composta posterior fotopolimerizável Tetric (Ivoclar Vivadent). Dois examinadores previamente calibrados utilizaram o método clínico USPHS modificado, após 7 anos da cimentação, num acompanhamento de 36 meses para avaliar as restaurações com relação aos critérios: adaptação marginal, nível de interface adesiva, textura de superfície, coloração, contato proximal, contato de balanceio, índice de placa e sangramento de

papila. A cumulativa de sobrevida de Kaplan-Meier em molares e pré-molares demonstrou: restauração clássica = 97,0% e 94,6%; reduzida = 92,1% e 92,1% e Endocrown 68,8% e 87,1%, confirmando a indicação para o preparo clássico, reduzido e Endocrown em molares, bem como a indicação de preparos e reduzidos para coroas para de pré-molares. Uma diferença significativa foi encontrada entre o preparo clássico e o Endocrown para os pré-molares, rejeitando-se a hipótese para a preparação de endocrown em pré-molares. A presença de placa e sangramento foi significativamente menor para os dentes com coroa do que para os controles. Os autores concluíram que a sobrevida das coroas clássica e reduzida foi adequada para pré-molares e molares e a preparação endocrown é aceitável para restauração de molares, mas inadequada para as coroas em pré-molares.

Lander e Dietschi<sup>56</sup> (2008), num relato de caso clínico, utilizaram a técnica Endocrown no tratamento restaurador de dois molares inferiores, após tratamento endodôntico, e com remanescente dental insuficiente para restauração direta. Os autores se basearam na premissa de que o espaço da câmara pulpar e a margem circundante é suficiente para promover estabilidade e longevidade na restauração por meio de procedimentos adesivos. Os autores discutiram que a restauração Endocrown apresentou uma adequada função e estética além de ser benéfica para os tecidos periodontais pela margem encontrar-se ao nível supra-gengival. Assim, os autores afirmaram que esta técnica é uma alternativa razoável para a reabilitação protética do dente com tratamento endodôntico, evitando por este fato a utilização do pino nos canais radiculares e preservando a estrutura dental.

Chang et al.<sup>54</sup> (2009) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a resistência à fratura e o modo de falha de restaurações Endocrown CEREC com restaurações clássicas de coroa completa CEREC suportadas com pino. A influência da ciclagem térmica e da fadiga mecânica nos dois tipos de restauração também foram avaliadas. Um total de 20 pré-molares superiores foi selecionados e distribuído em dois grupos (C e E). Para todos os dentes, a porção coronal foi retirada 1,5 mm acima da junção amelocementária e receberam tratamento de canais com instrumentação rotatória e obturação com gutapercha utilizando a técnica vertical de compactação. Os dentes do grupo C foram restaurados com pino de fibra de vidro e resina de preenchimento, conservando 1,5 mm de férula, e 1 mm de chanfro arredondado. No grupo E, os dentes foram preparados para a confecção

de restaurações CEREC Endocrown. Para ambas as restaurações, blocos de cerâmica ProCAD foram usinados utilizando o sistema CEREC 3D CAD-CAM, e estes foram aderidos aos preparos com um sistema adesivo e um cimento de resina. Seguido a isso, as restaurações receberam ciclagem térmica (20.000 ciclos de 5°C/55°C com tempo de permanência de 30 s) e fadiga mecânica (20.000 ciclos com 5 kg e 3 Hz). Todos os espécimes foram testados em uma máquina de ensaios universais a uma velocidade de 0,5 mm/m até a fratura ocorrer. Os autores encontraram uma diferença significativa na resistência à fratura entre os dois grupos (1163,30  $\pm$  163,15 N para o grupo C e 1446,68  $\pm$  200,34 N para o grupo E). Entretanto, o modo de falha para ambos os grupos foi desfavorável, e diferenças entre eles não foram encontradas. Assim, os autores concluíram que restaurações Endocrown apresentam uma alta resistência à fratura, e que esta técnica pode ser considerada uma alternativa ao tratamento convencional do dente posterior severamente comprometido.

Lin et al.<sup>57</sup> (2009) compararam os padrões de distribuição de tensões e o risco de falha de um pré-molar superior tratado endodonticamente, usando restaurações CEREC3 CAD/CAM com três diferentes preparos: endocrown MODP, com um mínimo remanescente da cúspide vestibular; onlay, com preparo MODP; e coroa convencional sobre núcleo metálico. O método de elementos finitos (MEF) foi utilizado para avaliação da distribuição de tensões em esmalte, dentina e no agente de cimentação e o teste de Weibull foi utilizado para calcular a probabilidade de falha, em longo prazo, das diversas restaurações submetidas a diferentes condições de carga. Além disso, realizaram um teste de compressão in vitro, com cinco restaurações endocrown MODP idênticas ao modelo de MEF para confirmar os resultados numéricos obtidos. Um segundo pré-molar superior foi escaneado em microtomógrafo de alta resolução e todos os arquivos de imagens gerados a partir dos cortes seccionais foram processados, diferenciando-se os tecidos (esmalte, dentina e polpa). Ao redor da raiz, foram criados e inseridos no modelo 0,3 mm de ligamento periodontal e o osso alveolar (cortical e medular). O preparo MODP foi típico, com remoção da cúspide palatina e uma inclinação de 45° em relação à região cervical. O espaço pulpar foi designado em dois terços da distância entre a ponta da cúspide vestibular e da linha amelocementária e a largura do istmo, em metade da distancia intercuspídea. As propriedades dos materiais restauradores e

tecidos dentários foram extraídas da literatura. Os modelos foram importados para o programa Ansys para a realização da análise pelo MEF. As propriedades dos tecidos estudados foram designadas como lineares, isotrópicas e homogêneas. Os nós exteriores das superfícies mesial, distal e inferior do bloco ósseo foram fixados em todas as direções. A carga foi aplicada axialmente em contato com as cúspides vestibular e lingual, com 100 N. Como o modelo de elemento finito foi linear, tensões referentes a outras cargas (200 - 1500 N, em incrementos de 100 N) foram calculadas proporcionalmente aos dados obtidos para 100 N. A seguir, nas áreas de maior concentração de tensões, foi utilizado o critério de Weibull, para verificação do risco de ruptura do material/tecido dentário. Os resultados indicaram que os valores de tensão sobre o esmalte, dentina e cimento para restauração endocrown foram os mais baixos em relação às outras duas restaurações. O teste de Weibull revelou que a probabilidade de falha de endocrown no esmalte, dentina e cimento foi inferior àquela para restaurações onlay e coroa convencional. Nas restaurações onlays, as concentrações de tensão deram-se no terço oclusal da cúspide vestibular, no ângulo axio-vestibular e no terço oclusal da parede vestibulo-axial para esmalte, dentina e agente de cimentação, respectivamente. A área de maior concentração de tensões no cimento deu-se no sulco oclusal central do modelo de coroa convencional. As probabilidades de falha geral (esmalte, dentina e cimento) foram de 27,5%, 1% e 1% para onlay, endocrown e coroa convencional, respectivamente, em condições oclusais normais. Os autores concluíram que as restaurações endocrown e as coroas convencionais têm uma longevidade numericamente similar e superiores a onlay.

Lin et al.<sup>58</sup> (2010) avaliaram o risco de falha de dentes tratados endodonticamente utilizando um tipo de restauração Endocrown CAD/CAM versus coroa total convencional sobre núcleo, em pré-molares superiores. Os autores utilizaram o MEF para verificação da distribuição de tensões, complementado pelo teste de Weibull para analisar risco de falhas. Além disso, realizaram um estudo in vitro de fadiga para comparar com os resultados obtidos pela simulação numérica. Para o MEF, um segundo pré-molar superior foi escaneado em microtomógrafo de alta resolução. Todos os arquivos gerados das imagens dos cortes seccionais foram processados e a eles foram inseridos 0,3 mm de ligamento periodontal e osso alveolar. Foram modelados dois tipos de preparos dentais. Para ambos os preparos,

a porção coronária foi reduzida para menos de 1,5 mm acima da linha amelocementária. O preparo Endocrown consistiu de uma margem de 1,0 mm de largura, com uma profundidade no interior da cavidade central de 5,0 mm, com todos os seus ângulos arredondados. Para a coroa convencional, foi deixada uma linha de acabamento de 1,0 mm de espessura na linha amelocementária e 1,5 mm de férula. A seguir, ambos os modelos foram importados para o programa Ansys. As propriedades dos materiais dentários restauradores e dos tecidos dentais foram extraídas da literatura. A força simulada aplicada foi de 100 N nas cúspides vestibular e lingual no eixo central axial e, a seguir, forças de 200 N até 1500 N, em incrementos de 100 N. Para a realização do ensaio in vitro, 20 pré-molares hígidos foram divididos aleatoriamente em dois grupos, segundo o tipo de restauração (coroa total convencional e do tipo Endocrown). Os corpos de prova foram incluídos em resina epóxi e submetidos a 20.000 ciclos de 5 kg de carga a 3 Hz, com esfera de metal de 5 mm nas cúspides vestibular e lingual. Os resultados indicaram que os valores de tensão na dentina e cimento para a restauração Endocrown foram menores do que os da coroa convencional. Análise de Weibull mostrou que a probabilidade de falha individual na dentina e cimento, na Endocrown, foi menor do que na coroa convencional. Embora as chances de fracasso fossem semelhantes, os resultados mostraram que a fratura por fadiga da coroa Endocrown foi maior do que a convencional (1.446 MPa e 1.163 MPa, respectivamente). Com base nos resultados desse estudo, a viabilidade da utilização da restauração Endocrown foi semelhante à da coroa convencional.

## 2.2 MATERIAIS CIMENTANTES E RESTAURADORES

Williams e Smith<sup>62</sup> (1971) verificaram se o ensaio de compressão diametral, utilizado extensamente em engenharia mecânica, seria viável para obtenção da resistência à tração de materiais dentários, na forma de corpos de prova de tamanhos reduzidos (semelhantes ao volume real de uma restauração dentária). Foram confeccionados discos com diferentes alturas e diâmetros em gesso, cimento de fosfato de zinco, amálgama, óxido de zinco e eugenol, EBA, fibra de vidro, cimento de silicato, cimento endodôntico e um cimento de policarboxilato experimental. Um dispositivo verificou que o modo de propagação das trincas nos

corpos de prova pequenos era idêntico ao padrão encontrado nos corpos de prova com maiores dimensões, ou seja, fraturavam do centro dos espécimes para as bordas. Dentre as observações feitas pelos autores, destaca-se que, as áreas de contato entre os apoios e os corpos de prova deverão ser mínimas para prevenir a formação de tensão de cisalhamento e compressão abaixo das mesmas. Como resultado da pesquisa, os autores encontraram que corpos de prova com maiores diâmetros possuem maior resistência à tração diametral e desvio padrão. Uma das recomendações dos autores é o uso de pedaços de papel úmido entre os corpos de prova e os apoios para melhorar a distribuição das cargas, assim como a confecção de cilindros com proporção de altura e diâmetro de  $\frac{1}{2}$ , para evitar que a resistência real do material seja influenciada pela configuração geométrica dos corpos de prova e ajudar um melhor posicionamento dos discos na máquina de ensaios mecânicos.

White e Yu<sup>63</sup> (1993) determinaram a resistência à tração diametral e à compressão de dois cimentos de ionômero de vidro convencionais (Shofu glass ionomer e Ketac-Cem), um encapsulado (Ketac-Cem caplet) e um modificado com resina (Infinity), dois cimentos de policarboxilato (Durelon e Shofu policarboxylate), dois cimentos de resina ativados quimicamente (Thin film cement e Panavia Ex), um cimento de hidroxiapatita (HÁ Biomet), e dois cimentos de fosfato de zinco como controles (Flecks zinc phosphate e Modern Tenacin). Os ensaios de resistência à tração diametral foram realizados com corpos de prova de 6 mm de diâmetro e 2 mm de altura submetendo-os a compressão diametral até a falha ocorrer. Para os ensaios de resistência à compressão, foram realizados corpos de prova de 12 mm de altura e 6 mm de diâmetro, submetendo-os a compressão uniaxial até a falha ocorrer. Dez corpos de prova para cada ensaio foram confeccionados e testados para cada grupo após 24 h de armazenamento em água a 37°C. Os resultados de resistência à compressão, mostraram uma ampla variação de valores entre os materiais testados, obtendo-se 41,5 MPa para os cimentos de hidroxiapatita e 178,5 MPa nos cimentos de resina. Para o ensaio de resistência à tração diametral, os valores variaram entre 8,1 MPa para os cimentos de hidroxiapatita e 45,1 MPa para os cimentos de resina. Assim, os resultados observados para estes ensaios demonstraram que cimentos de ionômero de vidro convencionais, encapsulados, ou modificados com resina, bem como os cimentos de resina apresentaram

significativamente maiores resistências compressiva e diametral do que o cimento de fosfato de zinco.

Li e White.<sup>64</sup> (1999) realizaram um estudo laboratorial com o objetivo de avaliar as propriedades mecânicas dos agentes de cimentação dental. Oito tipos de cimentos foram selecionados para a pesquisa, compreendendo um cimento de fosfato de zinco, um de policarboxilato, um ionômero de vidro convencional, um ionômero de vidro convencional em cápsulas, um cimento de ionômero de vidro modificado com resina, dois cimentos de resina composta. Uma técnica estática não destrutiva baseada em um método sônico foi utilizada para a mensuração do módulo elástico para cada tipo de cimento conseguindo assim testar o mesmo corpo de prova em intervalos de tempo diferentes, começando após uma hora, um dia, uma semana, um mês e um ano de sua confecção (tempos de armazenamento em água a 37°C). Propriedades mecânicas destes materiais como resistência à compressão, limite proporcional, resiliência e dureza foram realizadas em cilindros de 12 mm de comprimento x 6 mm de diâmetro, resistência à tração diametral em discos de 6 mm de diâmetro x 3 mm de comprimento e resistência à flexão em barras de 30 mm de comprimento, 8 mm de altura e 2 mm largura. Dez corpos de prova foram realizados para cada ensaio mecânico em duas diferentes velocidades (5 mm/min e 0,5 mm/min). Após a avaliação, os autores encontraram diferenças nas propriedades mecânicas entre os diferentes cimentos testados. Com relação ao tempo de armazenamento, este afetou substantivamente o módulo elástico dos materiais de diferentes maneiras, sendo que para o cimento de policarboxilato e ionômero de vidro foi verificado aumento ao longo do tempo, ao contrário dos outros materiais, que pouco se alteraram após o primeiro dia. A velocidade na qual o teste foi realizado afetou somente o limite proporcional à compressão e a resiliência. De acordo com os resultados obtidos, os cimentos diferiram consideravelmente com respeito às suas propriedades mecânicas e pesquisas clínicas prospectivas são necessárias para correlacionar estes dados.

Com o objetivo de pesquisar a eficiência da ativação química de cimentos resinosos de dupla polimerização, Hofman et al.<sup>35</sup> (2001) compararam esses tipos de ativação frente à polimerização realizada puramente por luz. Para este estudo, a resistência à flexão, o módulo de elasticidade e a dureza foram avaliadas em quatro tipos de cimentos resinosos duais e em um autopolimerizável. Cinco grupos foram

obtidos, sendo: (i) mistura de pasta base e catalisadora sem irradiação; (ii) mistura de pasta base e catalisadora com irradiação direta do aparelho fotopolimerizador; (iii) o mesmo grupo ii, mas com um disco de cerâmica de 2,5 mm interposto entre o cimento e o aparelho fotoativador; (iv) utilização só da pasta base do cimento com irradiação direta; (v) o grupo iv com a interposição do disco de cerâmica. Os corpos de prova para o teste de flexão foram confeccionados seguindo as indicações da norma ISO 4049, tendo dimensões de 25 mm x 2 mm x 2 mm e o ensaio foi realizado após 24 h de armazenamento em água a 37 °C. Para o teste de dureza Vickers, três indentações por corpo de prova (5 mm x 5 mm x 2 mm) foram realizadas. Cimentos duais apresentaram sempre valores superiores ao grupo polimerizado com luz, mesmo quando a irradiação foi feita com a interposição da porcelana. Quando comparados os cimentos duais que não receberam ativação com luz com os cimentos que receberam a irradiação, valores muito baixos em todas as mensurações foram encontrados. A fotoativação com porcelana interposta promoveu valores reduzidos em comparação com a ativação direta. Já para os cimentos que tiveram dupla polimerização, a resistência à flexão foi igual para todos os materiais, o módulo à flexão foi similar em três deles e a dureza em um. Esses autores encontraram que as propriedades mecânicas de cimentos ativados quimicamente diferem quando são comparados aos cimentos de polimerização dupla.

Braga, Cesar e Gonzaga<sup>36</sup> (2002) determinaram a resistência à flexão, o módulo elástico pelo teste de flexão e a dureza de quatro cimentos resinosos de polimerização dupla com diferentes tipos de ativação. Para este estudo, os materiais avaliados foram os cimentos Enforce e Variolink II (ativação química, dual e fotopolimerização), RelyX ARC (ativação química e ativação dupla) e C & B (ativação química). Dessa forma, foram confeccionados corpos de prova em forma de barra com dimensões de 10 mm x 2 mm x 2 mm para o teste de flexão em três pontos, os quais também foram utilizados para realizar cinco indentações com uma ponta Knoop para avaliação da sua dureza. Os corpos de prova foram armazenados em água a 37 °C em embalagens à prova da passagem de luz e testados após 24 h. Para os grupos experimentais que precisavam da ativação com luz, separadores de resina composta de cor A3 foram inseridos entre o corpo de prova e o aparelho emissor de luz alógena (Optilux 500), sendo polimerizados uma só vez em uma superfície. Os resultados demonstraram que o cimento RelyX ARC com ativação

dual apresentou uma grande resistência à flexão em comparação aos outros grupos. Na dureza, os cimentos RelyX ARC e o Variolink II mostraram ser dependentes da fotoativação por apresentar valores elevados, e no caso do Enforce similares valores de dureza foram encontrados quando ele foi ativado de forma dual ou sem luz. Nenhuma correlação foi encontrada entre a resistência à flexão e a dureza entre estes materiais, indicando que outros fatores, além do grau de conversão afetaram a resistência à flexão nos cimentos resinosos testados. Em relação ao módulo de flexão, nenhuma diferença estatística foi detectada entre os diferentes grupos. Assim, os autores indicaram que a avaliação dos testes mecânicos de cimento de resina não devem ficar restrita à estimativa direta ou indireta do grau de conversão.

Com a intenção de comparar a resistência flexural, o módulo de elasticidade, a radiopacidade e o pH entre agentes cimentantes, Attar, Tam e McComb<sup>65</sup> (2003) utilizaram cinco tipos de cimentos dentais, entre eles, fosfato de zinco, ionômero de vidro convencional e o modificado com resina, dois cimentos de resina de polimerização dual (um fotopolimerizado e outro não) e um cimento de resina autopolimerizável. Para o ensaio de resistência à flexão e obtenção de módulo de elasticidade, os corpos de prova apresentaram 20 mm de comprimento por 2 mm de altura e 2 mm de espessura, sendo testados 24 h e três meses após sua confecção (n = 8). Para avaliação da radiopacidade, discos com largura de 1 mm dos materiais foram expostos a raios X ao longo de uma cunha de alumínio escalonada conforme a norma ISO 4049 (n = 4). Para a mensuração do pH, os pesquisadores usaram um eletrodo de pH imediatamente após a mistura, a 1, 5, 15 e 30 minutos; e a 1, 2, 4, 6 e 24 h (n = 4). De acordo com os resultados, os cimentos de resina apresentaram maior resistência flexural que os outros materiais às 24 h e aos três meses, e entre eles o grupo que foi fotopolimerizado obteve elevada resistência em comparação às outras condições de polimerizações testadas. O cimento de fosfato de zinco foi o material mais radiopaco, sendo também o que registrou estatisticamente maior rigidez. Com respeito à mensuração do pH, o fosfato de zinco e o ionômero de vidro convencional apresentaram acidez maior imediatamente após a mistura, e após 24 h sua acidez foi a menor entre os grupos, o que os autores correlacionaram com os relatos de sensibilidade após cimentação utilizando estes materiais. Como conclusão, os autores afirmaram que entre as categorias dos agentes para cimentação existiu grande variação nas suas propriedades, tendo um melhor

equilíbrio de propriedades físicas e mecânicas dos cimentos de resina de polimerização dual, sempre e quando uma fotopolimerização seja garantida para, assim, alcançar sua máxima dureza e rigidez.

Piwowarczyk e Lauer<sup>29</sup> (2003) analisaram a influência do armazenamento em água e o método de ativação na resistência à flexão de três pontos e a resistência à compressão de 12 agentes de cimentação de diferentes tipos. Os materiais testados foram dois cimentos de fosfato de zinco (Harvard cement e Fleck's zinc cement), dois ionômeros de vidro (Fuji I e Ketac-Cem), três ionômeros de vidro modificados com resina (Fuji Plus, Fuji Cem e RelyX Luting), quatro cimentos de resina (RelyX ARC, Panavia F, Variolink II e Compolute) e um cimento de resina auto-adesivo (RelyX Unicem). Corpos de prova em forma de barra com dimensões de 25 mm x 2 mm x 2 mm foram confeccionados para o ensaio de flexão (ISO 4049) e cilíndricos com dimensões de 6 mm de altura e 4 de diâmetro para o ensaio de compressão (ISO 9917). Todos os corpos de prova foram misturados seguindo as indicações dos fabricantes, variando-se o método de ativação química ou foto em alguns materiais (ARC, Panavia F, Variolink II, Compolute, RelyX Unicem). Para todos os materiais, as propriedades foram medidas após serem armazenados em água destilada à temperatura de 37°C por 24 h e 150 dias. Como resultado, cimentos de resina demonstraram elevada resistência à flexão e à compressão, seguido do cimento de resina auto-adesivo. Dessa forma, os autores concluíram que propriedades mecânicas como resistência à flexão e compressão variaram consideravelmente entre as classes de materiais disponíveis, tendo os cimentos de resina convencionais ou auto-adesivos apresentado estatisticamente maior resistência para estas propriedades em comparação dos outros materiais.

Kumbuloglu et al.<sup>33</sup> (2004) investigaram a dureza Vickers e a resistência à compressão e à flexão de cinco cimentos resinosos duais (RelyX ARC, Panavia F, Variolink II e RelyX Unicem) ativados de forma dual e um cimento de policarboxilato como controle (Durelon), sendo a influência da ativação química ou dual no grau de conversão avaliada. Após a manipulação dos cimentos, todos os corpos de prova para os ensaios mecânicos foram armazenados em água destilada a 37°C por uma semana. O cimento Variolink apresentou menor dureza e maior resistência à flexão, já o cimento RelyX Unicem teve a maior dureza e menor resistência à flexão, com a maior resistência à compressão e entre todos os materiais, e o cimento Durelon

obteve menor resistência à compressão. Para todos os cimentos, o maior grau de conversão foi obtido com a ativação dual, sendo que o RelyX ARC apresentou os maiores graus de conversão e o RelyX Unicem, os menores nas duas formas de ativação. Os autores concluíram que existe uma diferença marcada das propriedades físicas entre cimentos de resinas com característica química similar, e que o método de polimerização (dual ou químico) realmente influencia o grau de conversão destes grupos de materiais.

Morgano et al.<sup>4</sup> (2004), após realizarem uma revisão da literatura pertinente, concluíram que pelo fato de os dentes tratados endodonticamente possuírem perda estrutural por restaurações, cárie, ou mesmo pelo acesso à câmara pulpar para a terapia endodôntica, o dente desvitalizado necessita de restaurações que conservem e protejam o remanescente dental. Assim, recomendaram nos dentes posteriores a utilização de coroas totais ou onlays de envolvimento cuspídeo completo.

