

# ANÁLISE DO PROCESSO DE FRATURAMENTO EM COMPONENTES DE CIMENTO PORTLAND PARA APLICAÇÃO EM TRATAMENTOS ODONTOLÓGICOS<sup>1</sup>

Jeann Diniz Ferreira Lima<sup>2</sup>

Erisandra Rodrigues Alves<sup>3</sup>

Ricardo Emílio Ferreira Quevedo Nogueira<sup>4</sup>

Enio Pontes de Deus<sup>5</sup>

Luiz Carlos Pennafort Júnior<sup>6</sup>

## Resumo

Devido os recentes estudos que visam utilizar o cimento como um possível material de aplicação em tratamentos endodônticos, além de ele ser um dos materiais de construção mais utilizados na construção civil, por essa larga faixa de aplicação, que se fazem necessários estudos de degradação. Para esse estudo, utilizando-se o cimento Portland, foram confeccionados corpos de prova com as seguintes medidas 45 mm x 6,4 mm x 6,4 mm, sendo que estes possuíam entalhes de com comprimentos de 1 mm, 2 mm ou 3 mm. Posteriormente aplicou-se um ensaio de flexão em três pontos para o estudo de tenacidade à fratura, onde foi verificada a carga aplicada (F) como função da deflexão, a fim de determinar o ponto em que ocorre o exato momento em que se inicia a propagação de danos a partir da ponta da descontinuidade artificialmente criada no material (entalhe). Com isso foi encontrado o fator de intensidade de tensão crítico ( $K_{1c}$ ), sendo seu valor 0,044 Mpa.m<sup>0,5</sup>. Posteriormente, foi realizada a simulação computacional do modelo baseado no Método dos Elementos Finitos.

**Palavras-chave:** Cimento Portland; Fratura; Flexão.

## ANALYSIS OF THE PROCESS OF FRACTURE OF PORTLAND CEMENT COMPONENTS FOR APPLICATION IN ODONTOLOGICAL TREATMENTS

### Abstract

Because of recent studies with order to use the cement as a material for application in endodontic treatment, in addition to it being one of the most used building materials in civil construction, for this wide range of applications, which are necessary degradation studies. For this study, using Portland cement, the specimens were prepared with the following measures 45 mm x 6.4 mm x 6.4 mm, and they have notches with lengths of 1 mm, 2 mm or 3 mm. Subsequently, it was applied an assay of flexion in three point for studying the fracture toughness, to verify the applied load (F) as a function of deflection to determine the point at which occurs the exact moment when initiating damage spreading from the tip of the discontinuity created artificially in the material (notch). Thus, it was found the critical stress intensity factor ( $K_{1c}$ ), its value being 0,044 Mpa.m<sup>0,5</sup>. Subsequently, we performed a computer simulation model based on Finite Element Method.

**Key words:** Portland cement; Fracture; Flexion.

<sup>1</sup> Contribuição técnica ao 67º Congresso ABM - Internacional, 31 de julho a 3 de agosto de 2012, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

<sup>2</sup> Bacharel em Engenharia química, Universidade Federal do Ceará (UFC), Brasil.

<sup>3</sup> Mestre em Engenharia e Ciência de Materiais, UFC, Brasil.

<sup>4</sup> Doutor em Tecnologia de Materiais, UFC, Brasil.

<sup>5</sup> Doutor em Engenharia Estrutural, UFC, Brasil.

<sup>6</sup> Mestre em Engenharia e Ciência de Materiais, UFC, Brasil.

