

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE LAMINADOS CERÂMICOS
ADERIDOS A DENTES BOVINOS UTILIZANDO AS TÉCNICAS DE MEF E ENSAIOS IN
VITRO

Paulo de Carvalho Borges

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS PROGRAMAS
DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE
JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO
GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA METALÚRGICA E DE
MATERIAIS

Aprovada por:

Prof. Luiz Carlos Pereira, D.Sc.

Prof.^a Olívia Albertina da Silva Fraga, D.Sc.

Prof.^a Gloria Dulce de Almeida Soares, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

FEVEREIRO DE 2005

BORGES, PAULO DE CARVALHO.

Avaliação do comportamento mecânico de laminados cerâmicos aderidos a dentes bovinos utilizando as técnicas de MEF e ensaios in vitro. [Rio de Janeiro] 2005

IX, 93 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2005)

Tese – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE.

1. Laminado Cerâmico
2. Prótese
3. Método de elementos finitos
4. Ensaio de carregamento estático.

**“Pra que imaginar se do outro lado do túnel faz dia ou noite?
Só tem um jeito de saber: é ir até lá.”**

Mário de Andrade

DEDICATÓRIA

À Deus,
que iluminou esse trabalho e cuidou para que tudo fosse da melhor
forma possível.

Aos meus queridos pais Tite e Ângela,
por me mostrarem sempre o caminho certo, me incentivarem e
acreditarem na minha capacidade de atingir meus objetivos.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Luiz Carlos Pereira meu eterno agradecimento por acreditar nesse trabalho, me ajudando a concretizar um sonho.

Aos professores do Programa de Engenharia Metalúrgica e de Materiais COPPE/UFRJ pelos ensinamentos e pela enorme paciência com os alunos dentistas.

Ao técnico e amigo Laércio Rosignoli Guzela por estar sempre pronto para ajudar, sendo fundamental para essa Tese ser concluída.

A minha Tia Lucia pela oportunidade oferecida e pelo carinho permanente.

Ao meu amigo Fábio Coppus, diretor da WILCOS, pela colaboração na execução deste trabalho.

Ao protético Gustavo Ferreira, pela ajuda na confecção dos corpos de prova.

A minha amiga Aline Neves que direcionou meus estudos em MEF, e as minhas também amigas Andréias Cunha e Motta muito obrigado pelo carinho e conselhos.

Aos amigos do Laboratório TERMIC: Fabiana, Liliane, Leo, Fernanda e Allan pelo companheirismo, amizade e principalmente pelos momentos de alegria e descontração.

Ao colega Maurício, aluno de Doutorado (IMA), pela atenção com que me recebeu e pela paciência em solucionar os problemas durante os ensaios.

Aos amigos que cativei durante o curso de Mestrado: Gilberto, Eduardo Roizman e Celso.

Aos meus irmãos (Marcos, Bebel e Miguel), e a Lulu pelo apoio e incentivo que sempre me foi dado. Amo vocês!

À Clínica Paulo Moreira de Carvalho, seus funcionários, seus profissionais e particularmente aos meus tios dentistas Paulo Moreira de Carvalho e José Luiz Moreira de Carvalho pelo apoio permanente.

À minha mãe, profissional vencedora e caminho a seguir.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE LAMINADOS CERÂMICOS
ADERIDOS A DENTES BOVINOS UTILIZANDO AS TÉCNICAS DE MEF FINITOS E
ENSAIOS *IN VITRO*.