Nagasiri e Chitmongkolsuk<sup>16</sup> (2005) avaliaram a longevidade de molares tratados endodonticamente e restaurados sem envolvimento cuspídeo, identificando os fatores relacionados. Fizeram o acompanhamento de 203 molares permanentes, por meio de exames clínicos e radiográficos, desconsiderando pacientes com coroas provisórias, restaurações com envolvimento cuspídeo ou restaurações sobre núcleos ou coroas, bem como os dentes perdidos por problemas periodontais. Foram consideradas como falha, as exposições negativas que precisaram de restauração, reparação ou extração do dente. As variáveis independentes avaliadas foram a idade do paciente, gênero, localização (mandíbula ou maxila), presença de dentes antagonistas e adjacentes, estrutura dental remanescente e tipo de material restaurador. Os dentes com maior remanescente dentário aumentaram a probabilidade de longevidade; as restaurações com resinas compostas diretas tiveram maior longevidade que as de amálgama e de óxido de zinco eugenol reforçadas com polimetacrilato. Considerando as limitações do estudo, os autores concluíram que a quantidade de remanescente e tipo de material restaurador tem associação significativa com a longevidade dos molares tratados endodonticamente e sem envolvimento cuspídeo.

Fonseca et al.<sup>30</sup> (2005) avaliaram a influência de métodos de ativação na resistência à tração diametral de cimentos resinosos duais. Os autores estudaram

seis cimentos resinosos duais (Panavia F, Variolink II, Scotchbond Resin Cement, Rely X e Enforce), um cimento resinoso de ativação química (Cement-It) e um de fosfato de zinco como controle. Os grupos estudados foram: (i) não fotoativados (ativação química) e (ii) fotoativados através de uma tira de poliéster (ativação química e por luz). Porções iguais de pasta e catalisador foram misturadas e inseridas em matrizes metálicas de 4 mm de diâmetro e 2 mm de altura. Dez corpos de prova para cada modo de ativação e cimento foram confeccionados, armazenados por 24 h em água destilada a 37°C e submetidos a forças de compressão diametral até a sua falha ocorrer. Os resultados mostraram que os cimentos Scotchbond Resin Cement (53,3 MPa), Variolink II (48,4 MPa) e Rely X (51,6 MPa) foram dependentes da fotoativação para alcançar maiores valores de resistência à tração diametral comparados com seus grupos quimicamente ativados (44,6 MPa; 40,4 MPa e 44,5 MPa). Para o Enforce (48,5 MPa e 47,8 MPa) e para o Panavia F (44,0 MPa e 43,3 MPa), não se encontrou diferença significativa entre os métodos de ativação. Os grupos quimicamente ativados dos cimentos duais apresentaram valores de resistência similares à do cimento ativado quimicamente e superiores à do cimento de fosfato de zinco.

Soares et al.<sup>66</sup> (2006) avaliaram a resistência à fratura de restaurações cerâmicas reforçadas com leucita em molares com diferentes preparos cavitários, já que havia controvérsias a respeito do desenho do preparo cavitário em dentes posteriores que recebem restauração cerâmica. A metodologia incluiu 90 molares divididos em nove grupos: DI, dente intacto; ICn, inlay conservador; IEx, inlay extenso; OCn/MV, onlay conservador com cobertura cuspídea mesio-vestibular; OEx/MV, onlay extenso com cobertura mesio-vestibular; Cn/V, onlay conservador com cobertura cuspídea vestibular; OEx/V, onlay extenso com cobertura cuspídea vestibular; OCn/T, onlay conservador com cobertura cuspídea total; OEx/T, onlay extenso com cobertura cuspídea total. Os preparos conservadores tinham 2,5 mm de distância vestibulo-lingual e os extensos, 5 mm. A parede pulpar ficou a 2,5 mm do ângulo cavo superficial, as caixas proximais tinham a mesma extensão vestibulo-lingual dos preparos oclusais com uma parede cervical de 1,5 mm de largura e uma parede axial de 2,0 mm de comprimento. Os dentes foram restaurados com uma cerâmica feldspática reforçada com leucita e submetidos a carga compressiva axial em máquina de ensaios universais, utilizando-se esfera de 6 mm de diâmetro até

produzir fratura. Os modos de fratura foram registrados segundo o nível de estrutura dental e o comprometimento da restauração. Os resultados mostraram que o dente hígido apresentou os maiores valores de resistência do que os com istmos, conservador e extenso, os quais não mostraram diferenças significativas entre si. Porém, foram verificadas diferenças no desenho do preparo, com tendência de fraturas produzidas nas restaurações. Os autores concluíram, com base no seu estudo, que a cobertura cuspídea não melhorou a resistência à fratura em dentes posteriores restaurados com cerâmicas reforçadas com leucita.

Fonseca et al.<sup>31</sup> (2007) verificaram em diferentes tempos, a resistência à tração diametral de cimentos resinosos que não foram fotopolimerizados. Quantidades iguais de base e catalisador de Panavia F, Variolink II, Rely X e Enforce foram manipuladas e inseridas em matrizes metálicas de 4 mm de diâmetro por 2 mm de altura, sendo os corpos de prova armazenados em recipientes opacos em água destilada a 37 °C. Tempos de 30 minutos, 1 hora, 24 h e 7 dias foram avaliados. Um cimento de ativação química (Cement-IT) e um cimento de fosfato de zinco foram utilizados como grupo controle. Segundo os autores, todos os cimentos obtiveram uma maior resistência à tração diametral quando foram testados a 1 e 24 h. Ensaio realizado às 24 h e aos 7 dias não apresentaram diferenças. Para todos os tempos testados, o cimento de fosfato de zinco sempre mostrou em média valores baixos de resistência à tração diametral (2,1 MPa, 3,6 MPa, 6,5 MPa e 6,9 MPa), enquanto o cimento autopolimerizável (35,1 MPa, 33,6 MPa, 46,9 MPa e 46,3 MPa), Enforce (31,9 MPa, 31,7 MPa, 43,4 MPa e 47,6 MPa), Rely X (28,7 MPa, 34,6 MPa, 41,6 MPa e 41,2 MPa) e Variolink II (22,7 MPa, 30,2 MPa, 40,1 MPa e 41,1 MPa) apresentaram uma elevada resistência à tração diametral. Os autores relataram que todos os cimentos apresentaram uma máxima resistência às 24 h. Os cimentos de polimerização dual, quando não foram fotopolimerizados, apresentaram valores semelhantes ou menores em comparação aos cimentos de autopolimerizáveis, mas apresentaram elevada resistência à tração diametral, quando comparados com o cimento de fosfato de zinco.

Saskalauskaite, Tam, McComb<sup>32</sup> (2008) analisaram a resistência à flexão, o módulo elástico e a variação do pH em 24 h de três cimentos auto-condicionantes (RelyX Unicem, Maxcem e Embrace Wetbond) comparando-os com dois cimentos de resina convencionais (RelyX ARC e Linkmax) e dois cimentos de ionômero de

vidro modificados com resina (Fuji Plus e RelyX Luting Plus) em duas condições de ativação (química e dual). A resistência à flexão e o módulo elástico foram obtidos usando corpos de prova confeccionados em forma de barra (2 mm x 2 mm x 25 mm) e testados após 24 h de armazenamento em água a 37°C em uma máquina de ensaios universais. Para a mensuração do pH, um eletrodo realizou medições em superfícies planas a 0, 2, 5, 15 e 30 min e 1, 2, 4, 6 e 24 h após realizada a mistura dos materiais. De acordo com os resultados obtidos, os cimentos autoadesivos demonstraram resistência à flexão similar aos cimentos de resina convencionais, a exceção de um deles (Embrace Wetbond) que apresentou valores médios consideravelmente baixos nesta propriedade. O módulo elástico dos cimentos de resina convencional mostrou valores diversos. Os grupos de cimentos auto-adesivos e convencionais foto ativados apresentaram maior resistência à flexão e módulo elástico. Os cimentos de ionômero de vidro modificado com resina foram caracterizados por obter uma menor resistência à flexão e módulo de elasticidade. Com relação ao pH, cimentos auto-adesivos inicialmente tiveram valores iniciais baixos (2,0 a 2,4) quando comparados aos cimentos convencionais (3,9 a 7,3) e um intervalo grande após as 24 h (3,9 a 7,3). Um cimento auto-adesivo (RelyX Unicem) revelou um perfil único, caracterizado por um acréscimo mais rápido do pH a neutralidade, nas duas condições de ativação. Desta forma, os autores concluíram que os cimentos auto-adesivos avaliados no estudo apresentavam propriedades diferentes e não podem ser considerados um grupo homogêneo. Todos os cimentos de resina quando ativados de forma dual mostraram propriedades significativamente superiores.

Della Bona et al.<sup>34</sup> (2008) realizaram um trabalho com a intenção de verificar a correlação entre a resistência à tração diametral e a resistência à flexão de 3 pontos. Os materiais utilizados neste estudo foram as resinas compostas: Filtek Z250, Amelogen, Vit-1-escence e Exthet-X. Os corpos de prova para o ensaio de resistência à flexão apresentaram 25 mm de comprimento por 2 mm de altura e 2 mm de espessura e foram fotoativados por 20 s com luz azul visível com irradiância de 450 mW/cm<sup>2</sup>. Para a avaliação da resistência à tração diametral, foram confeccionados cilindros de resina composta com 4 mm de diâmetro por 6 mm de altura e foram fotoativados de forma semelhante aos corpos de prova de resistência à flexão. Todos os ensaios mecânicos foram realizados 24 h após a ativação das

resinas. Como resultado, as resinas Exthet-X e Filtek Z250 apresentaram os maiores valores de resistência à tração diametral e à flexão. Segundo os autores, isso se deu pela diferença na composição da matriz polimérica dessas resinas que contém TEGDMA e UDMA respectivamente, responsáveis tanto por aumento no grau de conversão quanto por maior tração diametral. As resinas Amelogen e Vit-1-Escence apresentaram valores semelhantes de resistência à tração diametral, porém os valores de resistência à flexão da resina Amelogen foram inferiores aos encontrados para a resina Vit-1-Escence. Tal diferença frente às tensões de flexão foi associada ao fato de tal resina possuir maior conteúdo de carga em relação à resina Amelogen. Assim, os autores verificaram que existe uma correlação positiva entre as propriedades de resistência à tração diametral e à flexão de 3 pontos.

Medeiros et al.<sup>67</sup> (2009) avaliaram a resistência à flexão em três pontos e a resistência à tração diametral das cerâmicas de infra-estrutura IPS-Empress 2 (Ivoclar) e In-Ceram Zirconia (Vita). Para a realização do estudo, foram confeccionadas dez amostras de cada material para o ensaio de flexão em três pontos (25 mm x 5 mm x 2 mm) e 15 amostras para o ensaio de tração diametral (6mm x 3mm). Os corpos de prova da cerâmica IPS-Empress 2 foram obtidos pelo método da cera perdida, pela produção de padrões de cera diretamente nas matrizes metálicas que possuíam as dimensões dos corpos de prova. Estas amostras foram levadas a um anel com revestimento, e após isso foram injetadas em um forno com a cerâmica. Para a obtenção dos corpos de prova da cerâmica In-Ceram Zirconia, foram confeccionadas matrizes elásticas, em silicone de adição a partir de padrões em resina acrílica (Duralay), realizados inicialmente com base nas dimensões das matrizes metálicas. A massa da cerâmica, formada pela mistura de pó In-Ceram, foi inserida nas matrizes e após preenchido o molde, os corpos de prova foram retirados e levados a um forno para realizar a primeira sinterização. Após terminado este primeiro ciclo, os corpos de prova receberam a aplicação da massa de cerâmica de óxido de lantânio e em seguida foram levados ao forno para o segundo ciclo de sinterização. Todos os testes foram realizados em equipamento MTS 810 (Material Test System - EUA), com célula de carga de 10 kN e velocidade constante de 0,5 mm/min. Os resultados, após testes estatísticos, mostraram que o In-Ceram Zirconia (434,17 MPa) apresentou maior resistência à flexão em relação ao IPS-Empress 2 (230,80 MPa). Entretanto, observou-se maior resistência à tração

diametral para o IPS-Empress 2 (175,41 MPa) em relação ao In-Ceram Zirconia (151,11 MPa). Assim, os autores concluíram que a relação entre as duas propriedades não foi a mesma para os materiais estudados e que a decisão pela indicação de um material não pode ser baseada em apenas uma propriedade mecânica.

Magne e Knezevic<sup>9</sup> (2009) avaliaram *in vitro* a influência da seleção do material (cerâmica e resina composta, ambas para CEREC) em restaurações tipo overlay em primeiros molares inferiores tratados endodonticamente, além de analisarem resistência à fadiga e tipo de fratura. Preparos padronizados foram realizados, os quais envolviam todas as cúspides (overlay), a câmara pulpar era preenchida com cimento de ionômero de vidro, e duas caixas proximais, uma com terminação a 1,5 mm acima do limite amelocementário e outra sob 0,5 mm do limite amelocementário. Todos os preparos foram escaneados, as restaurações desenhadas e confeccionadas com sistema CAD/CAM CEREC 3. A superfície oclusal de um primeiro molar inferior foi confeccionada para todos os dentes, ambos os tipos de restaurações obtidos foram cimentados adesivamente, armazenados por 24 h e submetidos a cargas cíclicas. Uma esfera de aço de 7 mm de diâmetro foi utilizada para se conseguir contato tripóide (MV, ML e DV) na superfície oclusal. Foram aplicadas cargas de 200 N, 400 N, 600 N, 800 N, 1000 N, 1200 N e 1400 N de 5000 ciclos cada. As amostras foram submetidas a 185.000 ciclos no máximo para se obter fratura. Os ciclos suportados foram registrados e foram realizadas análises com microscópio óptico da localização e tipo de fratura. Os autores concluíram, considerando as limitações e características do desenho experimental, que: as resinas compostas para CEREC testadas aumentaram a resistência à fratura quando comparadas com a cerâmica; nenhum dos molares restaurados com cerâmica resistiu aos 185.000 ciclos; 40% das fraturas localizaram-se sob o limite amelocementário; a resina composta para CEREC teve 73% maior longevidade; e a eficiência da técnica de condicionamento das restaurações para a cimentação adesiva foi comprovada pela ausência de falhas adesivas. Os autores consideraram prematuro dizer que a cerâmica testada seja contra-indicada em overlay já que todos resistiram a uma primeira etapa, realizada com cargas oclusais normais.

Dere, Ozcan e Gohring<sup>17</sup> (2010) avaliaram a qualidade marginal, o modo e a carga final de fratura de restaurações do tipo overlay em molares com tratamento

endodôntico. Trinta e dois primeiros molares foram divididos aleatoriamente em quatro grupos experimentais (n=8): UTR = sem tratamento (controle); RCT-COM = tratamento endodôntico (RCT) + overlay em resina composta; RCT-FRC = RCT + resina composta com duas camadas de fibra de vidro multidirecional; e RCT-CER= RCT + overlay em cerâmica. Todos os corpos de prova foram cimentados utilizando um sistema adesivo e resina composta com ajuda de ultrassom. Todos os dentes e as restaurações foram submetidos a ciclagem térmica e mecânica (TCML) em máquina de mastigação simulada controlada por computador (1.200.000 ciclos, 49 N, 1,7 Hz, 3.000 ciclos térmicos de 5°C a 50°C). A mensuração da adaptação marginal foi realizada antes e depois do TCML com microscopia eletrônica de varredura em 200X na interface do dente-resina de cimentação (IF1) e resina de cimentação-restauração (IF2). Depois do TCML, todos os corpos de prova foram levados a uma máquina de ensaios universal e carregados até sua falha ocorrer a uma velocidade 0,5 mm/min. Os dados foram analisados com ANOVA e correção de Bonferroni. Os resultados demonstraram que a adaptação marginal diminuiu de  $93 \pm 3,4$ - $82 \pm 6,5\%$  em IF1 após TCML, mas não significativamente entre os grupos. Na interface IF2, a adaptação marginal de overlays cerâmicas foi 10% a menos que as restaurações confeccionadas em resina composta. Entre tanto os resultados em ordem decrescente do teste mecânico foram (em N): RCT-FRC:  $3619 \pm 520$ ; UTR:  $3048 \pm 905$ ; RCT-COM:  $2.770 \pm 457$ ; RCT CER- $2036 \pm 319$ . Enquanto o modo de fratura, o grupo UTR apresentou fraturas exclusivamente acima da junção amelocementária (modo 1 e modo 2) e foram classificados como falhas reparáveis, RCT-COM e RCT-CER mostraram falhas catastróficas exclusivamente (modos 3-5). No grupo RCT-FRC, metade dos espécimes fraturados exibiram um modo de fratura reparável (modos 1 e 2). Com base nos resultados obtidos, os autores concluíram que restaurações do tipo overlay em dentes com tratamento de canal, restaurados com resina composta com ou sem reforço de fibras de vidro, apresentam uma resistência semelhante aos dentes intactos em relação ao tipo de falha. Embora dentes intactos falharam exclusivamente em modos reparáveis, todas as outras restaurações apresentaram falhas de maneira catastrófica, excluindo a metade das restaurações do grupo no qual o reforço das fibras de vidro estava presente.

## 2.3 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Dejak, Mlotkowski e Romanowicz<sup>68</sup> (2007) estimaram as forças geradas em diferentes modelos de restaurações tipo inlay e onlay em molares com o objetivo de identificar as prováveis falhas e seu respectivo fracasso, utilizando o critério de Tsai-Wu. Utilizando o método de elementos finitos, modelos em duas dimensões em uma vista frontal do primeiro molar inferior foram criados, tendo como referência a anatomia encontrada em livros texto; e analisados oito diferentes preparos intracoronais para restaurações cerâmicas. Os *designs* utilizados pelos autores foram: inlays com linha da margem reta e com bisel e onlays com linha de término reta e em ombro arredondado, utilizando larguras de 3 mm e 5 mm no istmo oclusal. As restaurações cerâmicas (Empress) foram unidas uniformemente à estrutura dental utilizando um cimento de resina (Variolink II) com uma espessura de 0,1 mm. No modelo, inclinações naturais para o dente em estudo e seu antagonista foram recriados e propriedades anisotrópicas para todos os componentes do sistema foram aceitas. Um bolo de alimento de módulo de elasticidade similar a de uma noz foi interposto entre o modelo e seu antagonista incrementando a força de 0 a 200 N, analisando as tensões geradas na interface entre a estrutura dental e o cimento de resina em torno das restaurações. De acordo com o critério de Tsai-Wu, as margens das inlays que apresentavam bisel e os tecidos circundantes a elas poderiam ser danificadas durante a simulação da mastigação, bem como nas restaurações com término reto onde tensões de tração ocorreram. Já nas restaurações onlay com ombro arredondado, valores muito baixo do critério de Tsai-Wu foram encontradas e forças compressivas ocorreram na margem. Os autores concluíram com base na distribuição das forças geradas em molares com grandes defeitos, que estes deveriam ser restaurados com onlay de cerâmica com margem de ombro arredondado e não com inlays.

Dejak et al.<sup>39</sup> (2008) avaliaram a resistência de molares inferiores restaurados com inlays de resina composta e cerâmica analisando as tensões geradas nas interfaces dente-cimento. Os autores utilizaram na pesquisa o método de elementos finitos (MEF) em 3D de acordo com o critério de falha de Mohor-Coulomb. A superfície oclusal de um primeiro molar mandibular foi digitalizada com um escâner a laser (CERCON), sendo sua raiz imersa em um cubo de resina acrílica e seccionada

posteriormente em intervalos de 1 mm. Todas as seções transversais da raiz e da coroa do molar foram digitalizadas e levadas ao software de MEF (ANSYS) para assim gerar um modelo por computador de um molar intacto. Posteriormente, sete modelos foram feitos tendo o mesmo tamanho e forma sendo: um dente intacto, um dente não restaurado tendo a preparação MOD, quatro dentes restaurados com resinas compostas de diferentes módulos elásticos (True Vitality - 5,4 GPa, Herculite XRV - 9,5 GPa, Charisma - 14,5 GPa, Z100 - 21 GPa) e um dente restaurado com cerâmica (IPS Empress - 65 GPa). A restauração tipo inlay modelada no software obteve as seguintes dimensões: um istmo de 3,5 mm de largura e 2,5 mm de profundidade, com uma caixa proximal de 1,5 mm por 4,50 mm. Para todos os modelos, uma força de 200 N foi aplicada diretamente na superfície oclusal e as tensões geradas na camada de cimento resinoso e a estrutura dental foram analisadas. Posteriormente, as tensões de contato na interface cimento-dente foram calculadas e comparadas com a resistência à tração e o cisalhamento do cimento ao esmalte e à dentina. Os autores encontraram que os dentes que apresentavam restaurações adesivas de resina e cerâmica reforçaram sua estrutura remanescente, mas estas restaurações não conseguiram uma resistência igual ao dente que não recebeu preparo nenhum. Esta pesquisa demonstrou que restaurações tipo inlay que apresentavam um maior módulo de elasticidade tiveram a capacidade de melhor absorver as forças inseridas e não transmiti-las na interface cimento-dente.

Yamanel et al.<sup>69</sup> (2009), avaliaram por meio do MEF os efeitos do material restaurador e *design* das cavidades Inlay e Onlay na distribuição de tensões nas estruturas dentais e materiais restauradores. Assim, duas diferentes resinas de nano-partícula (Filtek Supreme XT e Grandio) e duas cerâmicas foram usadas neste estudo (IPS Empress 2 e Lava). Um molar inferior permanente foi modelado com estruturas de esmalte e dentina, do mesmo modo que preparos 3D de cavidades Inlay e Onlay. Tensões de Von Mises, compressão e tração nos materiais restauradores, esmalte e dentina foram avaliados separadamente. Os autores encontraram que quando utilizados materiais restauradores de baixo módulo elástico, mais estresse é transferido para as estruturas do dente. Portanto, quando comparadas restaurações tipo Inlay ou Onlay em cerâmica, com restaurações confeccionadas em resina, estas transferem menos estresse para a estrutura do dente. Sobre o efeito do *design* da cavidade, o *design* Onlay apresentou um melhor

comportamento em relação à proteção das estruturas do dente, em comparação ao *design* Inlay.

Jiang et al.<sup>70</sup> (2010) compararam pelo MEF modelos 3D de dentes com tratamentos de canais e dentes vitais, variedade de materiais restauradores e diferentes opções restauradoras (Inlay ou Onlay). Assim, quatro modelos de um primeiro molar inferior foram designados conformando os seguintes grupos de estudo: (1) grupo IV (Inlay, polpa vital), (2) grupo OV (Onlay, polpa vital), (3) grupo IE (Inlay, dente com tratamento de canais), e (4) grupo OE (Onlay, dente com tratamento de canais). Para cada grupo de estudo, três tipos de materiais restauradores com diferente módulo elástico foram avaliados: 1- resina composta (19 GPa), 2 - cerâmica (65 GPa) e 3 - ouro (96,6 GPa). Para todos os modelos uma força de 45 N atingiu a superfície da coroa, esta força foi aplicada vertical ou lateralmente (45° obliquamente). Desta forma, os padrões de distribuição de tensões e a tensão máxima de Von Mises foram calculados e comparados entre as diferentes condições do estudo. Os autores encontraram que diferentes materiais restauradores exibiram distribuição de tensões similares sobre condições de carga similares. Em cada grupo, as restaurações de ouro aprestaram uma tensão de Von Misses elevada, seguido pela cerâmica e a resina composta. Desse modo, os resultados indicaram que dentes com tratamento de canais apresentam uma elevada concentração de tensões na dentina comparada com os dentes vitais, tensão que uma adequada restauração consegue minimizar. Os autores concluíram, com base no estudo, que as tensões internas são o principal mecanismo de falha das restaurações, e que Onlays confeccionados em resina composta aparentemente tem a capacidade de restaurar a integridade estrutural do dente com tratamento de canais.