## **1 INTRODUÇÃO**

### **1.1 Materiais Ceâmicos**

A definição de materiais cerâmicos dada por Smith<sup>(1)</sup> os classifica como inorgânicos e não metálicos, e são compostos tanto por elementos não metálicos e metálicos, cuja natureza das ligações químicas pode ser covalente e/ou iônica. Os materiais cerâmicos são susceptíveis ao mecanismo de ruptura por possuírem baixa tenacidade e ductilidade, ou seja, são materiais duros e frágeis. Isso se deve ao fato deles serem constituídos por planos de deslizamento independentes. A respeito da resistência mecânica dos materiais cerâmicos Vlack<sup>(2)</sup> inferiu que suas propriedades diferem bastante dos metais, devido os matérias cerâmicos serem comumente não dúcteis. A elevada resistência à compressão é um fator típico de matérias não dúcteis, e o comportamento à compressão está diretamente ligado às suas forças interatômicas.

### **1.2 Ceramicas Odontológicas**

Segundo Krieger,<sup>(3)</sup> o corpo humano é constituído basicamente por três componentes, sendo eles a água, o colágeno e a hidroxiapatita. Sendo a hidroxiapatita reponsável por fornecer estabilidade estrutural ao corpo, constituindo a fase mineral dos ossos e dentes. Porem por diversos fatores, tais como acidentes e desgastes, os ossos podem vir a perder sua funcionalidade, o que levou ao desenvolvimento de biocerâmicas, afim de atuar em tais situações.

Conceição<sup>(4)</sup> ressalta que já no século XVIII, as cerâmicas odontológicas foram utilizadas na confecção de próteses dentais, no intuito de se alcançar um resultado estético semelhante aos dentes naturais. Segundo Roseblum<sup>(5)</sup> e Schulman, as primeiras cerâmicas odontológicas, porcelanas feldspáticas, possuíam baixa resistência à tração e à fratura.

Com a busca de novos materiais e facilitação de seus processamentos, segundo Conceição<sup>(4)</sup> ocorreu o surgimento de cerâmicas reforçadas, que são caracterizadas pelo acréscimo de uma maior quantidade da fase cristalina em comparação à cerâmica feldspática. Onde diversos cristais foram empregados tais como zircônia e alumina, atuantes no bloqueio da propagação de fendas, durante situações que submetam a cerâmica a tensões de tração, havendo assim um aumento de sua resistência. Sendo que a primeira cerâmica odontológica aluminizada foi reforçada pelo aumento de sua fase cristalina, pela incorporação de 40% de alumina, levando ao dobro da resistência à flexão se comparada com as cerâmicas feldspáticas.

### **1.3 Cimentos Endodônticos**

Segundo Leonardo<sup>(6)</sup> na escolha de cimentos e pastas utilizadas na obturação de canais radiculares, deve-se ser considerado as propriedades físicas e biológicas dos materiais, pois os materiais obturadores possuem um importante papel no fechamento do forame apical, por meio da deposição de tecido mineralizado por parte do organismo, também a obliteração de todo o sistema de canais radiculares.

Torabinejad et al.<sup>(7)</sup> ressalta que para o prognóstico clínico a escolha desse material é fundamental, pois quando o cimento endodôntico entra em íntimo contato com os tecidos periapicais ao ser inserido na cavidade do dente, lá permanece definitivamente. De acordo com Gilheany et al.,<sup>(8)</sup> essa íntima ligação com os tecidos

periapicais leva a necessidade de que o material seja não tóxico e o mais compatível possível com os tecidos vivos, simultaneamente deve impedir a infiltração de microorganismos e substratos.

Gartner e Dorn<sup>(9)</sup> descrevem que com crescimento da importância da cirurgia parodontológica, a busca por um material retrobturador ideal se intensificou. Dentre as características buscadas estão a estabilidade dimensional, a resistência a umidade, a facilidade de manipulação do material durante o procedimento cirúrgico, insolúvel nos fluidos teciduais, radiopacidade satisfatória para que o material seja identificado em radiografias, atóxico, etc. Dentre os novos materiais dessa categoria, pode-se citar o Super-EBA e o IRM, que em substituição ao amálgama, reduziram a infiltração apical, desta forma aumentando a taxa de sucesso do procedimento.