Muñoz-Perez<sup>71</sup> (2010) analisou pelo método de elementos finitos (MEF) a distribuição de tensões em diferentes preparos cavitários na restauradora “Endocrown”, simulando forças oclusais funcionais. Foram conformados os seguintes grupos: DH, dente hígido (controle); dois grupos sem envolvimento das cúspides, SeOD (extensão ocluso-distal) e SeMOD (extensão méso-ocluso-distal); três grupos com envolvimento das cúspides, CeV (envolvimento das cúspides vestibulares), CeL (envolvimento das cúspides linguais) e CeT (envolvimento de todas as cúspides); e RM, remanescente de 2 mm acima do limite amelocementário

(LEC). Todos os grupos foram submetidos à simulação de uma carga de 200 N, no software Ansys Workbench v12, avaliando a distribuição de tensões principais de Rankine geradas nos preparos. As simulações demonstraram que os melhores resultados foram obtidos no grupo SeOD. Os resultados dos outros grupos apresentaram leve diferença, sendo muito próximos os resultados obtidos entre preparos cavitários sem e com envolvimento de cúspides, de extensão MOD. Assim, o autor concluiu que a presença de uma parede proximal é importante fator para beneficiar a biomecânica do remanescente dental, e que o envolvimento cuspidéico não forneceu um melhor prognóstico da situação quando comparado a preparos cavitários mais conservadores.

Com o objetivo de obter conclusões corretas sobre as possíveis falhas das restaurações do dente com tratamento de canais, Pérez-González, Iserre-Vilar e Gonzalez-Lluchet<sup>61</sup> (2011) estudaram os resultados do MEF para materiais frágeis utilizado nestas restaurações. Assim, diferentes critérios de falha (Von Mises, Rankine, Mohr-Coulomb, Mohr Modificado e Christensen) e dados de resistência de materiais (resistência à tração diametral e resistência à flexão) foram considerados no estudo. Desta forma, três MEF foram desenvolvidos para simular a restauração de um dente desvitalizado e dois ensaios clássicos de materiais: teste de tração diametral e teste de flexão. Os resultados mostraram que o critério de Christensen prevê resultados semelhantes ao critério de Von Mises para os componentes dúcteis, ao mesmo tempo em que prevê resultados semelhantes a todos os outros critérios para componentes frágeis. Todos os critérios previram pontos de falha diferentes para o ensaio de tração diametral, todos eles sobre estados de tensão multi-axial. Para o ensaio de flexão, todos os critérios à exceção do Von Mises previram a falha no mesmo ponto da amostra. Os autores concluíram que o critério de Christensen é recomendado para a interpretação dos resultados do MEF quando utilizado algum componente dúctil (metálico), mas quando utilizados materiais frágeis somente, critérios como Mohr-Coulomb, Mohr Modificado e Christensen podem ser utilizados e que o teste de flexão é recomendado para estimar a força de tração em vez do ensaio de tração diametral.

Com o objetivo de comparar a resistência de coroas de paredes finas confeccionadas em vários materiais restauradores simulando uma mastigação

normal, Dejack, Mlotkowski e Langotet<sup>72</sup> (2011) desenvolveram cinco modelos de elementos finitos em 3D de um molar inferior: dente intacto, dente com coroa de zircônia, dente com coroa de cerâmica vítrea reforçada com leucita, dente com uma coroa de liga de ouro tipo III e uma coroa de resina composta. Para a análise das tensões geradas em todos os modelos, o critério de falha de von Mises (mvM) foi determinado, além das tensões na interface adesiva entre o cimento e a estrutura do dente imediatamente abaixo das coroas. Os autores encontraram que as tensões equivalente nas coroas não ultrapassaram a resistência à tração do material no qual foram realizadas. Em relação à tensão de mvM gerada na camada de cimento, 1,3 MPa foram alcançados na coroa de zircônia, valor este seis vezes inferior ao que se registrou na coroa de resina composta. Pontos de tração e cisalhamento sobre as coroas de cerâmica vítrea e liga de ouro, foram várias vezes inferiores àqueles sobre as confeccionadas com resina composta. A tensão máxima de mvM na estrutura do dente para a coroa de zircônia foram apenas 2,8 MPa, enquanto que para a coroa de resina composta foi 6,4 MPa. Além disso, os autores encontraram que nas restaurações elaboradas com materiais de módulo de elasticidade elevado, um baixo equivalente de tensões ocorria na camada de cimento adesivo e nas estruturas dentárias, assim como uma diminuição nos pontos de tração e cisalhamento. Desse modo, os autores concluíram que, sob cargas fisiológicas, coroas de paredes finas perfeitamente cimentadas em molares, de zircônia, liga de ouro e resina composta são resistentes a falhas. Concluíram também que coroas realizadas em materiais rígidos são menos propensas a descolagem do que as confeccionadas em resina composta, além de reforçarem as estruturas dentárias de molares.

### 3 PROPOSIÇÃO

#### 3.1 OBJETIVO GERAL

Comparar a resistência de um molar restaurado com Endocrown confeccionada em cerâmica de dissilicato de lítio ou resina composta laboratorial de segunda geração, por meio da avaliação da distribuição de tensões nos materiais cimentante e restauradores, e nos tecidos dentais, segundo o critério de falha de Mohr-Coulomb.

#### 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Comparar a distribuição de tensões, em modelos matemáticos, de restaurações Endocrown de resina composta laboratorial de segunda geração e de cerâmica de dissilicato de lítio, frente a cargas funcionais axial e oblíqua, nos tecidos dentais (dentina e esmalte) e nos materiais restauradores e cimentante, segundo o critério de Mohr Coulomb;
2. Comparar a distribuição de tensões principais (picos de tração), mínimas principais e de cisalhamento, em modelos matemáticos, de restaurações Endocrown de resina composta laboratorial de segunda geração ou de cerâmica de dissilicato de lítio, frente a cargas funcionais axial ou oblíqua, nos tecidos dentais (dentina e esmalte) e nos materiais restauradores e cimentante.

Assim, este trabalho irá testar a seguinte hipótese nula:

$H_0$ : Não haverá diferença na resistência de molares restaurados com Endocrowns confeccionadas em cerâmica de dissilicato de lítio ou em resina composta laboratorial de segunda geração, segundo o critério de falha de Mohr Coulomb.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1. MATERIAL

O cimento e os materiais restauradores utilizados neste estudo e suas características estão descritos no Quadros 1.

Quadro 1 – Descrição dos materiais utilizados para o estudo.

| Material                                             | Fabricante                                 | Composição                                                                                                                               | Cor | Quantidade de carga inorgânica (peso) | Tamanho médio de partícula (µm) |
|------------------------------------------------------|--------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|---------------------------------------|---------------------------------|
| Cimento de resina,<br><b>Variolink II</b><br>L30493/ | Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein | Vidro de bário, trifluoreto de itérbio, vidro de fluorsilicato de bário e alumínio e óxidos mistos esféricos. Bis-GMA, UDMA, TEGD e BPO. | A3  | 71,2%                                 | 0,7                             |
| Resina composta<br><b>SR Adoro</b>                   |                                            | Dimetacrilatos, dióxido de silício altamente disperso, copolímero, vidro de bário, dióxido de zircônio                                   |     | 65%                                   | 10-30                           |
| Cerâmica<br><b>IPS e.max</b>                         |                                            | SiO <sub>2</sub> , Li <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , ZrO <sub>2</sub> , ZnO                           |     | -                                     | -                               |

### 4.2 MÉTODOS

#### 4.2.1 ENSAIOS MECÂNICOS

Todos os materiais restauradores e o cimento avaliados no presente estudo foram submetidos aos ensaios de resistência à compressão uniaxial e resistência à compressão diametral para obtenção dos valores médios de resistência à fratura sob tensões de compressão e de tração diametral para posterior obtenção das propriedades mecânicas desses materiais.

Para o ensaio de compressão, oito corpos de prova de cada material foram confeccionados em uma matriz cilíndrica de nylon com diâmetro de 4 mm e altura de 6 mm de acordo com a recomendação ISO 9917 (Figura 1). Para o teste de resistência à tração diametral, foram confeccionados oito corpos de prova de cada material em matriz metálica (Figura 2) em forma de disco com altura de 2 mm e

diâmetro de 4 mm. Todos os materiais utilizados neste estudo foram manipulados por um único operador, de acordo com as indicações de cada fabricante.



Figura 1 – Matriz utilizada no teste de compressão uniaxial

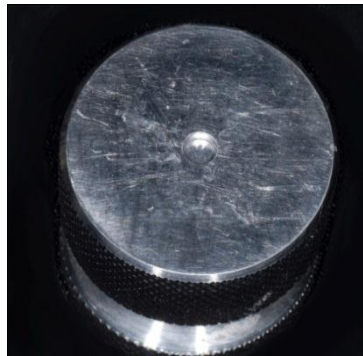


Figura 2 – Matriz utilizada no teste de tração diametral

Para o cimento Variolink II (Figura 3), comprimentos iguais de pasta base e catalisador foram proporcionadas sobre um bloco impermeável. As duas partes foram manipuladas por 15 s com espátula plástica (GC América, Illinois, EUA) até a obtenção de uma mistura homogênea. O cimento foi inserido nas matrizes após a manipulação, com auxílio de uma espátula para resina composta. (Figura 4 A).



Figura 3 – Cimento Variolink II

Para a inserção do cimento de resina, a matriz foi posicionada sobre uma lâmina de vidro coberta por um pedaço de tira de poliéster. Após o preenchimento

da matriz, novas tiras de poliéster e lâmina de vidro foram posicionadas e, em seguida, uma leve pressão foi exercida, para permitir o escoamento do cimento e eliminar os excessos (Figura 4 A,B,C).

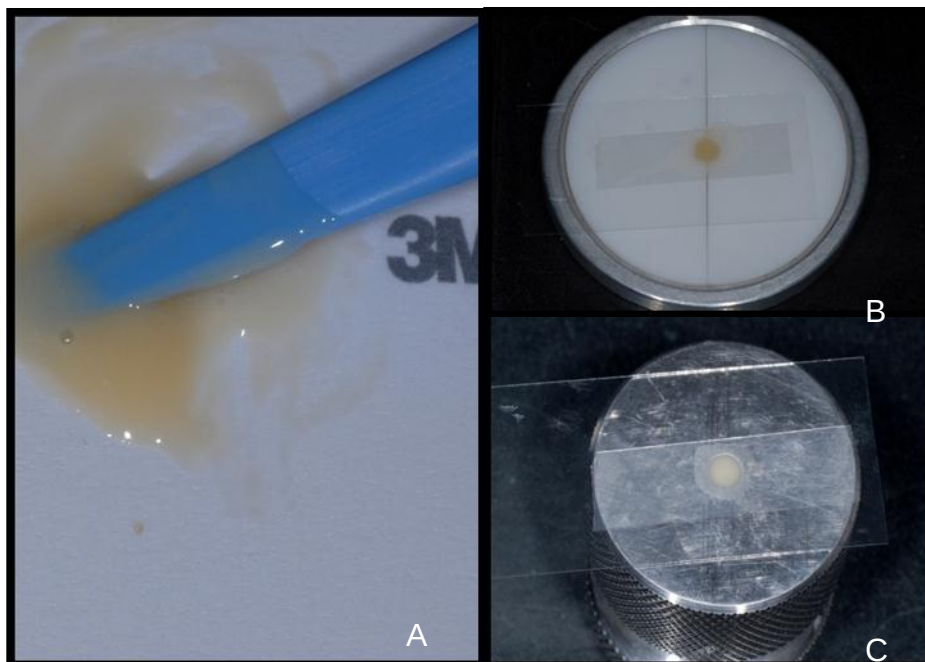


Figura 4 – Confeção dos corpos de prova; A, mistura do cimento; B e C, cimento inserido nas matrizes

Todos os corpos de prova foram polimerizados com aparelho fotopolimerizador (radii-cal; SDI Limited, Bayswater, Austrália) por 40 s em cada superfície (topo e base), com irradiância de  $1200 \text{ mW/cm}^2$ . A fotoativação foi realizada através de uma tira de poliéster e uma lâmina de vidro para evitar que a remoção das mesmas promovessem defeitos na superfície da amostra, encostando na lâmina a ponta do aparelho fotopolimerizador. Após o tempo de polimerização dos cimentos, os corpos de prova foram removidos da matriz e receberam acabamento e regularização com lâminas de bisturi nº 12 e lixas de carbeto de silício de granulação 1200 (ERIOS, São Paulo, SP, Brasil). Em seguida, suas dimensões finais foram aferidas com paquímetro digital Absolute Digimatic (Mitutoyo, Tóquio, Japão), sendo descartados os corpos de prova defeituosos (contendo falhas, bolhas, porosidades ou fraturas, verificados ao olho nu).

Para a resina de segunda geração SR Adoro (Figura 5), um único incremento do material foi inserido na matriz com uma espátula metálica de resina composta (American Eagle Instruments Inc, Missoula, EUA). Em seguida, a resina

foi coberta por uma tira de poliéster e uma lâmina de vidro, para exercer leve pressão e extraírem-se os excessos do material tal como foi realizado na elaboração dos corpos de prova do cimento Variolink II.

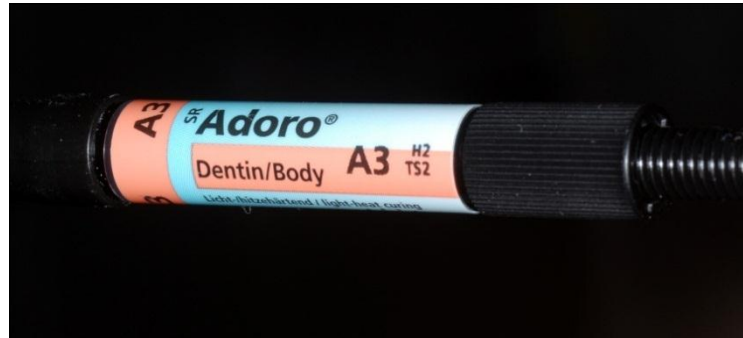


Figura 5 – Resina Laboratorial SR Adoro

Mantendo-se a tira de poliéster e a lâmina de vidro na superfície da matriz, uma polimerização inicial com aparelho fotopolimerizador (Quick; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) foi realizada por 20 s. Após esta primeira polimerização, os corpos de prova foram removidos da matriz e levados a um aparelho de polimerização complementar por luz fluorescente e temperatura (Lumamat; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) a 95°C por 25 min. Completado o tempo de polimerização final, o acabamento e a regularização dos corpos de prova foram realizados com lâminas de bisturi nº 12 e lixas de carbeto de silício de granulação 1200. As dimensões foram aferidas com paquímetro digital, rejeitando-se os espécimes que apresentaram defeitos, segundo os mesmos critérios utilizados para o cimento.

Os corpos de prova da cerâmica IPS e.max (Figura 6) foram obtidos pelo método da cera perdida, iniciando-se pela produção de padrões de cera diretamente nas matrizes. Posteriormente, estes padrões receberam condutos de alimentação, sendo fixados na base de um anel de silicone fornecido pelo fabricante (Figura 7). Após a inclusão dos corpos de prova em revestimento fosfatado, o conjunto foi levado um forno EDG-300 (EDG, São Carlos, SP), com o objetivo de eliminar a cera e obter a expansão do molde (Figura 8 A). A temperatura foi elevada à velocidade de 5°C/min até atingir 250°C, permanecendo nesta durante 30 min. Em seguida, a temperatura foi aumentada, na mesma velocidade, até atingir 850°C, permanecendo mais 60 min nesta condição.

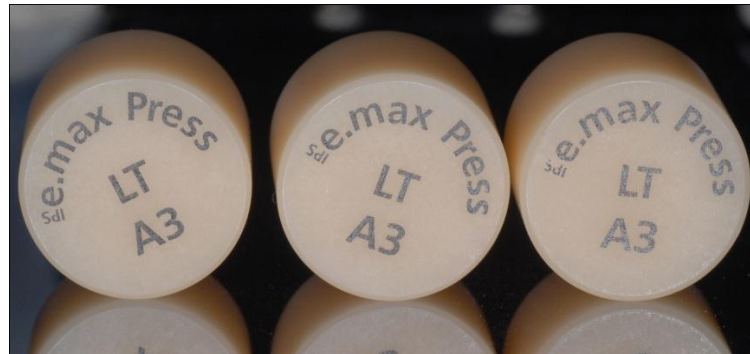


Figura 6 – Cerâmica IPS e.max



Figura 7 – Padrões de cera dos corpos de prova dos ensaios mecânicos

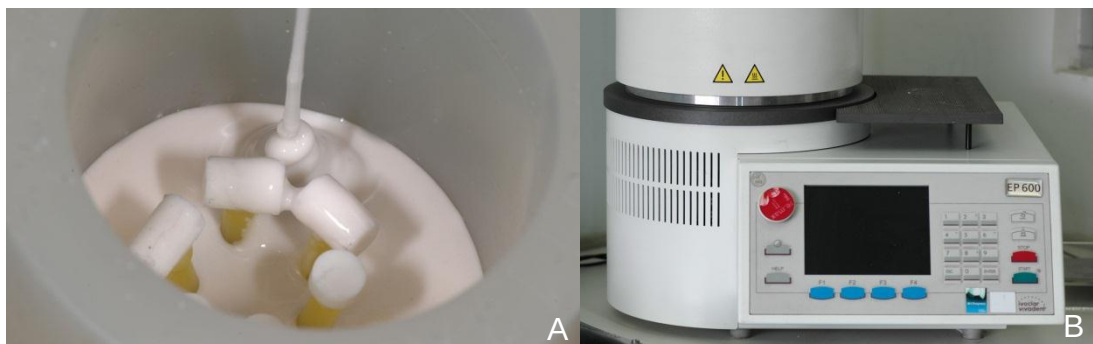


Figura 8 – Confeção dos corpos de prova de cerâmica IPS e.max.; A, inclusão dos corpos de prova no revestimento; B, forno de injeção de cerâmica

Completado o ciclo de aquecimento, o cilindro foi retirado do forno e as pastilhas foram introduzidas na entrada do conduto de alimentação. Em seguida, o forno de injeção (EP 600; Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) (Figura 8 B) foi ajustado e foi introduzido o conjunto no forno, sendo aquecido automaticamente à velocidade de 60°C por min de uma temperatura inicial de 700°C até atingir 920°C permanecendo nesta por mais 20 min. Ao final deste ciclo, a pastilha foi injetada sobre pressão utilizando um êmbolo no molde de revestimento. Completado o ciclo

de injeção, o cilindro foi retirado do forno, aguardando-se o resfriamento por aproximadamente 60 min para realizar a remoção bruta do revestimento com brocas em baixa rotação e jato de óxido de alumínio de 50  $\mu\text{m}$ . Já a remoção de resíduos menores do revestimento foi obtida pela imersão dos corpos de prova em álcool etílico a 25% por 10 min e em água bidestilada por mais 10 min. Terminada a limpeza, uma padronização dos corpos de prova foi realizada com kit de brocas para cerâmica Shofu Dentomax (Shofu Dental Corporation, São Marcos, Califórnia, EUA), mensurando-se suas dimensões com um paquímetro digital, terminado o processo.

Os ensaios de resistência à compressão uniaxial e à tração diametral foram realizados após armazenamento dos corpos de prova durante 24 h em água a 37°C, em uma Máquina de Ensaio Universal (AG-I Shimadzu - Modelo Autograph – Série nº 90416, frequência de 60 Hz; Shimadzu, Murasakino, Kioto, Japão), com uma célula de carga Shimadzu 10 kN e velocidade constante de 0,5 mm/min, até a falha ocorrer. Para o ensaio de resistência à compressão uniaxial, os corpos de prova foram posicionados verticalmente em uma base metálica plana e submetidos à ação de uma ponta ativa também plana, que permitiu a força compressiva vertical ao longo do corpo de prova (Figura 9). A resistência à compressão foi calculada a partir da expressão:  $\sigma_c = 4F/\pi d^2$ , onde  $F$  é a máxima força (N), e  $d$  é o diâmetro do corpo de prova (mm).

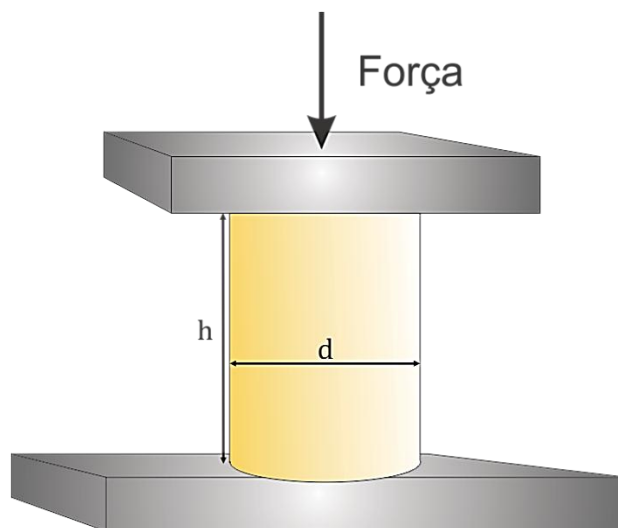


Figura 9 – Desenho esquemático do teste de compressão uniaxial

O módulo de elasticidade à compressão foi determinado a partir das forças geradas no ensaio de resistência à compressão uniaxial descrito anteriormente

usando-se a seguinte expressão:  $E_c = FL/S\delta$ , onde  $F$  é a força (N),  $L$  é a espessura da amostra (mm),  $S$  é a área do corpo de prova (mm), e  $\delta$  é o deslocamento.

Para o ensaio de resistência à tração diametral, os corpos de prova foram posicionados perpendicularmente à mesma superfície plana do ensaio de resistência à compressão, sendo colocados pedaços de papel umedecidos nas extremidades laterais dos corpos de prova para evitar que pequenas irregularidades na sua superfície pudessem produzir áreas de concentração de tensões (Williams e Smith<sup>62</sup> 1971) (Figura 10). A resistência à tração diametral foi calculada a partir da expressão:  $\sigma_{td} = 2F/\pi dh$ , onde  $F$  é a máxima força (N),  $d$  é o diâmetro do corpo de prova (mm) e  $h$  é a espessura da amostra (mm).

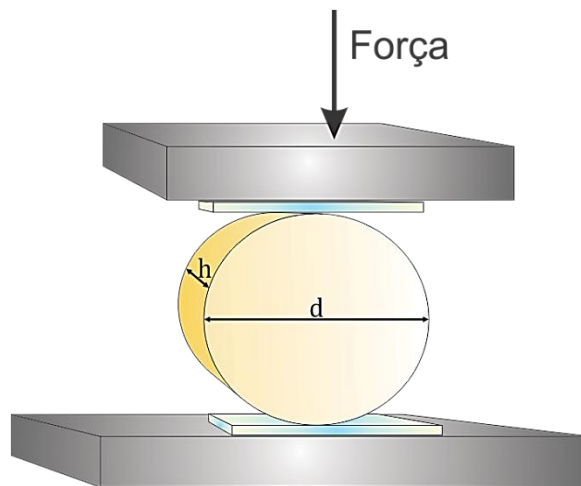


Figura 10 – Desenho esquemático do teste de tração diametral

#### 4.2.2. MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

##### 4.2.2.1. Reconstrução virtual de tomografia computadorizada

Uma tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA), proveniente do banco de imagens da Universidade Federal de Paraná, foi utilizada no presente trabalho para fornecer a geometria básica do dente e do osso. O exame foi realizado analisando-se o terço anteroinferior da face, com objetivo de abranger a região da mandíbula, em cortes transversais de 0,25 mm de distância, perfazendo um total de 212 cortes. Estes cortes foram gravados no formato Dicom (digital imaging and communications in medicine standard) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (Invesalius 3.0 64 bits, Centro de Tecnologia de Informação Renato Archer, Brasil). Para essa

tomografia, o programa reconstruiu digitalmente a mandíbula resultando em um modelo 3D (Figura 11). O modelo foi salvo no formato STL (stereolithography, 3D Systems, Rock Hill, USA).

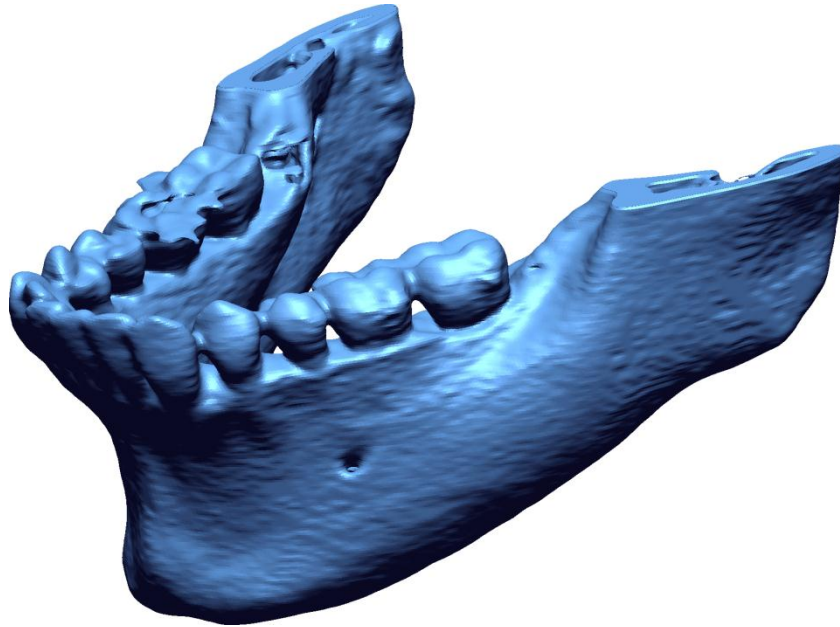


Figura 11 - Reconstrução a partir da tomografia

Para facilitar a modelagem e diminuir o peso computacional, os dentes foram interativamente descartados, com exceção do elemento 36. Pelos mesmos motivos, apenas o segmento da mandíbula na região foi conservada, sem a segmentação do canal mandibular (Figura 12).

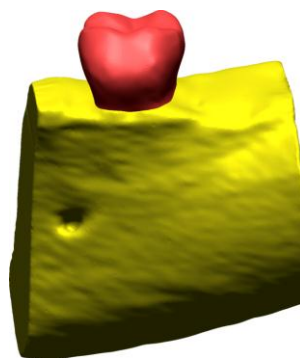


Figura 12 - Remoção de detalhes anatômicos para diminuir o peso computacional e facilitar o processamento

#### 4.2.2.2. Edição dos modelos

Após a reconstrução virtual, os modelos 3D foram exportados para o software

tipo CAD (Computer Assisted Design) Solidworks 2011 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA), para edição dos modelos virtuais. Assim, o segmento da mandíbula, constituído por 542678 poliedros, foi importado com o suplemento “Scan to 3D” do Solidworks, formando dessa forma um modelo sólido de 100 superfícies do tipo NURBS (Non Uniform Rational Basis Splines) (Figura 13).

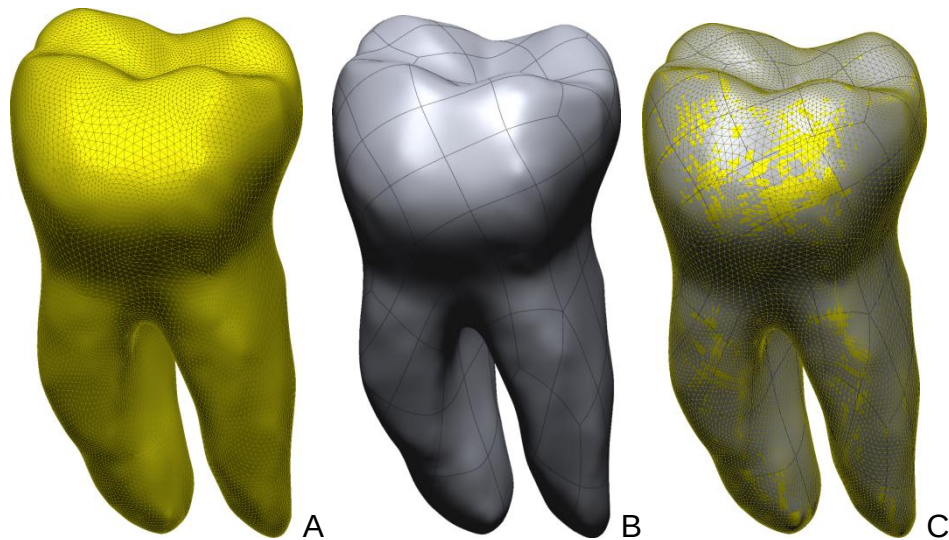


Figura 13 – A,B, transformação de um modelo com 40152 poliedros em um modelo com 100 faces NURBS; C, sobreposição dos dois modelos para demonstrar a mínima distorção ocorrida. Os modelos foram plotados com arestas para facilitar a visualização das faces.

Após processamento dos modelos de poliedros em modelos sólidos, as diferentes partes foram unidas (Figura 14). O ligamento periodontal foi modelado manualmente com uma espessura padronizada de 0,25 mm<sup>73</sup>. De forma semelhante, o osso cortical ao redor do ligamento periodontal foi modelado com aproximadamente 0,7 mm de espessura, a fim de representar um osso tipo D3 (“cortical fina”) segundo a classificação de Lekholm e Zarb<sup>74</sup> (1985).

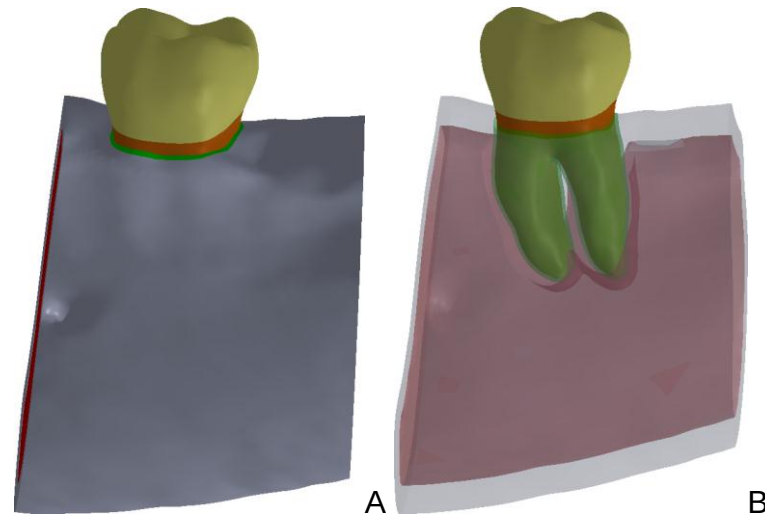


Figura 14 – A, Modelo em faces NURBS com osso; B, modelo com ligamento e osso semitransparente para melhor visualização das estruturas internas

Para a construção virtual da restauração, objeto de interesse do presente estudo, o dente foi seccionado aproximadamente 1 mm acima do limite amelocementário. Para a construção da restauração, as regiões com ângulos vivos foram arredondadas, as paredes internas do preparo ficaram divergentes em  $6^\circ$  no sentido cervico-oclusal e uma fina camada de 0,05 mm de cimento foi confeccionada na região acima da região seccionada. O restante do dente original, previamente seccionado foi modelado como material restaurador, apresentando 5 mm de altura da margem do preparo até o vértice das cúspides linguais, 3 mm de profundidade da margem do preparo ao assoalho da câmara pulpar e uma distância de 4,30 mm entre as paredes vestibular e lingual aproximadamente (Figuras 15 e 16).

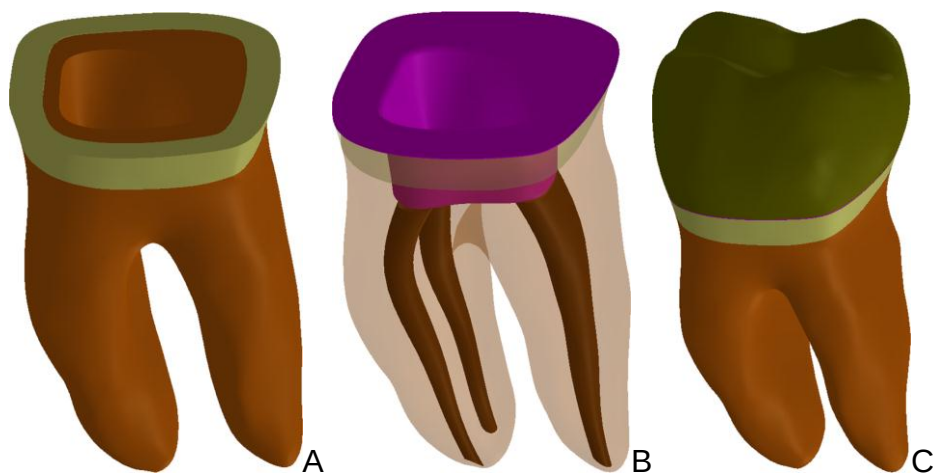


Figura 15 – A, dente seccionado 1 mm acima da margem do esmalte aproximadamente; B, linha de cimento acima da região de preparo; C, modelo final

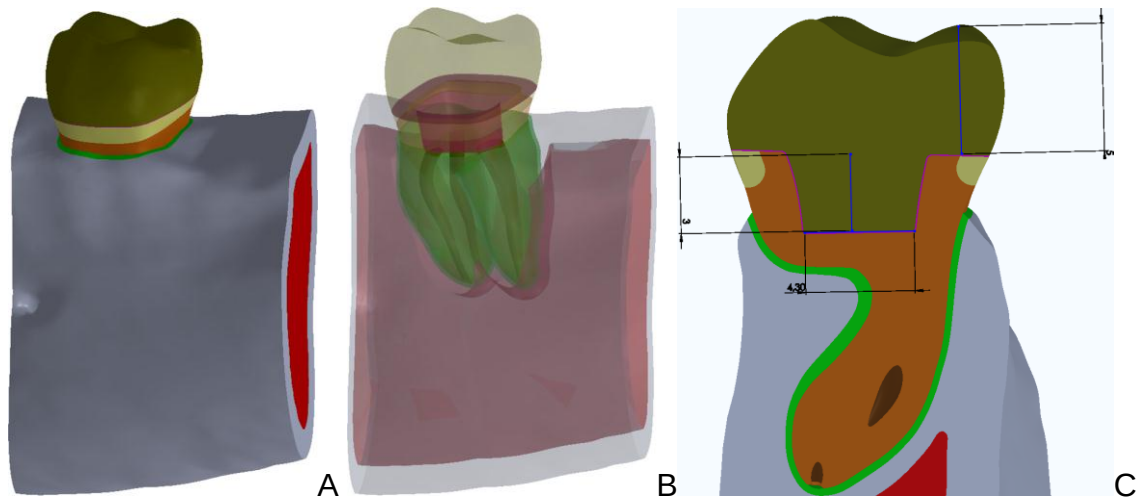


Figura 16 – A, vista do modelo final; B, estruturas semitransparentes para melhor visualização das porções internas; C, vista em secção das dimensões aproximadas do preparo

Para padronizar a aplicação das cargas oclusais, duas estruturas foram modeladas. Para a carga axial, uma estrutura para simular o terço oclusal dos dentes antagonistas em esmalte foi modelado, com três pontos de contato: um na vertente vestibular e outro na vertente lingual das cúspides disto e méso vestibulares, respectivamente, e um na vertente vestibular da cúspide disto lingual do dente. Para a carga oblíqua um único ponto de contato foi modelado na região central da zona oclusal do dente. Em ambos os casos, cada ponto de contato foi configurado com 1 mm de diâmetro para padronização e simplificação (Figura 17).

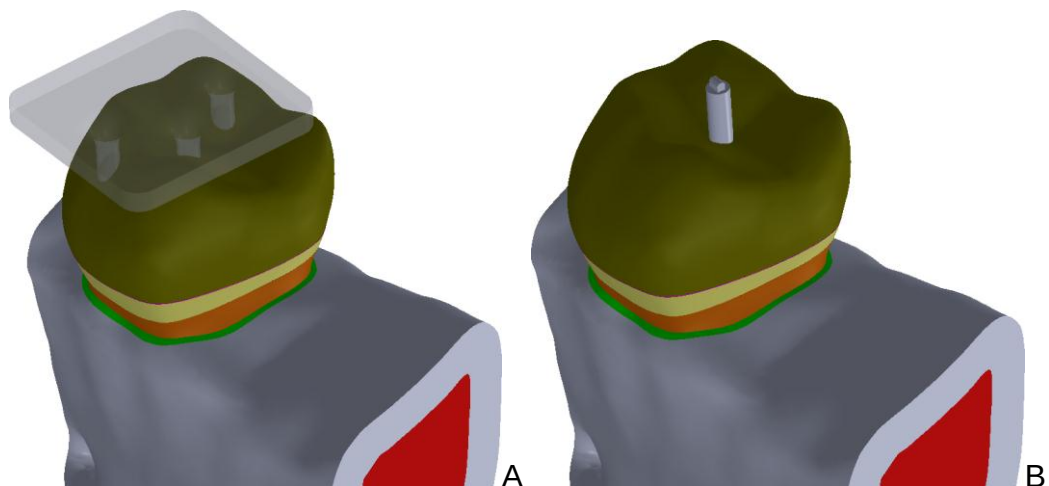


Figura 17 - Estruturas para padronizar a aplicação da carga oclusal; A, carga axial; B, carga oblíqua

Geometricamente foram criados modelos idênticos, mudando apenas as propriedades do material. Os modelos foram numerados para referências futuras.

- **Modelo 1:** Modelo restaurado com SR Adoro, sob carga axial

- **Modelo 2:** Modelo restaurado com IPS e.max ceram, sob carga axial
- **Modelo 3:** Modelo restaurado com SR Adoro, sob carga oblíqua
- **Modelo 4:** Modelo restaurado com IPS e.max ceram, sob carga oblíqua

#### 4.2.2.3. Simulação

Todos os modelos foram exportados do Solidworks para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), diretamente através do suplemento de interface de geometria próprio do Ansys.

Cada elemento dos modelos foi configurado com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson retirados da literatura ou determinados pelo presente estudo, através dos ensaios mecânicos descritos no início deste capítulo (Quadro 2). Todos os materiais foram considerados como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, porém com características próprias de resistência final à tração e à compressão.

Quadro 2 - Propriedades mecânicas dos materiais

| Material / Tecido                    | Módulo de elasticidade/<br>(GPa) | Coeficiente de Poisson |
|--------------------------------------|----------------------------------|------------------------|
| Dentina **                           | 18,6                             | 0.31                   |
| Esmalte ***                          | 84,1                             | 0.20                   |
| Osso Medular **                      | 1,37                             | 0.3                    |
| Osso cortical **                     | 13,7                             | 0.3                    |
| Material restaurador IPS e.max ceram | 4,76*                            | 0,23****               |
| Material restaurador SR Adoro        | 2,28*                            | 0,23†****              |
| Cimento resinoso Variolink II        | 2,3*                             | 0,35*****              |
| Ligamento periodontal *****          | 1,18                             | 0,45                   |

\* ensaios mecânicos do autor

† Valor retirado de outras resinas compostas semelhantes devido a não constarem da literatura, ou mesmo dados do fabricante, com o valor. Devido à pequena alteração volumétrica do material em situações clínicas, fator que o coeficiente de Poisson determina, o impacto no resultado será provavelmente desprezível.

\*\* Holmes, Diaz-Arnold, Leary<sup>75</sup> 1996

\*\*\* Menicucci et al.<sup>76</sup> 2002

\*\*\*\* Ereifej et al.<sup>77</sup> 2011

\*\*\*\*\* Dejak, Mlotkowski<sup>39</sup> 2008

\*\*\*\*\* Field et al.<sup>78</sup> 2009

Para simular o contato oclusal, nas simulações com carga axial, a estrutura antagonista foi configurada com suportes sem fricção de forma a permitir um movimento unicamente ocluso gengival, como mostra a figura 19. Os contatos entre

a estrutura antagonista e as coroas foram configurados como deslizantes permitindo a formação de gaps (frictionless) de forma a possibilitar além da intrusão um movimento vestibulo-lingual dos dentes à semelhança da situação real. Uma carga foi adicionada sobre a porção superior da estrutura que simula os dentes antagonistas, com intensidade de 100 N, sendo este valor selecionado por se encontrar dentro de limites normais de uma mastigação normal não forçada (Craig<sup>79</sup> 1985, Anusavice<sup>80</sup> 1996). Para a carga oblíqua, foi simulada uma força de mesma intensidade, mas com vetor oblíquo em 45°, no sentido vestibulo lingual. A figura 18 mostra a região e vetor de cargas. A análise foi do tipo não linear em relação ao contato e ao material.

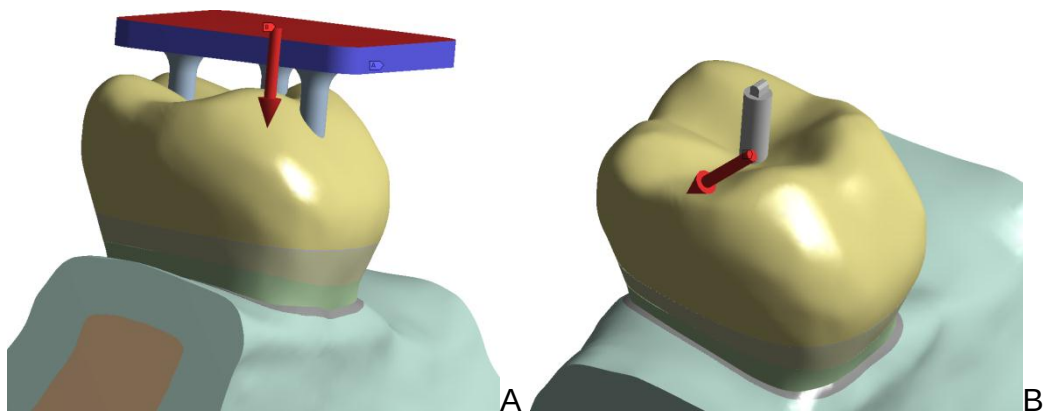


Figura 18 - Vista dos vetores de carga e zona de aplicação da carga em vermelho; A, carga axial; B, carga oblíqua

Com exceção da estrutura antagonista na carga axial, todos os materiais foram considerados com uma união perfeita, ou seja, não se permite a formação de gaps ou deslizamentos entre os corpos. Foram restritos os movimentos em sentido M-D simulando o contato existente entre dentes adjacentes. Suportes rígidos foram simulados nas superfícies ósseas anteriores e posteriores seccionadas, para simular a junção da parte óssea ao resto da mandíbula, como mostra a figura 20.

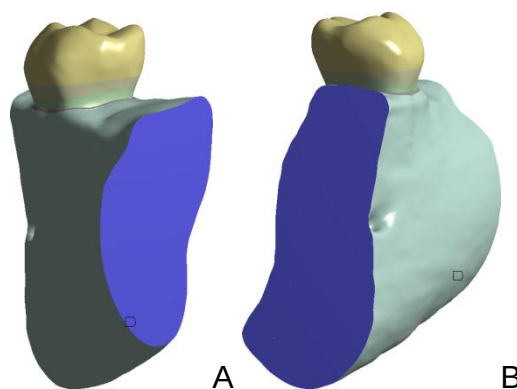


Figura 20 - Suportes rígidos configurados nas faces em azul; A, vista posterior; B, vista anterior

Referente à geração da malha, processo denominado discretização, para melhorar a precisão do trabalho e assegurar uma análise comparativa válida, as malhas foram geradas e validadas através de um processo de refinamento, verificando-se a convergência dos resultados, sendo o número de nós e elementos gradualmente aumentados nas regiões de picos de tensão, até que a diferença nos picos entre um refinamento de malha e outro fosse de 5% ou menos. A malha foi gerada com elementos tetraédricos quadráticos de 10 nós (Ansys solid187), que possibilitaram a cópia de estruturas irregulares como a do presente trabalho. O número de nós variou de 10411667 a 1046590 e de elementos de 654739 a 657387. A figura 20 mostra vistas da malha. Os modelos foram então resolvidos (Windows 7 x 64, processador Intel I7 740m, 14 Gb RAM). A análise foi do tipo não linear em relação ao contato. A plotagem gráfica e numérica dos dados foi registrada, avaliada e comparada.

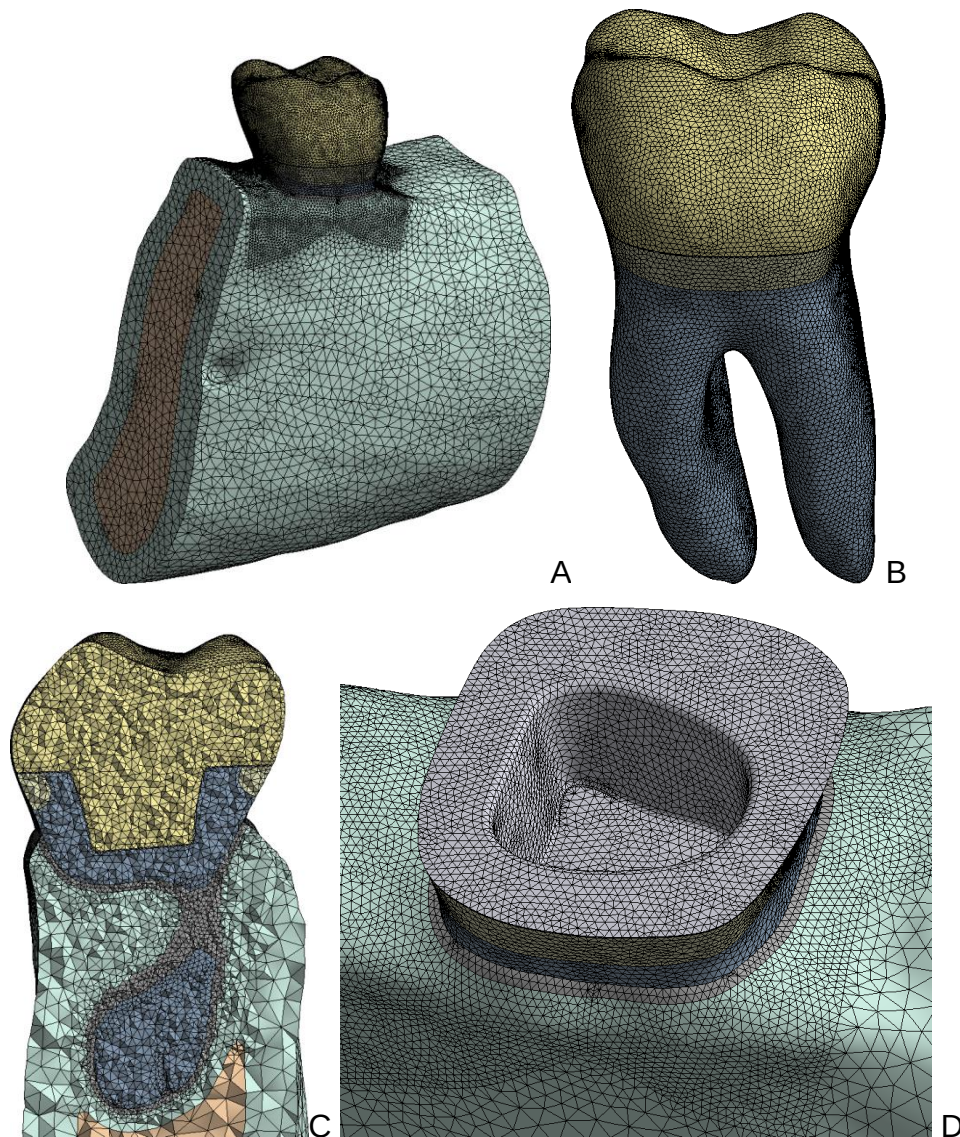


Figura 20 - Diferentes vistas da malha. Observe elementos menores nas áreas de interesse

Para análise do resultado, diversos critérios foram utilizados. O primeiro foi o critério de Mohr Coulomb<sup>81</sup>. Este define que um material fratura quando a combinação das tensões principais se iguala ou excedem os limites de resistência (Meyers, Chawla<sup>82</sup> 2009). O critério clássico pode ser definido pela fórmula:

$$\frac{\sigma_1}{\sigma_{\text{resistência à tração}}} + \frac{\sigma_3}{\sigma_{\text{resistência à compressão}}} < 1$$

onde  $\sigma_1$  é a tensão máxima principal,  $\sigma_3$  a tensão mínima principal e  $\sigma_{\text{resistência}}$  a tensão, no caso se referindo a tensão máxima de fratura a compressão e tração. Desta forma o critério analisa o impacto das tensões de tração e sua relação com a resistência à tração, bem como as tensões de compressão e sua relação com a

resistência a compressão, sendo indicada para análise de materiais frágeis exatamente por distinguir a diferença de resistência entre tração e compressão, típica desses materiais.