Com emprego de um material a base de Agregado de Trióxido Mineral (MTA), surgido por Lee et al.<sup>(10)</sup>, em tratamento de dentes humanos perfurados, surgiram inúmeros trabalhos com o objetivo de investigar tanto suas propriedades físico-químicas, quanto também sua eficácia como material retrobturador.

Em 1999 o Agregado de Trióxido Mineral foi avaliado e aprovado pela FDA americano (Food and Drugs Administration), sendo a partir de então comercializado com o nome de ProRoot MTA® (Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, USA). Estrela et al.<sup>(11)</sup> reportou que o fabricante afirmava que o MTA tinha em sua constituição uma faixa de 50%-75% de óxido de cálcio e 15%-25% de óxido de silício. Porém posteriormente esclareceu-se que esse material seria um cimento Portland comum com maior grau de pureza e presença de óxido de bismuto, que seria o agente radiopacificador.

Derivados desse material surgiram no mercado, no intuito de melhorar as propriedades desse cimento. Dentre estes está o MTA Ângelus®, por exemplo, é composto de 80% de cimento Portland e 20% de óxido de bismuto, como foi relatado por Duarte et al.<sup>(12)</sup> Segundo Asgary et al.,<sup>(13)</sup> assim como o cimento Portland é encontrado na variedade branca e cinza, o cimento MTA é encontrado comercialmente em duas formulações, sendo uma na cor cinza e outra na cor branca. O material de cor branca apresenta composição similar ao cinza, no entanto, sem óxido de ferro em sua composição. Esse cimento branco pode ser classificado em dois subtipos: estrutural e não estrutural, de acordo com a quantidade de material carbonático na sua composição.

#### 1.4 Objetivos

Devido os recentes estudos que visa utilizar o cimento como um possível material de aplicação em tratamentos endodônticos, além de ele ser um dos materiais de construção mais utilizados na construção civil, por essa larga faixa de aplicação, que se fazem necessários estudos de degradação. Por esses motivos esse trabalho tem como objetivo analisar o processo de fraturamento em componentes de cimento Portland.

## 2 MATERIAL E MÉTODOS

Para esse estudo, utilizando-se o cimento Portland, foram confeccionados corpos de prova para determinação da resistência à fratura de cerâmicas avançadas à temperatura ambiente, sendo as dimensões dos corpos de provas dadas pelas medidas 45 mm x 6,4 mm x 6,4 mm, segundo a ASTM C 1421-99<sup>(14)</sup> com

adaptações, sendo que estes possuíam entalhes de com comprimentos de 1 mm, 2 mm ou 3 mm, também foi incluído no experimento um corpo de prova sem entalhe. Posteriormente aplicou-se um ensaio de flexão em três pontos para o estudo de tenacidade à fratura, onde foi verificada a carga aplicada (F) como função da deflexão. O ensaio consiste em apoiar o corpo de prova em dois pontos distantes entre si de um comprimento (L) e aplicar lentamente uma força de flexão no centro deste. Os ensaios foram realizados em um equipamento universal, marca Instron, modelo 4443, com velocidade de 1 mm/min. Desta forma é possível determinar o ponto em que ocorre o exato momento em que se inicia a propagação de danos a partir da ponta da descontinuidade artificialmente criada no material (entalhe). Através do ensaio de flexão podemos calcular a medida da deformação que chamamos de flexa, correspondente à posição de flexão máxima. Em materiais frágeis, como os testados, as flexas medidas são muito pequenas, e o cálculo da flexa máxima (f) pode ser efetuado utilizando o módulo de elasticidade do material e a força aplicada no momento de ruptura da peça testada. Para a determinação do fator de intensidade de tensão crítico ( $K_{1c}$ ) do cimento Portland foi utilizada a Equação 1.<sup>(15)</sup>

$$G = \frac{dU}{dA} = K = \sigma \sqrt{\pi a} f = \frac{P}{A} \sqrt{\pi a} \quad (1)$$

Onde “P” é a carga de ruptura (N), “A” é área da secção transversal (m) e “a” é o comprimento do entalhe (m). Por fim, foi realizada a simulação computacional do modelo estudado baseado no método dos elementos finitos para comparar com os dados obtidos pelo experimental.