Para definições de um critério de risco que permita comparações entre os diferentes modelos uma adaptação foi realizada e é definida por:

$$\frac{\sigma_1}{\sigma_{l \text{ resistência à tração}}} + \frac{\sigma_3}{\sigma_{\text{resistência à compressão}}} = \sigma_R$$

onde  $\sigma_R$  é o resultado,  $\sigma_1$  é a tensão máxima principal,  $\sigma_3$  a tensão mínima principal e  $\sigma_{\text{resistência}}$  a tensão, no caso se referindo a tensão máxima de fratura a compressão e tração. Se  $\sigma_R$  ultrapassar o valor de 1, significa que o material ou componente do sistema estudado fraturou na região determinada e, quanto maior o valor, maior o risco de fratura por fadiga, ou caso as forças sejam aumentadas, lembrando-se da grande variedade na intensidade das forças que podem ocorrer durante o ciclo mastigatório e durante hábitos parafuncionais.

Também foram plotadas e calculadas as tensões máximas e mínima principais e as tensões de cisalhamento na superfície entre a restauração e o cimento e entre o cimento e o dente remanescente. Embora seja possível em um determinado ponto de um corpo existirem tensões puramente de tração ou de compressão, dependendo do plano de análise, normalmente existem tensões de tração e compressão ocorrendo simultaneamente. Usualmente as tensões máximas principais são as tensões trativas de maior intensidade e as tensões mínimas principais as tensões compressivas de maior intensidade em um determinado plano. Embora na engenharia seja convenção utilizar o valor negativo para representar tensões de compressão, os resultados foram demonstrados como números positivos para evitar confusões. Similarmente, nos resultados de tensões máximas principais, a cor cinza representa tensões de compressão e nos resultados de tensões mínimas principais, a cor cinza representa tensões de tração.

Os materiais analisados com o critério foram dentina, esmalte, cimento e material restaurador. O quadro 3 mostra a tensão máxima de fratura dos diferentes materiais, necessários para o cálculo pelo critério de Mohr Coulomb.

Quadro 3 - Tensão máxima de fratura para os diferentes materiais analisados pelo critério de Mohr-Coulomb.

| <b>Material</b>                      | <b>Tração / (MPa)</b> | <b>Compressão / (MPa)</b> |
|--------------------------------------|-----------------------|---------------------------|
| Dentina                              | 48,7**                | 297***                    |
| Esmalte                              | 11,5**                | 384****                   |
| Material restaurador IPS e.max ceram | 112,46*               | 431,89*                   |
| Material restaurador SR Adoro        | 52,5*                 | 271,8*                    |
| Cimento resinoso Variolink II        | 44,65*                | 313,51*                   |

\* ensaios mecânicos do autor

\*\* Giannini, Soares, Carvalho<sup>83</sup> 2004

\*\*\* Craig, Gitlin<sup>84</sup>

\*\*\*\* Craig, Peyton, Johnson<sup>85</sup>

## 5 RESULTADOS

O material IPS e.max apresentou resistência à tração 47% e à compressão 59% superior ao material SR Adoro (Quadro 3). Apesar disso, comparando-se, segundo o critério de Mohr Coulomb, ambos os materiais restauradores submetidos à carga axial, verificou-se um resultado apenas 17% superior do material cerâmico em comparação com a resina composta (Tabela 1, Figura 21 A,B). Na carga oblíqua, para ambos os materiais, o valor máximo do critério foi superior a 1 (Figura 22 A,B) (Tabela 1).

Tabela 1 - Picos dos resultados do material restaurador, segundo o critério de Mohr-Coulomb. A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação

| Modelo                               | Resultado/Relação % |
|--------------------------------------|---------------------|
| Modelo 1 (SR Adoro + carga axial)    | 0,373/100%          |
| Modelo 2 (IPS e.max + carga axial)   | 0,311/83%           |
| Modelo 3 (SR Adoro + carga oblíqua)  | 2,16/100%           |
| Modelo 4 (IPS e.max + carga oblíqua) | 1,048/48%           |

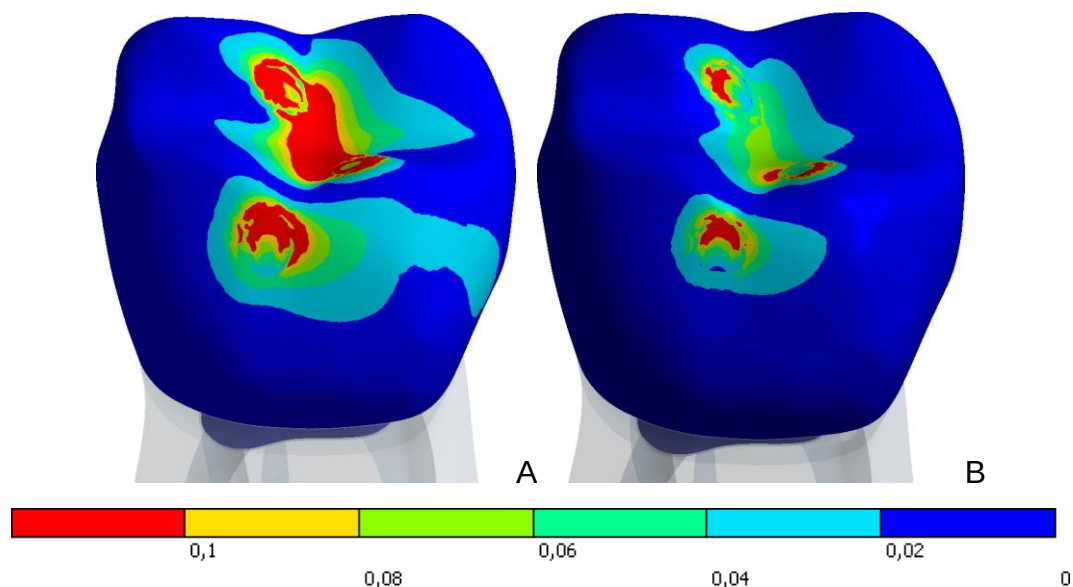


Figura 21 - Plotagem dos resultados referentes às tensões no material restaurador, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max)

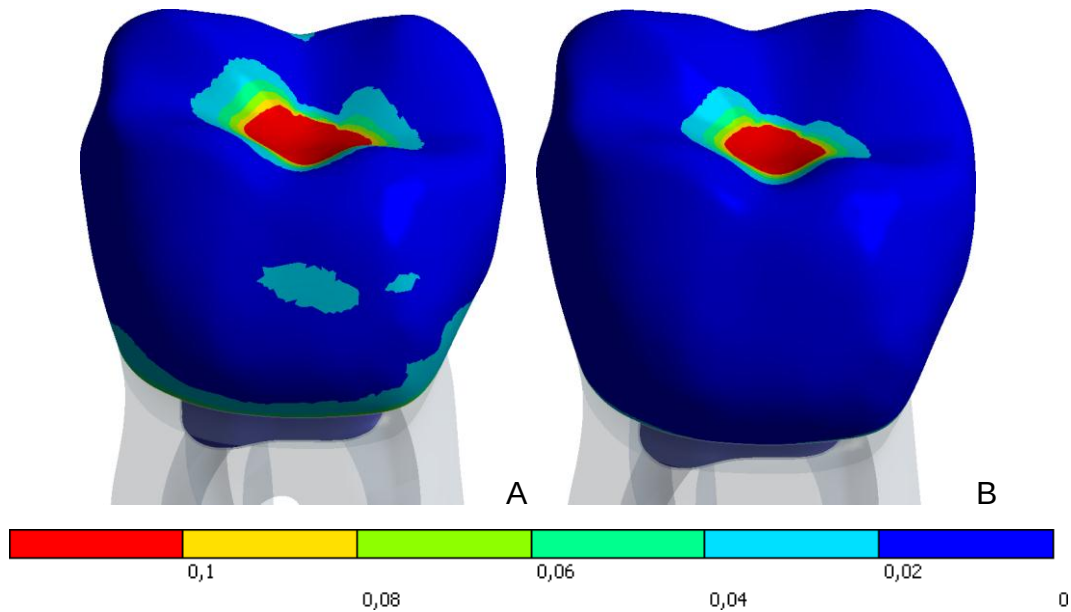


Figura 22 - Plotagem dos resultados referentes às tensões no material restaurador, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max)

A análise da camada de cimento adesivo (Tabela 2), pelo mesmo critério (Mohr Coulomb), demonstrou diferença significativa entre os modelos (41% para cargas axiais e 31% para cargas oblíquas). Podem ser observadas maiores áreas vermelhas nos limites da restauração (área com os picos dos resultados) nos modelos com o material SR Adoro, mas quando verificamos a base da câmara pulpar, verificamos que a intensidade é maior nos resultados do material IPS e.max (Figura 23, 24, A,B,C,D).

Tabela 2 - Picos dos resultados do cimento, segundo o critério de Mohr-Coulomb. A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.

| Modelo                               | Resultado  |
|--------------------------------------|------------|
| Modelo 1 (SR Adoro + carga axial)    | 0,042/100% |
| Modelo 2 (IPS e.max + carga axial)   | 0,025/59%  |
| Modelo 3 (SR Adoro + carga oblíqua)  | 0,142/100% |
| Modelo 4 (IPS e.max + carga oblíqua) | 0,099/69%  |

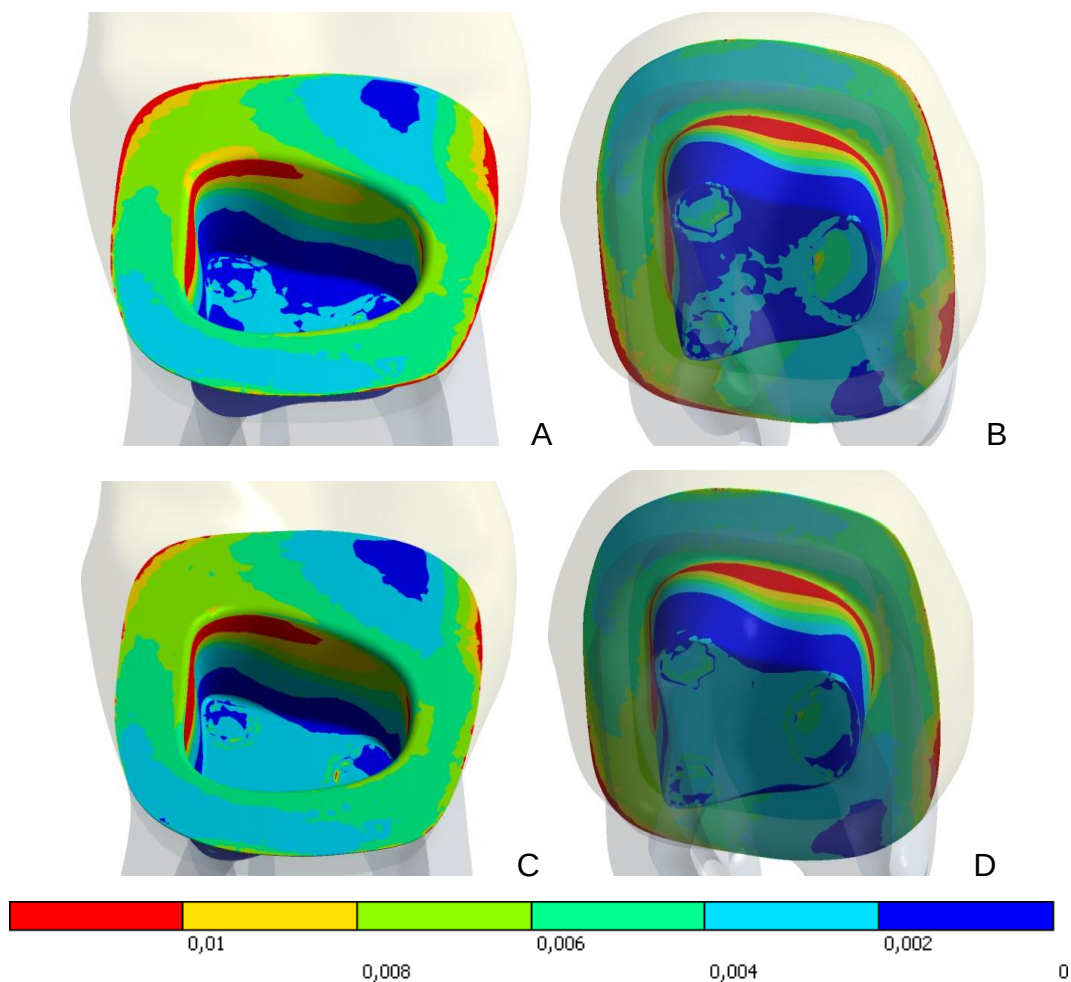


Figura 23 - Plotagem dos resultados referentes às tensões no cimento adesivo, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga axial; A e B, Modelo 1 (SR Adoro); C e D, Modelo 2 (IPS e.max)

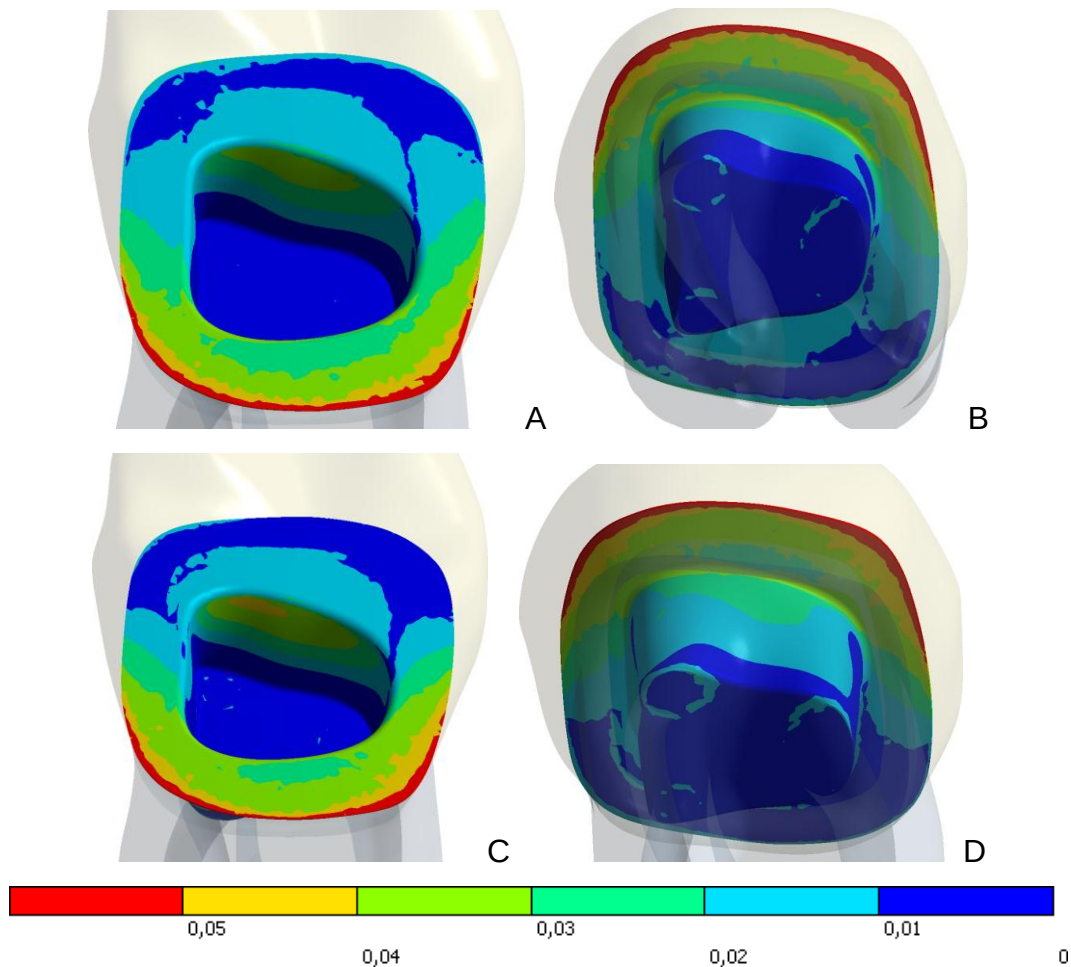


Figura 24 - Plotagem dos resultados referentes às tensões no cimento adesivo, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga oblíqua; A e B, Modelo 3 (SR Adoro); C e D, Modelo 4 (IPS e.max).

No esmalte, tanto para cargas axiais quanto oblíquas, os valores do critério de Mohr Coulomb do material IPS e.max foram 30% superiores em relação aos modelos com o material SR Adoro (Tabela 3) (Figuras 25, 26, A,B,C,D). Observou-se ainda que, para o material SR Adoro submetido à carga oblíqua, o valor do critério de Mohr Coulomb alcançou 2,374 e que para o material IPS e.max, foi de 1,672.

Tabela 3 - Picos dos resultados do esmalte, segundo o critério de Mohr-Coulomb. A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.

| Modelo                               | Resultado  |
|--------------------------------------|------------|
| Modelo 1 (SR Adoro + carga axial)    | 0,943/100% |
| Modelo 2 (IPS e.max + carga axial)   | 0,665/70%  |
| Modelo 3 (SR Adoro + carga oblíqua)  | 2,374/100% |
| Modelo 4 (IPS e.max + carga oblíqua) | 1,672/70%  |

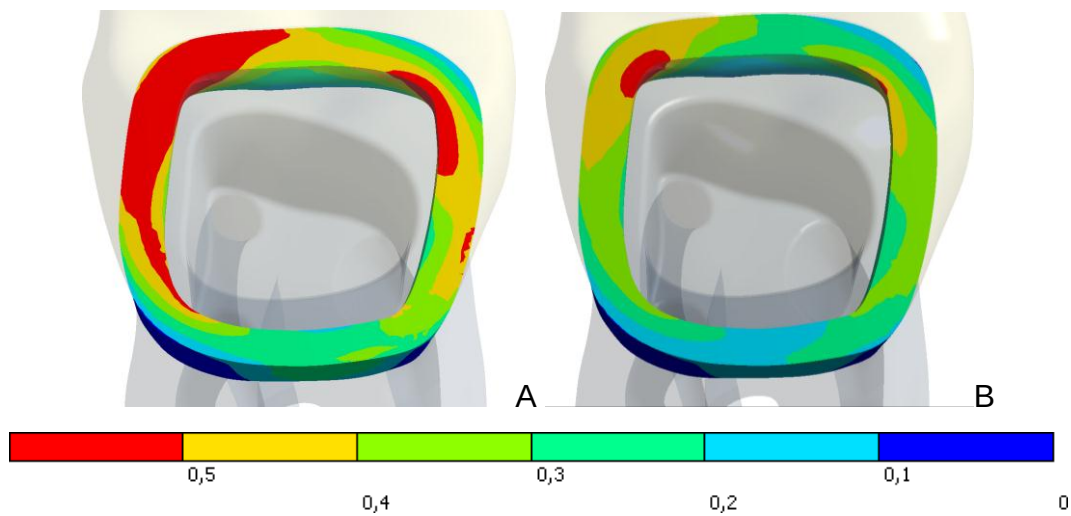


Figura 25 - Plotagem dos resultados referentes às tensões no esmalte, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max)

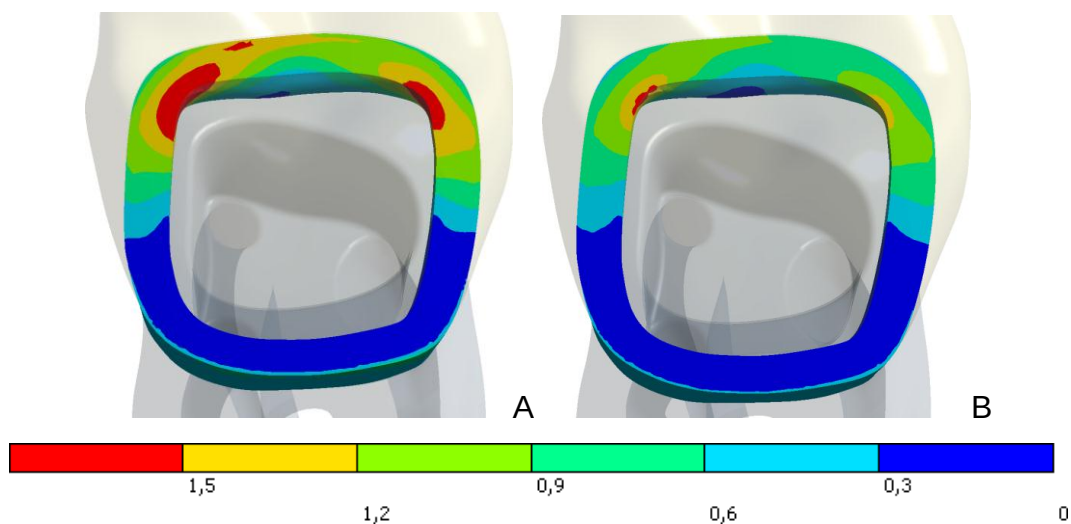


Figura 26 - Plotagem dos resultados referentes às tensões no esmalte, segundo o critério de Mohr Coulomb, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max)

Na dentina, as maiores tensões na carga oblíqua não ocorreram na região de interface entre dente e restauração, mas sim na superfície dentária externa (Figura 28), não tendo diferença significativa entre os modelos. Considerando-se a área de contato entre cimento e dentina, o IPS e.max obteve diferenças entre 20% e 26% (Tabela 4) (Figuras 27, 28, A,B, C, D).

Tabela 4 - Picos dos resultados da dentina, segundo o critério de Mohr-Coulomb. A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.

| Modelo                                                                          | Resultado  |
|---------------------------------------------------------------------------------|------------|
| Modelo 1 (SR Adoro + carga axial)                                               | 0,063/100% |
| Modelo 2 (IPS e.max + carga axial)                                              | 0,047/74%  |
| Modelo 3 (SR Adoro + carga oblíqua)                                             | 0,244/100% |
| Modelo 4 (IPS e.max + carga oblíqua)                                            | 0,239/98%  |
| Modelo 3 (SR Adoro + carga oblíqua)<br>Área de contato entre dentina e cimento  | 0,16/100%  |
| Modelo 4 (IPS e.max + carga oblíqua)<br>Área de contato entre dentina e cimento | 0,128/80%  |

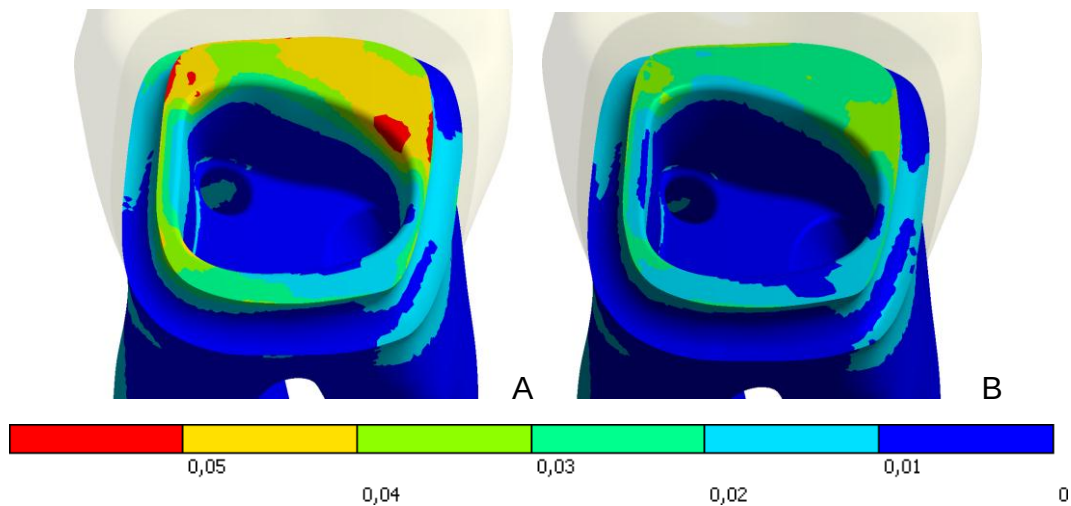


Figura 27 - Plotagem dos resultados referentes às tensões na dentina, segundo o critério de Mohr-Coulomb, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).

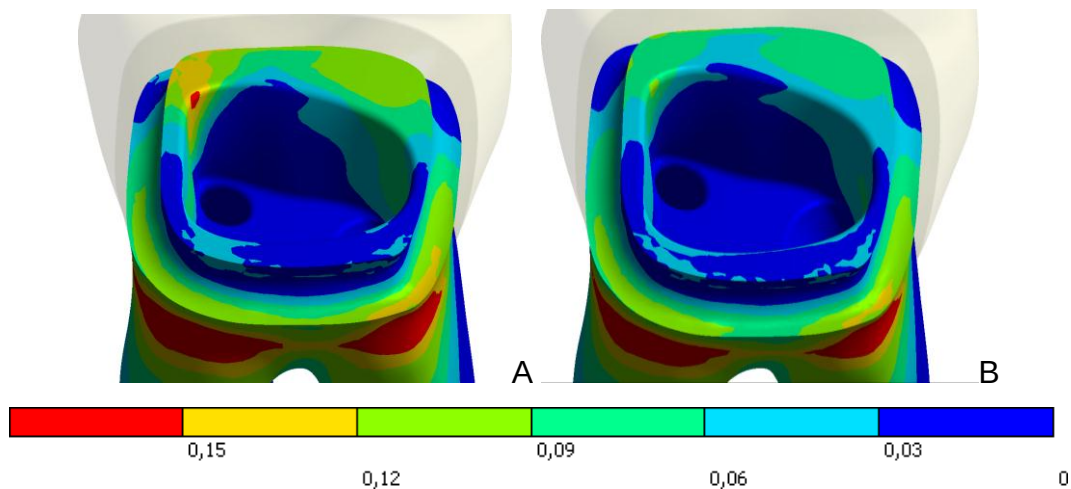


Figura 28 - Plotagem dos resultados referentes às tensões na dentina, segundo o critério de Mohr-Coulomb, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).

A tendência de distribuição de tensões mais homogênea para o material IPS e.max permanece para análise dos cimentos pelas tensões principais e de cisalhamento. Os resultados desta análise estão em Mega Pascals e valores superiores a 1 não representam fratura, como os resultados analisados pelo critério de Mohr-Coulomb.

Nas tabelas 5, 6 e 7, ao analisarmos as tensões máximas principais (picos de tração), tensões mínimas principais (picos de compressão) e de cisalhamento, na superfície do cimento em contato com o material restaurador, a diferença foi de 28% a 38% para as tensões máximas, 4% a 31% para as tensões mínimas e 30% a 39% para as tensões de cisalhamento, todas demonstrando melhor desempenho dos modelos com IPS e.max (Figura 29, 30, 31, 32, 33, 34).

Tabela 5 - Picos dos resultados da tensões máximas principais na superfície entre material restaurador e o cimento (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.

| Modelo                               | Resultado  |
|--------------------------------------|------------|
| Modelo 1 (SR Adoro + carga axial)    | 1,225/100% |
| Modelo 2 (IPS e.max + carga axial)   | 0,765/62%  |
| Modelo 3 (SR Adoro + carga oblíqua)  | 4,962/100% |
| Modelo 4 (IPS e.max + carga oblíqua) | 3,588/72%  |

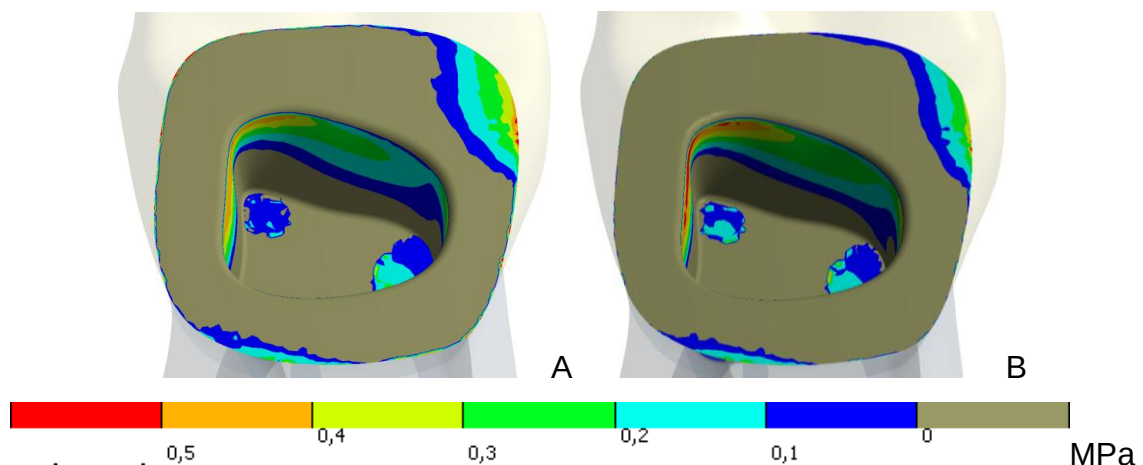


Figura 29 - Plotagem dos resultados referentes às tensões máximas principais na superfície entre material restaurador e o cimento, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).

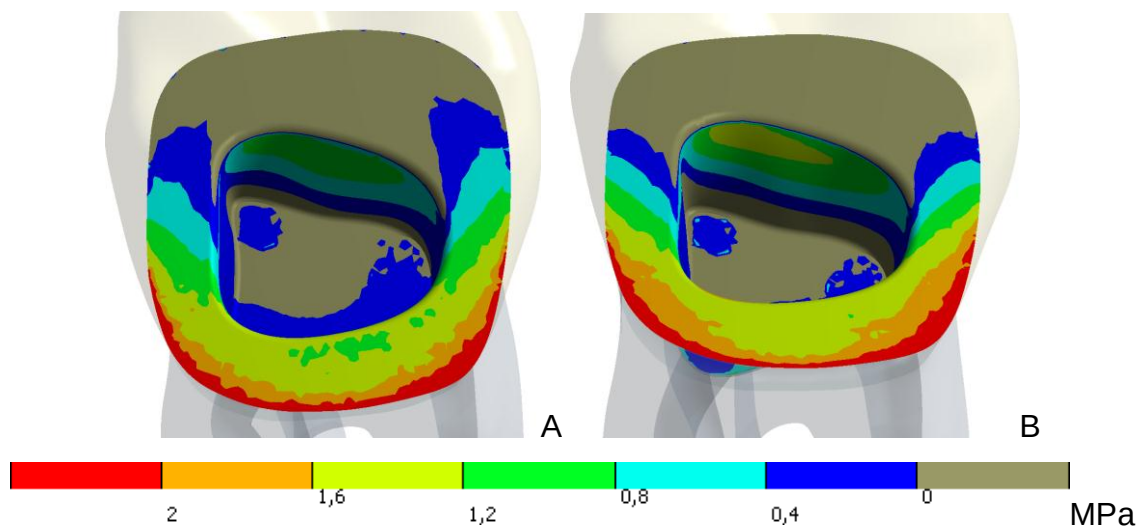


Figura 30- Plotagem dos resultados referentes às tensões máximas principais na superfície entre material restaurador e o cimento, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).

Tabela 6 - Picos dos resultados da tensões mínimas principais na superfície entre material restaurador e o cimento (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.

| Modelo                               | Resultado |
|--------------------------------------|-----------|
| Modelo 1 (SR Adoro + carga axial)    | 5,18/100% |
| Modelo 2 (IPS e.max + carga axial)   | 3,57/69%  |
| Modelo 3 (SR Adoro + carga oblíqua)  | 6,88/100% |
| Modelo 4 (IPS e.max + carga oblíqua) | 6,619/96% |

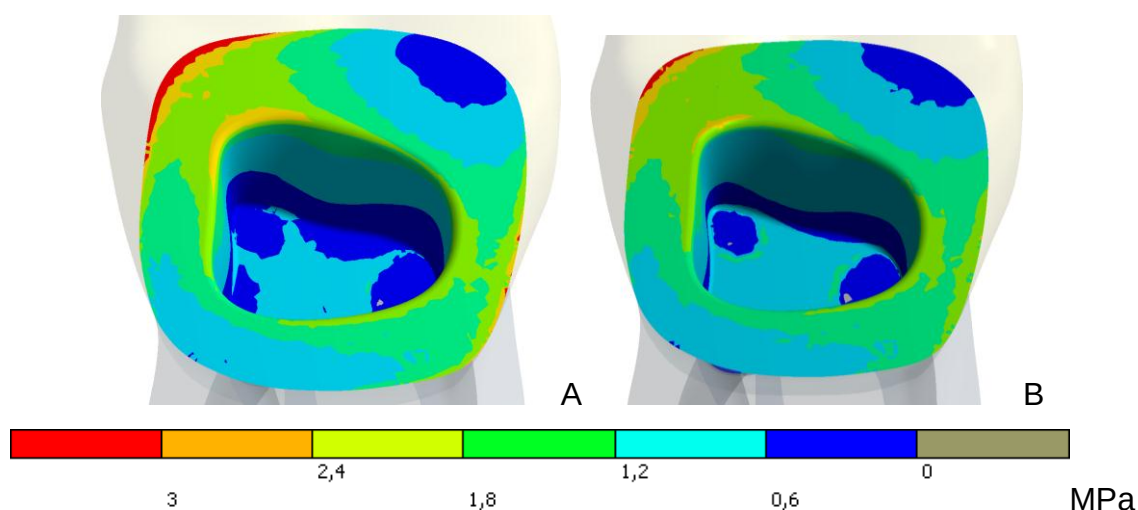


Figura 31 - Plotagem dos resultados referentes às tensões mínimas principais na superfície entre material restaurador e o cimento, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).

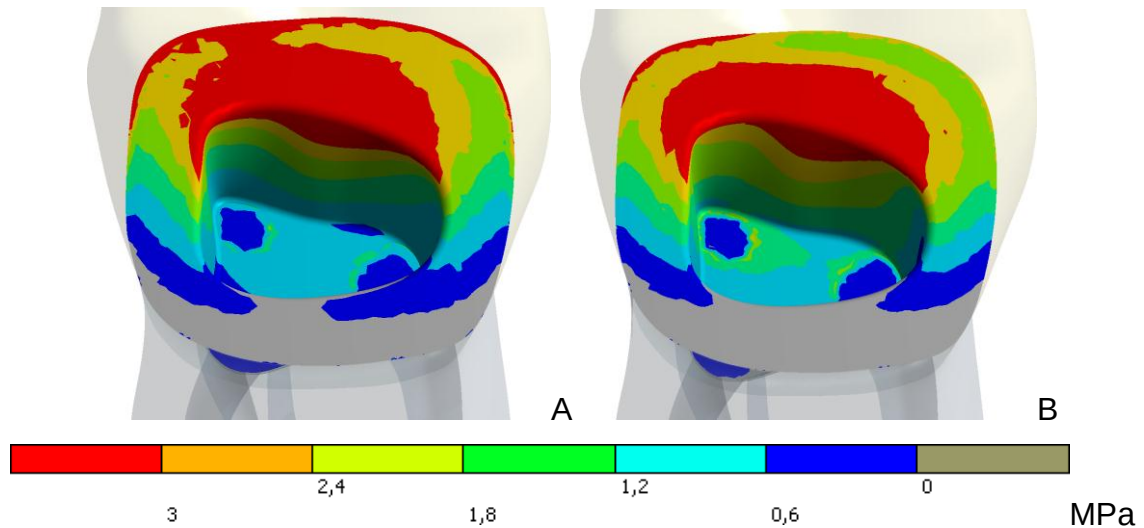


Figura 32 - Plotagem dos resultados referentes às tensões mínimas principais na superfície entre material restaurador e o cimento, para os modelos sob carga oblíqua. A, Modelo 3 (SR Adoro) e B, Modelo 4 (IPS e.max).

Tabela 7 - Picos dos resultados das tensões de cisalhamento na superfície entre material restaurador e o cimento (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.

| Modelo                               | Resultado  |
|--------------------------------------|------------|
| Modelo 1 (SR Adoro + carga axial)    | 3,064/100% |
| Modelo 2 (IPS e.max + carga axial)   | 1,888/61%  |
| Modelo 3 (SR Adoro + carga oblíqua)  | 3,606/100% |
| Modelo 4 (IPS e.max + carga oblíqua) | 2,515/70%  |

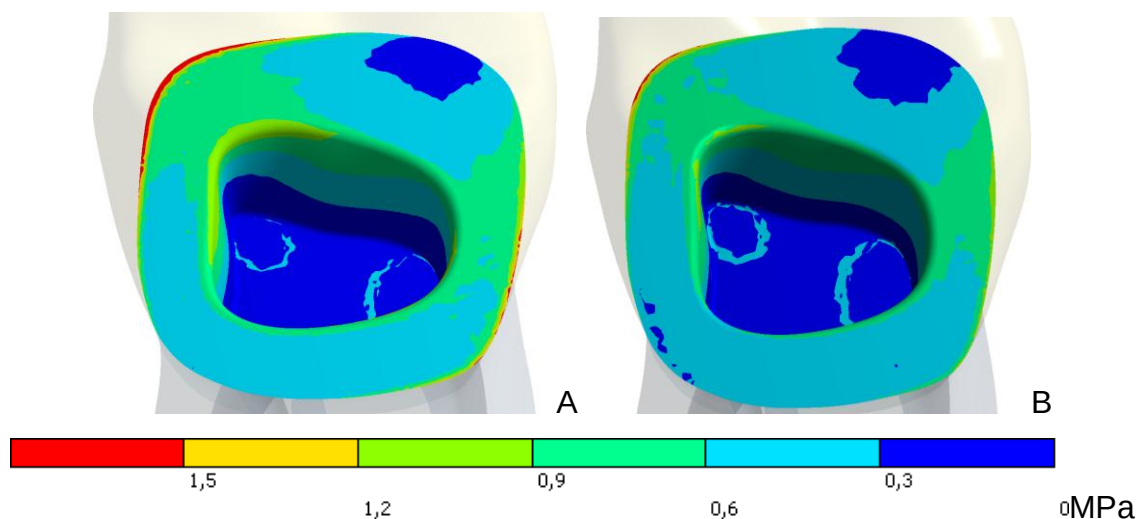


Figura 33 - Plotagem dos resultados referentes às tensões de cisalhamento na superfície entre material restaurador e o cimento, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).

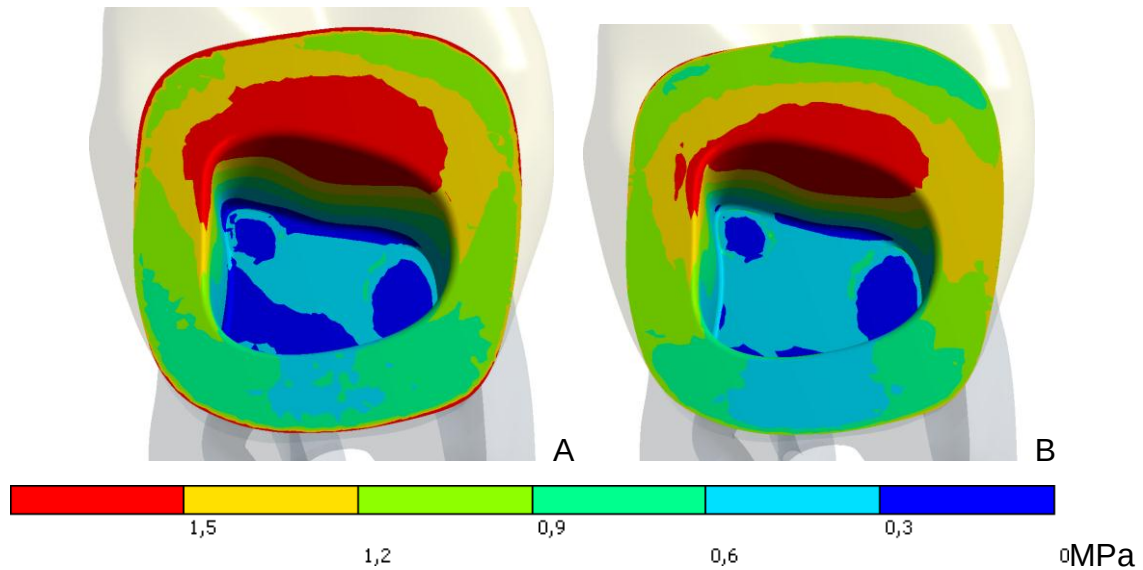


Figura 34 - Plotagem dos resultados referentes às tensões de cisalhamento na superfície entre material restaurador e o cimento, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).

Na superfície do cimento em contato com o remanescente dentário (Tabelas 8, 9 e 10), ao analisarmos as tensões máximas principais, tensões mínimas principais e de cisalhamento, a diferença foi de 0,1% a 30% para as tensões máximas, 27% a 37% para as tensões mínimas e 0,8% a 35% para as tensões de cisalhamento, todas demonstrando melhor desempenho dos modelos com IPS e.max (Figuras 35, 36, 37, 38, 39, 40).

Tabela 8 - Picos dos resultados da tensões máximas principais na superfície entre o cimento e o dente remanescente (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.

| Modelo                               | Resultado  |
|--------------------------------------|------------|
| Modelo 1 (SR Adoro + carga axial)    | 0,905/100% |
| Modelo 2 (IPS e.max + carga axial)   | 0,897/99%  |
| Modelo 3 (SR Adoro + carga oblíqua)  | 6,35/100%  |
| Modelo 4 (IPS e.max + carga oblíqua) | 4,432/70%  |

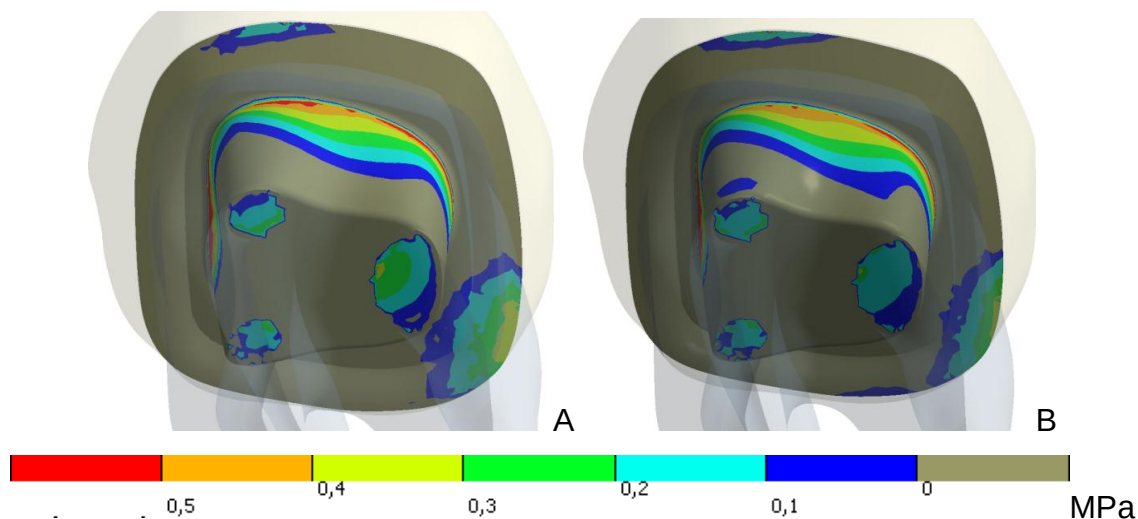


Figura 35 - Plotagem dos resultados referentes às tensões máximas principais na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).

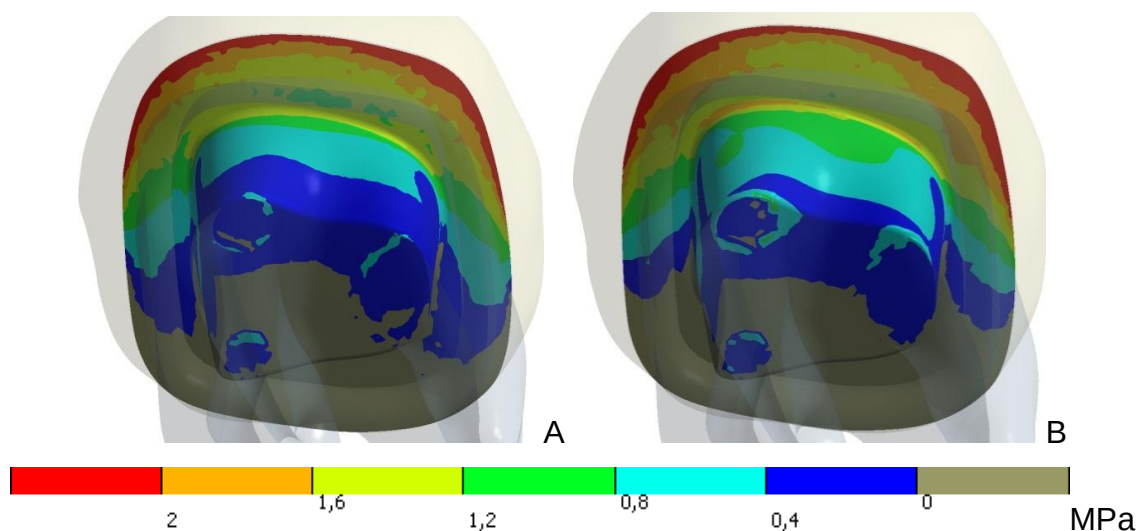


Figura 36 - Plotagem dos resultados referentes às tensões máximas principais na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).