### 3 RESULTADOS

Através dos dados fornecidos pela Instron modelo 4443, e posteriormente com eles calculados a flexão máxima, foi possível montar o gráfico da carga aplicada em função da deflexão, onde a carga aplicada está em Newton (N) e a Flexa está em metro (m). Neste gráfico, se apresentam os resultados obtido para as peças com entalhes de 1 mm, 2 mm, 3 mm e sem entalhe.

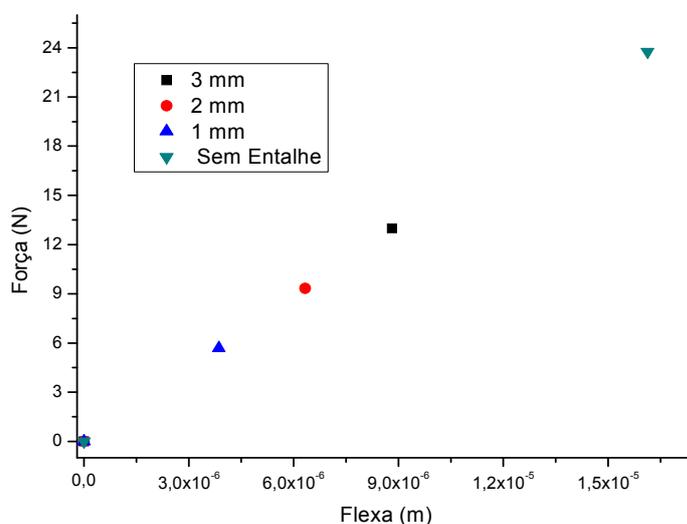


Figura 1. Carga aplicada em função da deflexão.

Com o valor da força aplicada no momento de ruptura da peça, foi calculado para o cimento testado o fator de intensidade de tensão crítica ( $K_{1c}$ ), sendo seu valor para a corpo de prova com entalhe de 3 mm e 1 mm, respectivamente,  $0,0044 \text{ Mpa}\cdot\text{m}^{0,5}$  e  $0,0011 \text{ Mpa}\cdot\text{m}^{0,5}$ . Através da simulação computacional do modelo baseado no método dos elementos finitos podemos chegar ao valor da tensão máxima suportada pelo material antes da ruptura. Para a corpo de prova com entalhe de 3 mm e 1 mm os valores encontrados para essas tensões foram respectivamente  $\sigma_1 = 16225 \text{ Pa}$  e  $\sigma_2 = 6772 \text{ Pa}$ . Com esse valores foi possível calcular o fator de intensidade de tensão crítica ( $K_{1c}$ ) do modelo computacional, sendo seu valor para a corpo de prova com entalhe de 3 mm e 1 mm, respectivamente,  $0,0016 \text{ Mpa}\cdot\text{m}^{0,5}$  e  $0,00037 \text{ Mpa}\cdot\text{m}^{0,5}$ . A seguir estão os modelos com as distribuições de tensão para esses dois corpos de prova:

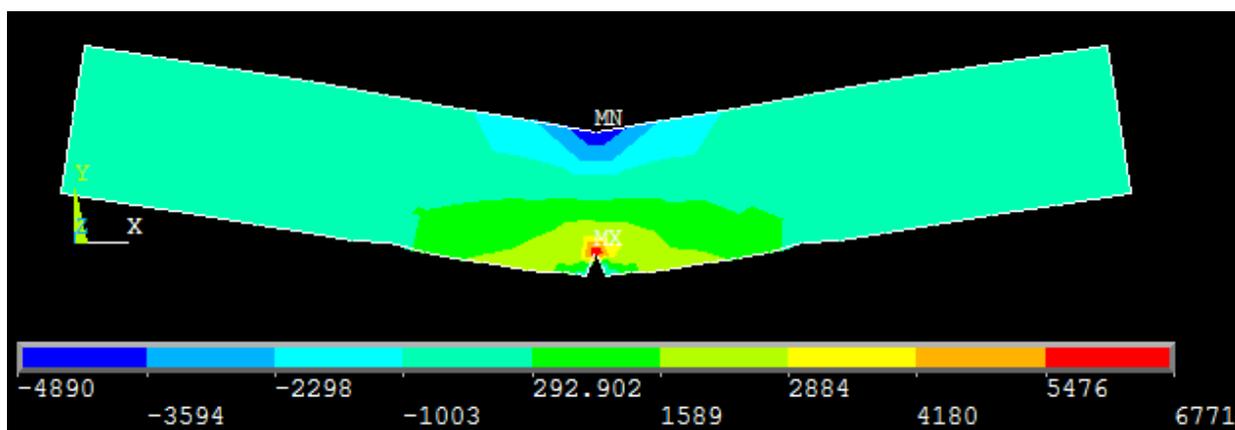


Figura 2. Distribuição de tensão para corpo de prova com entalhe de 1 mm.

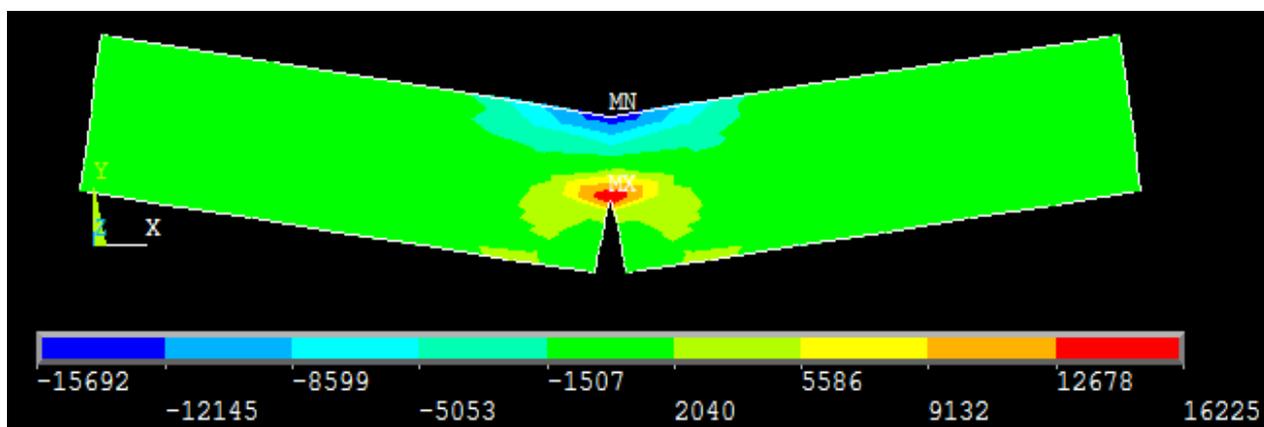


Figura 3. Distribuição de tensão para corpo de prova com entalhe de 3 mm.

#### 4 DISCURSÃO

Podemos observar pelo gráfico da Figura 1 que os valores de deflexão máxima de cada corpo de prova testado são colineares, isso indica que a velocidade de propagação da trinca do material testado é tão rápida que não depende do tamanho do entalhe, e também se existe ou não entalhe. O baixo valor encontrado para o fator de intensidade de tensão crítica condiz com o esperado para materiais cerâmicos, o que é um indicativo que a metodologia usada para encontrar esse valor foi efetiva. Quanto à aplicação do o Método dos Elementos Finitos, podemos encontrar com praticidade os valores de tensão que atuam sobre o material, contudo

esses valores possuem apenas uma função comparativa com os dados obtidos experimentalmente. Desta forma podemos comparar o  $K_{1c}$  experimental e o  $K_{1c}$  calculado pela modelagem computacional, e notamos que os valores encontrados são mais próximos e de mesma grandeza para o entalhe de 3 mm do que para o entalhe de 1 mm.

## 5 CONCLUSÃO

Através do estudo desse trabalho obtivemos êxito no estudo de degradação do material proposto, cimento Portland, e foi possível em encontrar o fator de intensidade de tensão crítico através do ensaio de flexão. A respeito da modelagem computacional, ela mostrar-se uma ferramenta útil e válida na análise das propriedades mecânicas do material estudado, entretanto deve estar sempre associada a dados obtidos experimentalmente. Os dados encontrados possuem importância no que abrange futuras comparações com dados de resistência mecânica de cimentos endodônticos comumente usados, já que o cimento Portland se apresenta como uma alternativa para essa classe de materiais.

## Agradecimentos

À Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Ciência de Materiais e a UFC pela oportunidade de realização desta pesquisa. Ao Capes e a Funcap, pelo apoio financeiro. Aos laboratórios de BIOMATERIAS, LAMEFF e LACAM da UFC.

## REFERÊNCIAS

- 1 Smith, W. F. Princípios de Ciência e Engenharia dos Materiais. McGraw-Hill de Portugal. 1998.
- 2 Vlack, L. H. *Propriedades dos Materiais Cerâmicos*. Ed. Da Universidade de São Paulo. 1973.
- 3 KRIEGER, S. Biocerâmica. Universidade de São Paulo, 2003.
- 4 CONCEIÇÃO, E. M. Restaurações estéticas: compósitos, cerâmicas e implantes. São Paulo: Artmed, 2005.
- 5 ROSEMBLUM, M. A.; SCHULMAN, A. A review of all-ceramic restorations. Am Dent Assoc, 128, p 298-307. 1997.
- 6 LEONARDO R. T. Avaliação microscópica de reação apical e periapical frente a dois cimentos obturadores de canais radiculares a base de hidróxido de cálcio (CRCS e Sealapex) em dentes de cães., Bauru, p 102. 1992.
- 7 TORABINEJAD, M.; HIGA, R. K.; MCKENDRY, D. J.; PITT FORD, T. R. Dye leakage of four root end filling materials: effects of blood contamination. J. Endod., 20, n. 4 p159-63, 1994.
- 8 GILHEANY, P. A.; FIGDOR, D.; TYAS, M. J. Apical dentin permeability and microleakage associated with root end resection and retrograde filling. J. Endod, 20, n. 1, p 22-26. 1994.
- 9 GARTNER, A. H.; DORN, S. Advances in endodontic surgery. Dent. Clin. Nor. Am, 32, n. 2, p 357-77. 1992.
- 10 LEE, S. J.; MONSEF, M.; TORABINEJAD, M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. J. Endod, 19, n. 11, p 541-4. , 1993.
- 11 ESTRELA, C.; BAMMANN, L. L.; ESTRELA, C. R. A.; SILVA, R. S.; PÉCOR, J. D. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. Braz. Dent. J., 11, n. 1, p 3-9. 2000.

- 12 DUARTE, M. A. H.; DEMARCHI, A. C. C. O.; YAMASHITA, J. C.; KUGA, M. C.; FRAGA, S.C.. pH and calcium ion release of 2 root filling materials. Oral Sug. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod, 3, p 345-7. 2003.
- 13 ASGARY, S.; PARIROKH, M.; EGHBAL, M. J.; BRINK, F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. J. Endod., 31, n. 2, p 101-3. 2005.
- 14 ASTM C 1421-99, "Standard Test Methods for Determination of Fracture Toughness of Advanced Ceramics at Ambient Temperature", ASTM Committee C-28 Annual Book of ASTM Standards, p 1—32. 1999.
- 15 ANDERSON, T.L., "Fracture Mechanics Fundamentals and Applications", CRC Press. 1991