Tabela 9 - Picos dos resultados das tensões mínimas principais na superfície entre o cimento e o dente remanescente (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação

| Modelo                               | Resultado  |
|--------------------------------------|------------|
| Modelo 1 (SR Adoro + carga axial)    | 7,238/100% |
| Modelo 2 (IPS e.max + carga axial)   | 4,566/63%  |
| Modelo 3 (SR Adoro + carga oblíqua)  | 9,84/100%  |
| Modelo 4 (IPS e.max + carga oblíqua) | 7,235/73%  |

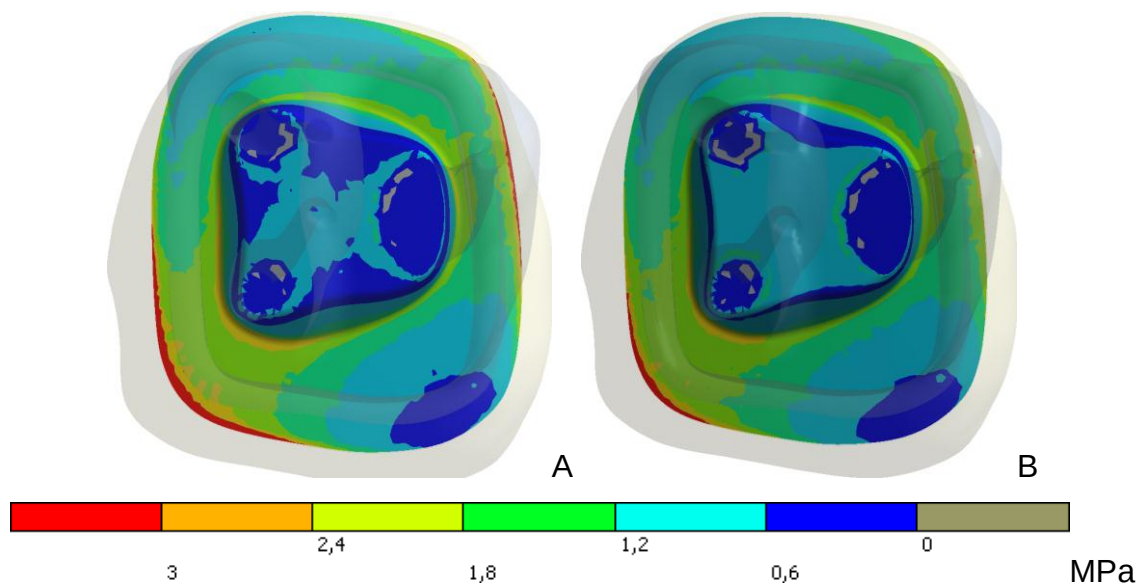


Figura 37 - Plotagem dos resultados referentes às tensões mínimas principais na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).

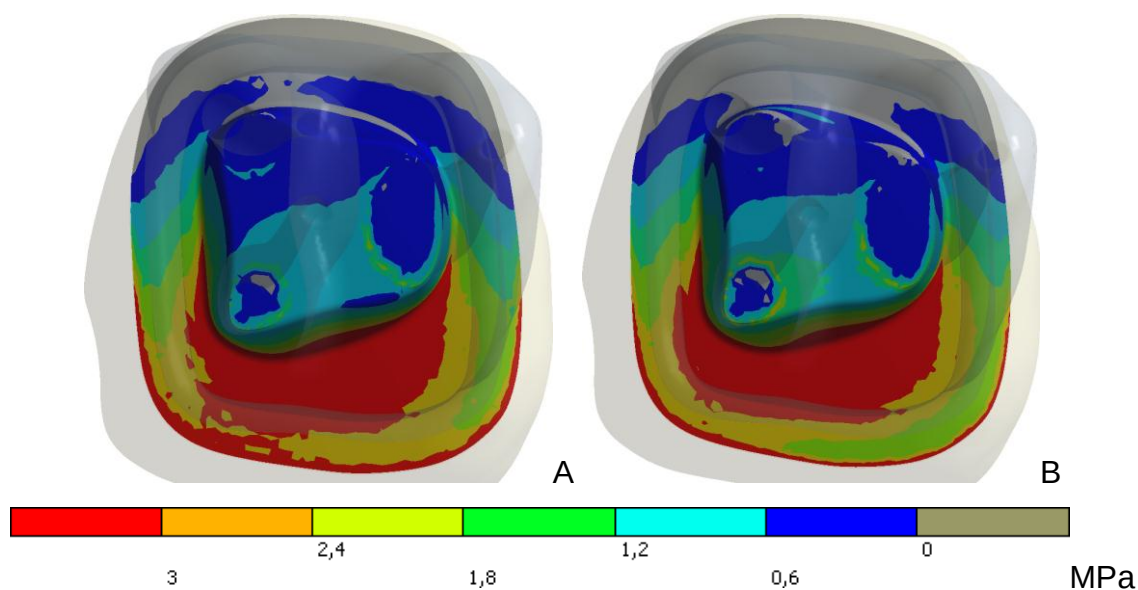


Figura 38 - Plotagem dos resultados referentes às tensões mínimas principais na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).

Tabela 10 - Picos dos resultados das tensões de cisalhamento na superfície entre o cimento e o dente remanescente (em MPa). A relação percentual entre os resultados com mesma carga foi colocada para facilitar a comparação.

| Modelo                               | Resultado  |
|--------------------------------------|------------|
| Modelo 1 (SR Adoro + carga axial)    | 2,763/100% |
| Modelo 2 (IPS e.max + carga axial)   | 1,803/65%  |
| Modelo 3 (SR Adoro + carga oblíqua)  | 3,801/100% |
| Modelo 4 (IPS e.max + carga oblíqua) | 3,505/92%  |

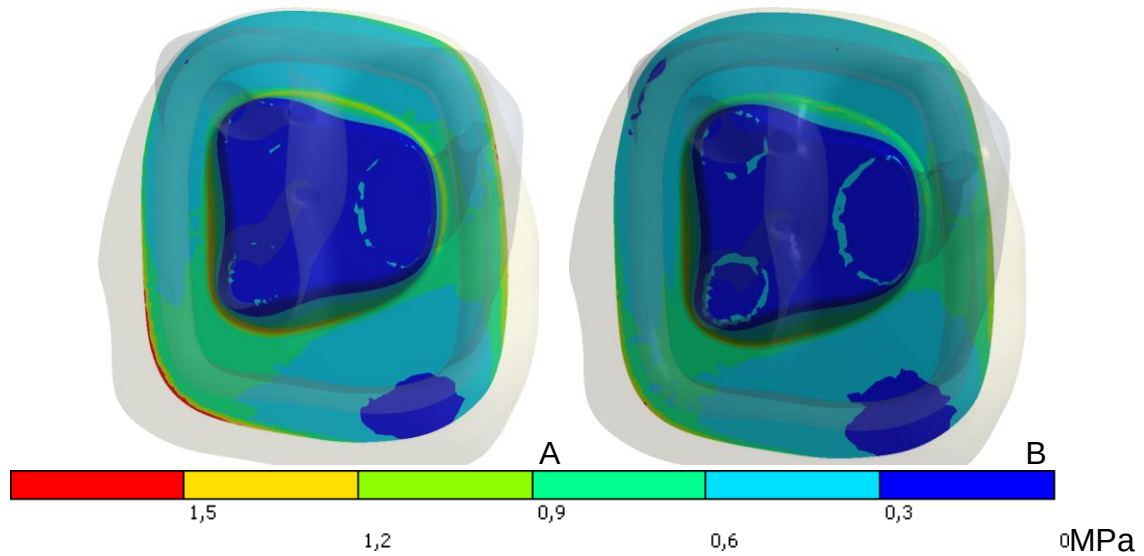


Figura 39 - Plotagem dos resultados referentes às tensões de cisalhamento na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga axial; A, Modelo 1 (SR Adoro); B, Modelo 2 (IPS e.max).

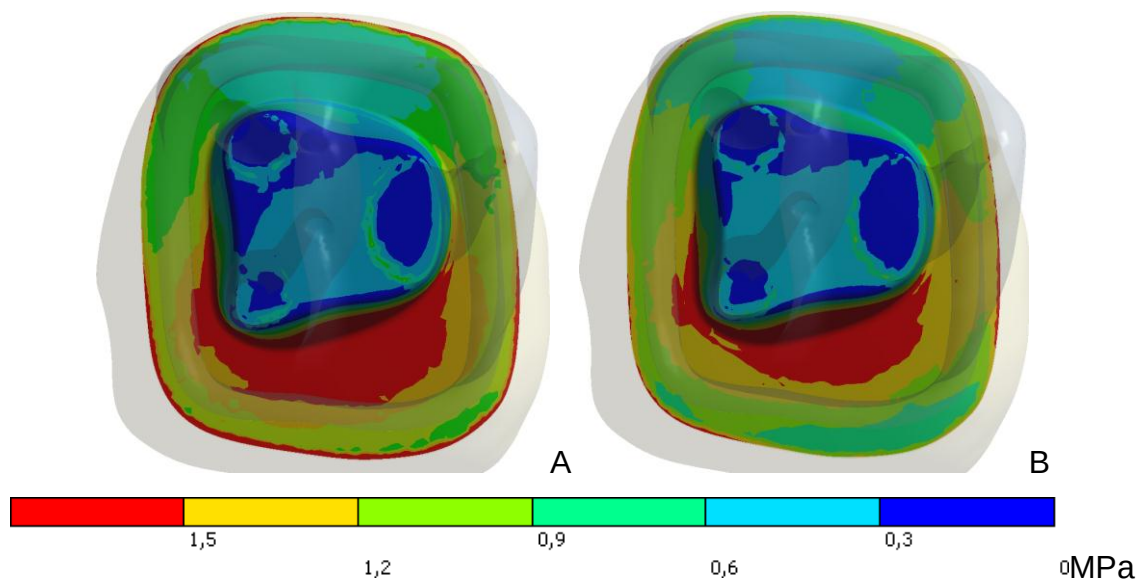


Figura 40 - Plotagem dos resultados referentes às tensões de cisalhamento na superfície entre cimento e o dente remanescente, para os modelos sob carga oblíqua; A, Modelo 3 (SR Adoro); B, Modelo 4 (IPS e.max).

## 6 DISCUSSÃO

A hipótese nula formulada para a realização do presente estudo foi rejeitada, ou seja, houve diferença entre a resistência do molar restaurado com cerâmica de dissilicato de lítio e a do mesmo dente restaurado com resina composta laboratorial de segunda geração, segundo o critério de falha de Mohr Coulomb. De acordo com esse critério, resultados superiores a 1 indicam teoricamente uma fratura do componente do sistema (Bhatti<sup>86</sup>2005). Ao analisar os resultados pôde-se encontrar que o esmalte e os materiais restauradores se comportaram bem sob cargas axiais e a dentina e o cimento não falharam em nenhuma situação. Um dos fatores a que se poderia atribuir o bom comportamento dos tecidos e materiais frente às cargas axiais é a geometria do preparo da restauração, que apresenta toda a parede de assoalho da câmara pulpar para ancoragem, além do término cervical aproximadamente perpendicular ao vetor de força. Essa arquitetura, associada ao fato de o dente analisado ser posterior e apresentar boa ancoragem no osso (multirradicular), pode ter sido favorável à distribuição de tensões paralelas ao seu longo eixo, distribuindo-as homogeneamente. Daí se conclui que a forma teve maior impacto que as propriedades dos materiais/tecidos analisados. Embora ambos os materiais restauradores não tenham fraturado na simulação do presente estudo frente à carga axial, pôde-se perceber um melhor comportamento do material cerâmico, o qual foi capaz de, sob ambas as cargas, reduzir as tensões transferidas ao material cimentante, ao contrário da resina composta que pareceu ter transferido mais tensões (41% a mais na carga axial e 31% a mais na oblíqua) para o cimento. Essa diferença entre os resultados poderia ser explicada pela diferença entre os módulos de elasticidade dos dois materiais restauradores (Dejack, Mlotkowski<sup>39</sup> 2008, Dejack, Mlotkowski, Langotet<sup>72</sup> 2011). O material IPS e.max, por ter um módulo de elasticidade muito maior que do material SR Adoro (4,76 e 2,28, respectivamente) e, portanto, maior rigidez, permitiu uma distribuição de tensões mais homogênea sobre toda a superfície do material, incluindo a câmara pulpar, mais distante do ponto de aplicação de carga, enquanto o material SR Adoro concentrou mais as tensões sobre a superfície próxima a esse ponto, distribuindo menos cargas na câmara pulpar. Vale ressaltar que esta distribuição deletéria de forças da resina composta para o cimento estudado, em comparação com a do

material cerâmico, esteve dentro dos limites de segurança do cimento (critério de risco  $<1$ ).

Na carga mastigatória convencional, maior força muscular é exercida sobre o bolo alimentar no início da mastigação e, conforme ocorre proximidade entre os dentes antagonistas, um mecanismo proprioceptor diminui a carga mastigatória como proteção a estruturas dentais (Okeson<sup>87</sup> 2007). No presente trabalho foram realizados contatos circulares localizados, com 1 mm de diâmetro que simulariam pontos de contato entre dentes antagonistas. Foi assim realizado por não haver uma forma padronizada de contato oclusal, visto a grande variação que um bolo alimentar pode ter. Além disso, a força foi aplicada sobre apenas um dente quando, clinicamente, se aplica sobre vários. Dessa forma, a simulação acaba sendo limitada e não devemos considerar o valor absoluto dos resultados, onde a restauração poderia fraturar com uma mordida, por se caracterizarem mais por uma situação em que uma pessoa morde uma “pedra de arroz”, por exemplo. Apesar disso, devemos considerar que as cargas oblíquas estão presentes em todo o ciclo mastigatório, porém, variando sua intensidade ao longo dele. Portanto a confecção, tanto em resina composta quanto em cerâmica, de restaurações Endocrown, que se baseiam em grande parte no princípio de adesão à estrutura dentária, deveriam ser realizadas com muita cautela, devido à possibilidade de fratura das restaurações (sendo esse risco 52% maior no caso da resina composta) e à concentração de esforços no material cimentante, haja vista que estarão frequentemente sujeitas à ação de cargas oblíquas.

Essas mesmas cargas (oblíquas), de acordo com o valor máximo do critério de falha de Mohr Coulomb, foram capazes também de fraturar o esmalte localizado abaixo de restaurações confeccionadas com ambos os materiais estudados. Entretanto, considerando-se a fina espessura do esmalte nessa região, uma fratura desse tecido não indica, necessariamente, falha catastrófica do tratamento, mas provavelmente o surgimento de uma trinca. Não é possível prever, somente com as simulações do presente trabalho, o impacto dessa fratura no desempenho da restauração e do dente remanescente.

Tem sido verificado que ao se aumentar o módulo de elasticidade dos materiais restauradores as tensões de tração, compressão e cisalhamento na interface de cimento decrescem (Dejack, Mlotkowski<sup>39</sup> 2008, Dejack, Mlotkowski e

Langotet<sup>72</sup> 2011). Essas informações foram corroboradas pelos resultados do presente estudo pois a tendência de distribuição de tensões mais homogênea, para o material mais rígido (IPS e.max), permaneceu na análise dos cimentos pelas tensões principais (mínimas e máximas) e de cisalhamento. Na interface material restaurador/cimento, restaurações confeccionadas com o material SR Adoro sempre promoveram maiores tensões de contato. Da mesma forma, na interface dente/cimento, a tensão principal máxima do Modelo 3 promoveu maiores tensões na interface do que a cerâmica. Embora a diferença entre os dois materiais seja de 30%, ambos os materiais ultrapassaram os valores médios de resistência de união à tração entre dentina e Variolink II (Hikita et al.<sup>88</sup> 2007), que é de 1,1 MPa. Pelas imagens das figuras 36 e 37, pode-se visualizar que as tensões máximas de tração estão concentradas em esmalte, tecido esse que apresenta valores médios de resistência de união à microtração com o Variolink II da ordem de 49,3 MPa (Hikita et al.<sup>88</sup> 2007). Porém, na dentina também se podem verificar tensões principais acima dos valores previamente citados da literatura. Na mesma interface (cimento/dente), tensões de compressão apresentaram altos valores (9,84 MPa, em esmalte). Embora estas tensões sejam menos deletérias, seus valores ficaram próximos ao valor médio de resistência à compressão (11,5 MPa) reportado na literatura para o esmalte<sup>83</sup>. Em relação às tensões de cisalhamento, embora os valores do material menos rígido (SR Adoro) sejam significativamente maiores, estão muito abaixo dos valores de resistência de união ao cisalhamento entre esmalte e Variolink (32,8 MPa) e dentina e Variolink (15,1 MPa), respectivamente, encontrados na literatura (Abo-Hamar et al.<sup>89</sup> 2005). Nesse sentido, um estudo clínico, que comparou a longevidade de três tipos de preparos para coroas posteriores confeccionadas em cerâmica, preparos esses que se baseavam somente na adesividade para compensar a falta de retenção macromecânica, foi verificado que a maior causa de falha das Endocrowns foi falha adesiva (Bindl et al.<sup>20</sup> 2005). Portanto pode-se presumir que em condições clínicas, embora restaurações Endocrowns confeccionadas em cerâmica poderiam ser mais resistentes à microinfiltração marginal (Dejack, Mlotkowski<sup>39</sup> 2008, Jiang et al.<sup>70</sup> 2010), poderia haver falha adesiva para ambos os materiais estudados.

Num dos primeiros estudos encontrados na literatura sobre resistência à fratura de Endocrowns, foi verificado que essa modalidade de tratamento apresentou

resistência similar à coroa convencional (Mormann et al.<sup>18</sup> 1998), indicando a possibilidade de sucesso de endopreparos, o que parece discordar dos presentes achados. Utilizando modelos matemáticos e testes laboratoriais Lin et al.<sup>57, 58</sup> (2009) desenvolveram estudos avaliando a probabilidade de falha e risco de fratura de diferentes preparos Endocrown (convencional, MODP) e coroas clássicas em pré-molares com tratamento endodôntico. Os resultados mostraram que a probabilidade de falha entre restaurações Endocrown e coroas clássicas foi similar, mas os testes de resistência à fadiga mecânica revelaram que restaurações Endocrown apresentaram maior resistência à fratura do que o *design* de coroa clássica. Bindl et al.<sup>20</sup> (2005) reportaram a sobrevida de restaurações Endocrown cerâmicas em 87,1% após 36 meses. Este resultado foi confirmado pelo estudo de Chang et al.<sup>54</sup> (2009), no qual o risco de fratura e o modo de falha foram avaliados, após ciclagem térmica e fadiga mecânica. Estas pesquisas sugeriram que Endocrowns poderiam ser consideradas como uma abordagem conservadora, estética e clinicamente viável como tratamento restaurador para pré-molares superiores severamente danificados após tratamento endodôntico, mas estes resultados positivos discordam dos resultados encontrados nesta pesquisa.

Após a análise de todos os resultados do presente estudo, quando comparadas as restaurações em cerâmica ou resina se evidenciou uma distribuição desfavorável de tensões nos Modelos 1 e 3 tanto nos materiais restauradores quanto nas estruturas dentais remanescentes. Essa tendência de melhor desempenho dos modelos restaurados com cerâmica contradisse o estudo de Magne e Knezevic<sup>9</sup> (2009), em que afirmaram que restaurações de tipo overlay cerâmicas em molares falharam sobre cargas cíclicas em 100% dos casos, enquanto que restaurações confeccionadas em resina composta resistiram a tal desafio. Já no estudo de Dere et al.<sup>17</sup> (2010), a resistência de *Overlays* em cerâmica e em resina após fadiga termomecânica não apresentou diferença estatística. Não foi possível encontrar nenhum estudo in-vitro ou in-vivo que tenha comparado esses dois materiais para técnica Endocrown propriamente dita, fato pelo qual qualquer comparação realizada deve ser tomada com precaução.

Dentes na região posterior estão sujeitos a forças funcionais e para-funcionais de diversos magnitude e sentido. Sua intensidade tem sido reportada na literatura indo de 10 N a 431 N. No entanto, o valor de 100 N foi selecionado por se encontrar

dentro dos limites normais de uma mastigação não forçada (Craig<sup>79</sup> 1985, Anusavice<sup>80</sup> 1996). A literatura geralmente reporta análises de somente um tipo de força (Dejack, Mlotkowski<sup>39</sup> 2008, Dejak, Mlotkowski e Romanowicz<sup>68</sup> 2007, Jiang et al.<sup>70</sup> 2010, Dejack, Mlotkowski e Langotet<sup>72</sup> 2011) (ou forças dirigidas paralelamente ao longo eixo do dente, ou forças aplicadas em sentido oblíquo) e poucas vezes fazem comparações entre estas duas, daí a importância da comparação efetuada neste estudo em que o comportamento das restaurações foi totalmente diferente frente às duas cargas. Com base nos resultados obtidos, a utilização da técnica restauradora Endocrown em pacientes com hábitos para-funcionais ou que apresentem contatos no dente restaurado nos movimentos excêntricos estaria fortemente contra-indicada. A execução e a análise de outros estudos com este tipo de restauração frente a cargas acima das funcionais seria interessante para entender o comportamento desta técnica nesse tipo de pacientes.

Com a realização deste estudo, ficou implícita a influência positiva da rigidez do material restaurador e da força aplicada neste tipo de técnica restauradora. In vivo, os dentes são submetidos a ciclos mastigatórios com complexas e variáveis forças. Obviamente é impossível para a uma simulação matemática incluir todos os fatores encontrados no ambiente oral. Neste estudo, os cálculos foram feitos em modelos 3D tomados a partir de uma tomografia computadorizada. Assumiu-se que os materiais usados nos modelos eram elásticos, lineares, homogêneos, e isotrópicos, mas com uma diferença entre as resistências a tração e compressão. Desse modo, o resultado deste estudo deveria informar os clínicos sobre os riscos na escolha da restauração Endocrown como alternativa na reabilitação de molares com tratamento endodôntico, além de fornecer um indício do melhor material para a sua confecção, colocando em questão o fato de que restaurações adesivas tipo Endocrown não resistiriam à ação de forças em sentido diferente que não seja a axial. Em virtude do exposto, análises futuras avaliando outros tipos de materiais cerâmicos que estão disponíveis atualmente no mercado (que apresentam maior módulo de elasticidade) seria de grande interesse, além de pesquisas no qual o foco de estudo seria o efeito de cargas cíclicas nos materiais restauradores e de cimentação. A realização de estudo clínico randomizado comparando o desempenho de restauração Endocrown frente a opções convencionais de tratamento restaurador poderia, ainda, fornecer informações adicionais sobre a indicação desse tipo de terapia.

## 7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia proposta e com os resultados obtidos, dentro das limitações do presente estudo, pôde-se concluir que:

1. O molar restaurado com Endocrown confeccionadas em cerâmica de dissilicato de lítio apresentaram maior resistência quando comparada com a resina composta laboratorial de segunda geração;
2. Sob a simulação de cargas fisiológicas axiais, restaurações Endocrown elaboradas em cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max) foram resistentes a falha;
3. De acordo com o critério de falha de Mohr Coulomb restaurações Endocrown sob cargas oblíquas foram mais propensas ao dano no material restaurador, interface adesiva e remanescente de esmalte;
4. Materiais restauradores com elevado módulo elástico parecem ter uma influência positiva na conservação dos tecidos remanescentes, ao diminuir as tensões de tração, compressão e cisalhamento no dente restaurado.

## REFERÊNCIAS\*

1. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1984 Jun;51(6):780-4.
2. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1994 Jun;71(6):565-7.
3. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent*. 2000 May;13(Spec No):9B-13B.
4. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am*. 2004 Apr;48(2):vi, 397-416.
5. Sorrentino R, Salameh Z, Zarone F, Tay FR, Ferrari M. Effect of post-retained composite restoration of MOD preparations on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Adhes Dent*. 2007 Feb;9(1):49-56.
6. Friedman S, Mor C. The success of endodontic therapy--healing and functionality. *J Calif Dent Assoc*. 2004 Jun;32(6):493-503.
7. Ray HA, Trope M. Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *Int Endod J*. 1995;28(1):12-18.
8. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: A literature review. *J Endodont*. 2004;30(5):289-301.
9. Magne P, Knezevic A. Simulated fatigue resistance of composite resin versus porcelain CAD/CAM overlay restorations on endodontically treated molars. *Quintessence Int*. 2009 Feb;40(2):125-33.
10. Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WH. Impact of endodontic treatments on the rigidity of the root. *J Dent Res*. 2006 Apr;85(4):364-8.
11. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part

---

\* De acordo com as normas do programa de Mestrado em Odontologia da UEPG, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). Quintessence Int. 2008 Feb;39(2):117-29.

12. Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. Int J Periodontics Restorative Dent. 2002 Jun;22(3):241-9.

13. Goldberg PV, Higginbottom FL, Wilson TG. Periodontal considerations in restorative and implant therapy. Periodontol 2000. 2001;25:100-9.

14. Magne P, Knezevic A. Influence of overlay restorative materials and load cusps on the fatigue resistance of endodontically treated molars. Quintessence Int. 2009 Oct;40(9):729-37.

15. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Verdonchot N, Creugers NH. Fatigue resistance of teeth restored with cuspal-coverage composite restorations. Int J Prosthodont. 2004 May-Jun;17(3):313-7.

16. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. J Prosthet Dent. 2005 Feb;93(2):164-70.

17. Dere M, Ozcan M, Gohring TN. Marginal quality and fracture strength of root-canal treated mandibular molars with overlay restorations after thermocycling and mechanical loading. J Adhes Dent. 2010 Aug;12(4):287-94.

18. Mormann WH, Bindl A, Luthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. Int J Prosthodont. 1998 Jul-Aug;11(4):333-39.

19. Bindl A, Mormann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years--preliminary results. J Adhes Dent. 1999 Autumn;1(3):255-65.

20. Bindl A, Richter B, Mormann WH. Survival of ceramic computer-aided design/manufacturing crowns bonded to preparations with reduced macroretention geometry. Int J Prosthodont. 2005 May-Jun;18(3):219-24.

21. Otto T. Computer-aided direct all-ceramic crowns: preliminary 1-year results of a prospective clinical study. Int J Periodontics Restorative Dent. 2004 Oct;24(5):446-55.

22. Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int.* 1992 Feb;23(2):135-41.
23. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent.* 1998 Jan;26(1):53-8.
24. Costa TRF, Ferreira SQ, Klein-Júnior CA, Loguercio AD, Reis A. Durability of Surface Treatments and Intermediate Agents Used for Repair of a Polished Composite. *Oper Dent.* 2010;35(2):231-37.
25. Habekost Lde V, Camacho GB, Demarco FF, Powers JM. Tensile bond strength and flexural modulus of resin cements--influence on the fracture resistance of teeth restored with ceramic inlays. *Oper Dent.* 2007 Sep-Oct;32(5):488-95.
26. Wakabayashi N, Anusavice KJ. Crack initiation modes in bilayered alumina/porcelain disks as a function of core/veneer thickness ratio and supporting substrate stiffness. *J Dent Res.* 2000 Jun;79(6):1398-404.
27. Banditmahakun S, Kuphausuk W, Kanchanavasita W, Kuphasuk C. The effect of base materials with different elastic moduli on the fracture loads of machinable ceramic inlays. *Oper Dent.* 2006 Mar-Apr;31(2):180-7.
28. Fleming GJP, Narayan O. The effect of cement type and mixing on the bi-axial fracture strength of cemented aluminous core porcelain discs. *Dent Mater.* 2003;19(1):69-76.
29. Piwowarczyk A, Lauer HC. Mechanical properties of luting cements after water storage. *Oper Dent.* 2003 Sep-Oct;28(5):535-42.
30. Fonseca RG, Santos JGd, Adabo GL. Influence of activation modes on diametral tensile strength of dual-curing resin cements. *Braz Oral Res.* 2005;19:267-71.
31. Fonseca RG, Artusi TP, dos Santos JG, Adabo GL. Diametral tensile strength of dual-curing resin cements submitted exclusively to autopolymerization. *Quintessence Int.* 2007 Oct;38(9):-.
32. Saskalauskaite E, Tam LE, McComb D. Flexural strength, elastic modulus, and pH profile of self-etch resin luting cements. *J Prosthodont.* 2008 Jun;17(4):262-8.

33. Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont*. 2004 May-Jun;17(3):357-63.
34. Della Bona Á, Benetti P, Borba M, Cecchetti D. Flexural and diametral tensile strength of composite resins. *Braz Oral Res*. 2008;22:84-89.
35. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil*. 2001 Nov;28(11):1022-28.
36. Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. *J Oral Rehabil*. 2002 Mar;29(3):257-62.
37. Mak M, Qualtrough AJ, Burke FJ. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. *Quintessence Int*. 1997 Mar;28(3):197-203.
38. Dietschi D, Moor L. Evaluation of the marginal and internal adaptation of different ceramic and composite inlay systems after an in vitro fatigue test. *J Adhes Dent*. 1999 Spring;1(1):41-56.
39. Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent*. 2008 Feb;99(2):131-40.
40. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater*. 1992 Sep;8(5):310-9.
41. Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res*. 1958 Aug;37(4):710-8.
42. Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent*. 2002 Jun;87(6):642-9.
43. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Comparative evaluation of secondary heat treatment and a high intensity light source for the improvement of properties of prosthetic composites. *J Oral Rehabil*. 2000 Apr;27(4):288-93.

44. Kukrer D, Gemalmaz D, Kuybulu EO, Bozkurt FO. A prospective clinical study of ceromer inlays: results up to 53 months. *Int J Prosthodont.* 2004 Jan-Feb;17(1):17-23.
45. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* 2003 Jun;7(2):71-9.
46. Signore A, Benedicenti S, Covani U, Ravera G. A 4- to 6-year retrospective clinical study of cracked teeth restored with bonded indirect resin composite onlays. *International Journal of Prosthodontics.* 2007 Nov-Dec;20(6):609-16.
47. Manhart J, Chen HY, Neuerer P, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R. Three-year clinical evaluation of composite and ceramic inlays. *Am J Dent.* 2001 Apr;14(2):95-9.
48. Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW, Jr., Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol.* 2001 Feb;46(2):173-83.
49. Nakamura T, Ohyama T, Imanishi A, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. *J Oral Rehabil.* 2002 Oct;29(10):951-5.
50. Ohyama T, Yoshinari M, Oda Y. Effects of cyclic loading on the strength of all-ceramic materials. *Int J Prosthodont.* 1999 Jan-Feb;12(1):28-37.
51. Gorman CM, McDevitt WE, Hill RG. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater.* 2000 Nov;16(6):389-95.
52. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent.* 2004 Sep-Oct;29(5):481-508.
53. Deesri W, Kunzelmann KH, Llie N, Hickel R. Fracture strength and Weibull evaluation of the Cerec endocrowns and post-and-core-supported conventional Cerec crowns (abstract 0872). *Proceedings of the 81st General Session of the International Association for Dental Research*; Jun 25-28; Gotemborg, Sweden 2003.
54. Chang C-Y, Kuo J-S, Lin Y-S, Chang Y-H. Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *J Dent Sci.* 2009;4(3):110-17.

55. Adams T. Restoration of an endodontically treated tooth utilizing a single-unit crown and core system. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 2000 Jan-Feb;12(1):105-8.
56. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence Int*. 2008 Feb;39(2):99-106.
57. Lin CL, Chang YH, Pa CA. Estimation of the Risk of Failure for an Endodontically Treated Maxillary Premolar With MODP Preparation and CAD/CAM Ceramic Restorations. *J Endodont*. 2009 Oct;35(10):1391-95.
58. Lin CL, Chang YH, Chang CY, Pai CA, Huang SF. Finite element and Weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *Eur J Oral Sci*. 2010 Feb;118(1):87-93.
59. Magne P. Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars. *J Prosthet Dent*. 2010 Jun;103(6):343-51.
60. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008 Jul;36(7):463-71.
61. Pérez-González A, Iserte-Vilar J, González-Lluch C. Interpreting finite element results for brittle materials in endodontic restorations. *BioMed Eng OnLine*. 2011;10(1):1-16.
62. Williams PD, Smith DC. Measurement of Tensile Strength of Dental Restorative Materials by Use of a Diametral Compression Test. *J Dent Res*. 1971;50(2):436-&.
63. White SN, Yu Z. Compressive and diametral tensile strengths of current adhesive luting agents. *J Prosthet Dent*. 1993 Jun;69(6):568-72.
64. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent*. 1999 May;81(5):597-609.
65. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. *J Prosthet Dent*. 2003 Feb;89(2):127-34.
66. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2006 Jun;95(6):421-9.

67. Medeiros F, Chaves C, Schalch M, Cruz C. Avaliação mecânica das cerâmicas IPS-Empress 2 e In-Ceram Zircônia. *Ciênc odontolbras*. 2009;12(1):70-76.
68. Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. *J Prosthet Dent*. 2007 Aug;98(2):89-100.
69. Yamanel K, Caglar A, Gulsahi K, Ozden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mater J*. 2009 Nov;28(6):661-70.
70. Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2010 Jan;103(1):6-12.
71. Muñoz-Perez MA. Avaliação da distribuição de tensões em diferentes topografias residuais de molares restaurados com “Endocrown” [dissertação]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2010.
72. Dejak B, Mlotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater*. 2011 Dec 28.
73. Lindhe J, Karring T. *Tratado de Periodontia Clínica e Implantologia Oral*. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan; 1997.
74. Lekholm U, Zarb FL. Patient selection and preparation. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985.
75. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1996 Feb;75(2):140-7.
76. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Jun;13(3):334-41.
77. Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater*. [Comparative Study]. 2011 Jun;27(6):590-7.

78. Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, et al. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2009 Feb;135(2):174-81.
79. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. St. Louis: Mosby; 1985.
80. Anusavice K. *Philips Science of Dental Materials*. Philadelphia: Saunders; 1996.
81. Yu M-h. Advances in strength theories for materials under complex stress state in the 20th Century. *Applied Mechanics Reviews*. 2002;55(3):169-218.
82. Meyers MA, Chawla KK. *Mechanical behavior of materials*: Cambridge University Press; 2009.
83. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater*. 2004 May;20(4):322-9.
84. Craig JM, Gitlin D. The staining characteristics of fibrin and its identification in tissue structures. *Bull N Y Acad Med*. 1958 Sep;34(9):621-2.
85. Craig RG, Peyton FA, Johnson DW. Compressive properties of enamel, dental cements, and gold. *J Dent Res*. 1961;40(5):936-45.
86. Bhatti MA. *Fundamental finite element analysis and applications: with Mathematica and MATLAB computations*: John Wiley; 2005.
87. Okeson JP. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion - E-Book*: Elsevier Health Sciences; 2007.
88. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater*. 2007 Jan;23(1):71-80.
89. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. *Clin Oral Investig*. 2005 Sep;9(3):161-7.

**APÊNDICE A**  
**GRÁFICOS DE TENSÃO/DESLOCAMENTO DOS TESTES DE COMPRESSÃO**  
**UNIAXIAL E COMPRESSÃO DIAMETRAL**

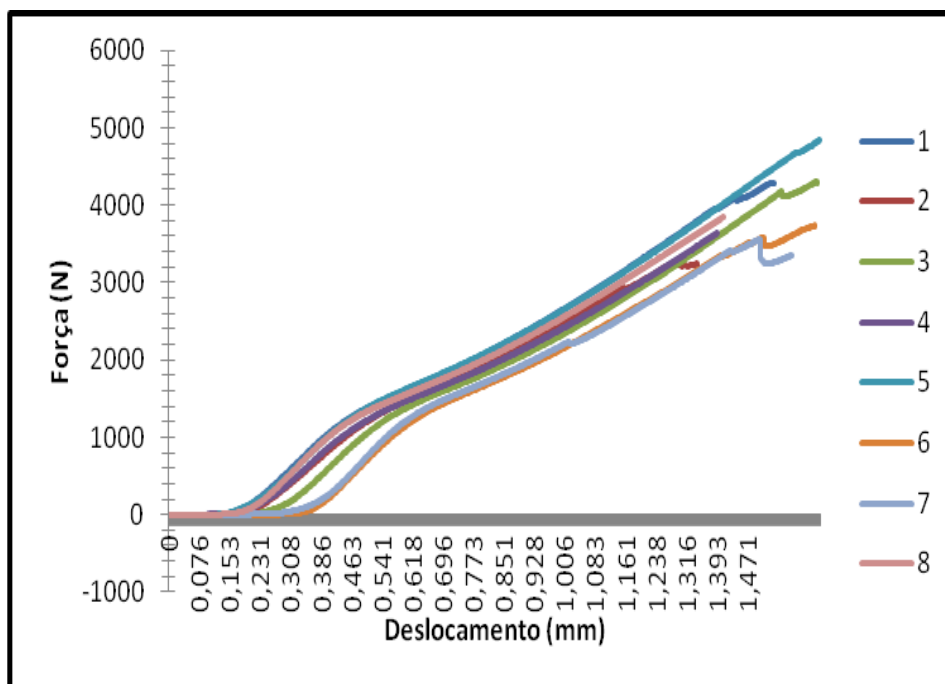


Gráfico 1 - Resultado de ensaio de compressão uni-axial Cimento de resina Variolink II (Ivoclar Vivadent)

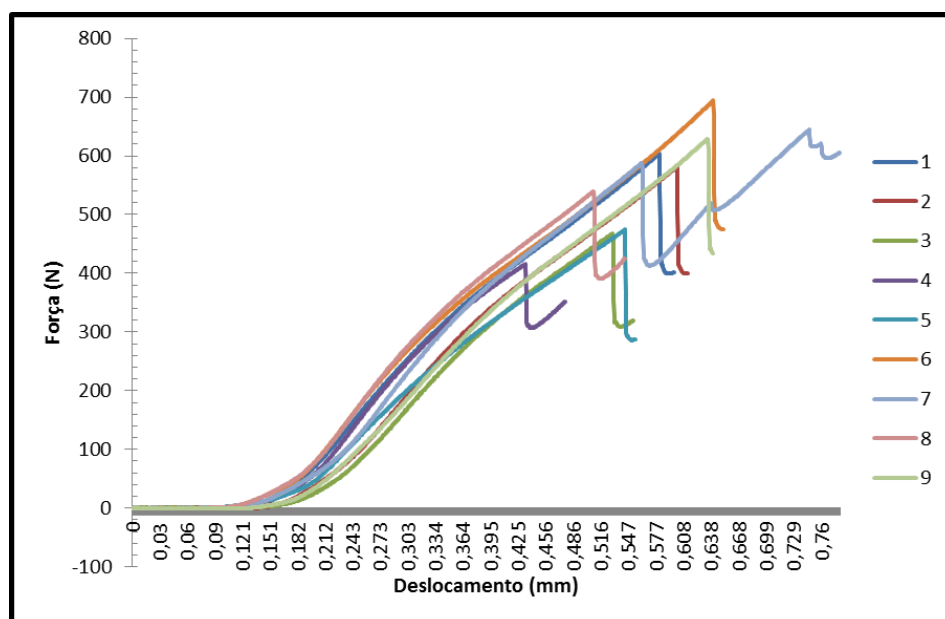


Gráfico 2- Resultado do ensaio de compressão diametral Variolink II (Ivoclar Vivadent)

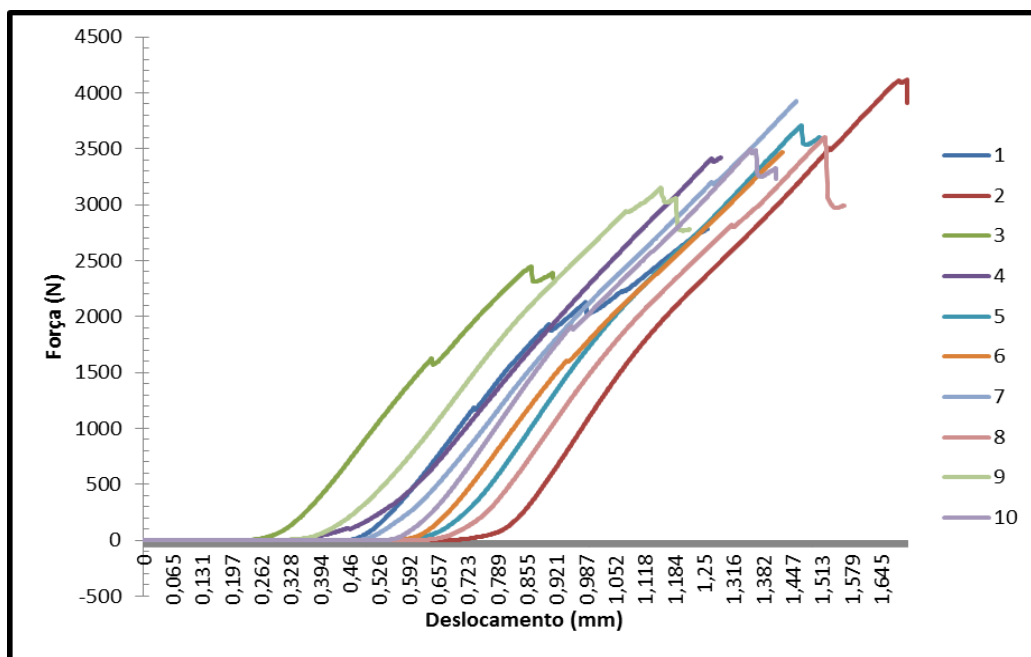


Gráfico 3- Resultado de ensaio de compressão uni-axial resina laboratorial SR Adoro (Ivoclar Vivadent)

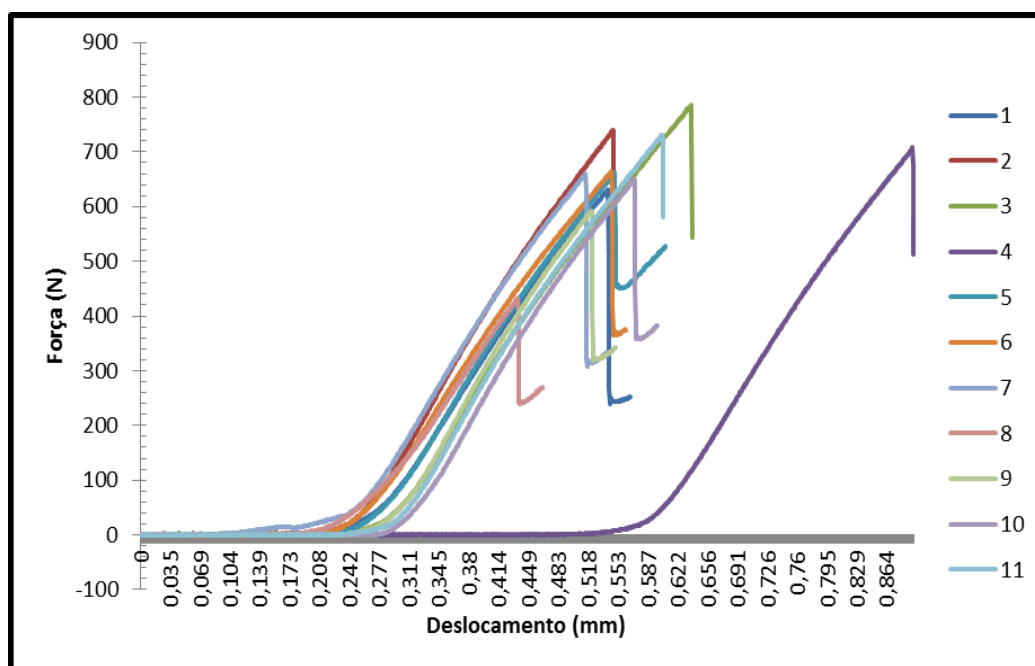


Gráfico 4- Resultado do ensaio de compressão diametral resina laboratorial SR Adoro (Ivoclar Vivadent)

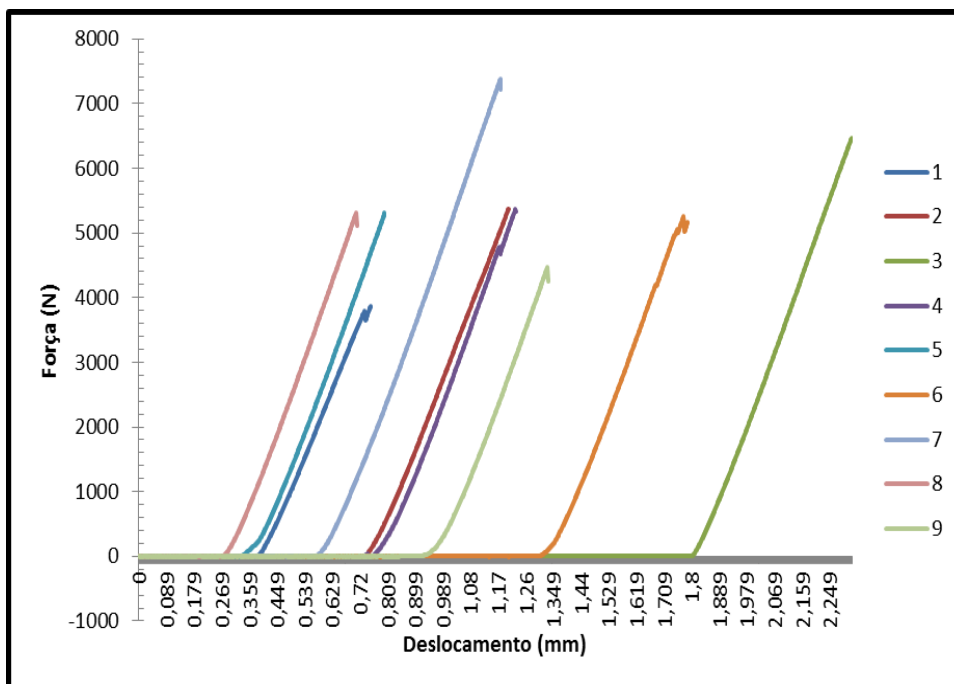


Gráfico 5- Resultado de ensaio de compressão uni-axial cerâmica IPS e.max (Ivoclar Vivadent)

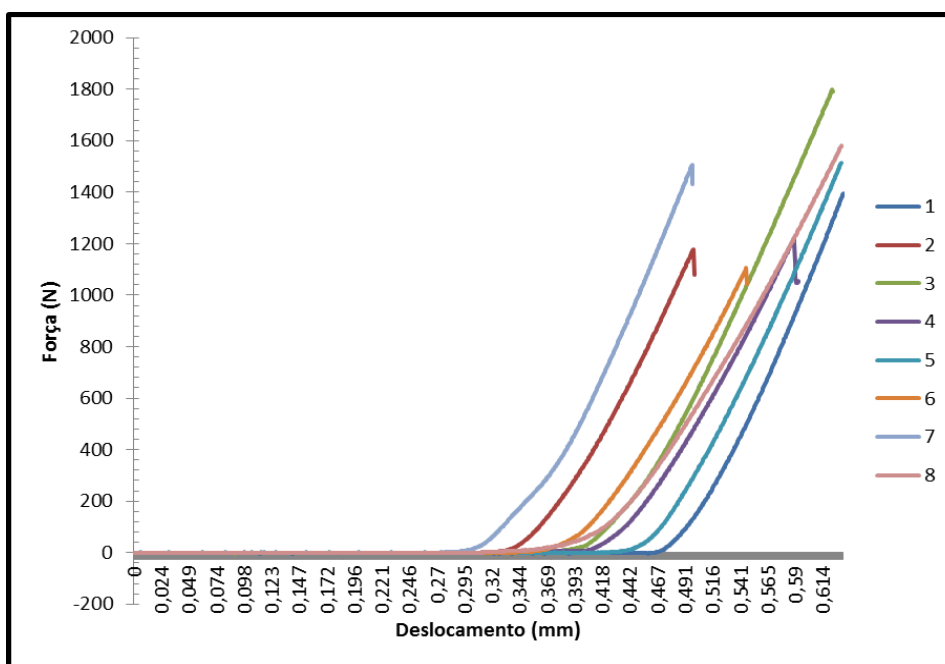


Gráfico 6- Resultado do ensaio de compressão diametral cerâmica IPS e.max (Ivoclar Vivadent)