Paulo de Carvalho Borges

Fevereiro/2005

Orientador: Luiz Carlos Pereira

Programa: Engenharia Metalúrgica e de Materiais

O presente trabalho procura explicar através de análises por Método de Elementos Finitos e ensaio mecânico *in vitro* o efeito do carregamento oclusal no comportamento de dentes restaurados com e sem extensão palatina. Estes resultados foram comparados com o comportamento do dente hígido. A partir de uma imagem de um dente incisivo central bovino hígido, contornos das principais estruturas foram delineados, linhas adicionais foram feitas para simular o esmalte com preparado e suas respectivas restaurações e cimento. Três situações foram consideradas: dente hígido, dente com preparo vestibular e dente com preparo vestibular e extensão palatina (termino chanfro). Assim foi possível comparar os resultados entre simulações com dentes bovinos e humanos, além de avaliar formas de engaste e cargas em diferentes situações. Os modelos mostraram que a distribuição de tensões do dente bovino se aproximaram bastante dos resultados em dentes humanos, e que o modo de fixação influencia na distribuição de concentração dessas tensões. Os modelos quando submetidos ao carregamento funcional (45°) apresentaram os mesmos resultados, independente da forma de preparo. No caso do carregamento incisal (90°) foi verificado que o dente com preparo palatino apresentava regiões de concentração de tensões no material restaurador. Estas análises preliminares do MEF foram coerentes com os resultados obtidos através do ensaio mecânico onde as fraturas dos corpos de prova ocorreram naquelas regiões indicadas como de concentração de tensões de tração.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

EVALUATION OF THE MECHANICAL BEHAVIOUR OF LAMINATED CERAMICS BONDED TO BOVINE TEETH BY THE USE OF THE FEM AND THE *IN VITRO* TESTS.

Paulo de Carvalho Borges

February/2005

Advisor: Luiz Carlos Pereira

Department: Metallurgical and Materials Engineering

This study explains, through the means of the Finite Element Method (FEM) and *In Vitro* Mechanical testing, the effects and behaviour of occlusal loads on restored teeth (with and without palatal extension) compared to the behaviour of higid teeth.

Starting from an image of a higid bovine central incisor -which outlines the tooth structure- additional lines were inserted in order to simulate prepared enamel, it's respective restoration as well as lutting material. Three situations were considered: higid tooth, tooth with vestibular preparation and tooth with vestibular and palatal preparation (finishing line chamfer).

The aim of this study was to compare the results from the simulations of bovine against human teeth and evaluate the retention forms and loads in different situations. The models showed that the tension distribution of the bovine teeth were extremely close to the results of human teeth as well as showing that the manner in order to fix influences the concentration of these tensions. When subjected to functional (45 degree) loading, the models presented the same results independent of the type of preparation. In the case of the 90 degree loading of the palatal prepared tooth it showed regions of concentrated tension in the restored material. These preliminary FEM results were coherent with the results obtained from the mechanical test where the "fractured" trials also showed these regions of concentrated tracted tensions.

ÍNDICE

RESUMO

SUMMARY

| | |
|---|----|
| 1. INTRODUÇÃO | 1 |
| 2. REVISÃO DA LITERATURA | 3 |
| 2.1 AVALIAÇÃO CLÍNICA DOS LAMINADOS CERÂMICOS | 3 |
| 2.2 FORMA GEOMÉTRICA DO PREPARO | 5 |
| 2.2.1 PROFUNDIDADE DO PREPARO | 6 |
| 2.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE OS CORPOS DE PROVA | 7 |
| 2.3.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE O DENTE HUMANO | 7 |
| 2.3.2 CONSIDERAÇÕES SOBRE O DENTE BOVINO | 8 |
| 2.4 SISTEMA DE CARREGAMENTO E FRATURA | 9 |
| 2.5 ANÁLISE POR MÉTODOS DE ELEMENTOS FINITOS (MEF) | 12 |
| 2.5.1 ELEMENTOS FINITOS NA ODONTOLOGIA | 13 |
| 3. PROPOSIÇÕES | 15 |
| 4. MATERIAIS E MÉTODOS | 16 |
| 4.1 MATERIAIS RESTAURADORES | 16 |
| 4.2 METODOLOGIA | 17 |
| 4.2.1 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF) | 17 |
| 4.2.1.1 GEOMETRIA DO MODELO BIDIMENSIONAL | 17 |
| 4.2.1.2 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS NO MODELO DE MEF | 17 |
| 4.2.1.3 MODO DE ENGASTE | 18 |
| 4.2.1.4 APLICAÇÃO DA CARGA | 18 |
| 4.2.1.5 TIPO DE MALHA | 20 |
| 4.2.2 PREPARO DE DENTES COM LAMINADOS CERÂMICOS | 22 |
| 4.2.2.1 SELEÇÃO DOS DENTES | 22 |
| 4.2.2.2 DIVISÃO DOS GRUPOS | 22 |
| 4.2.2.3 PADRONIZAÇÃO DAS DIMENSÕES DO PREPARO CAVITÁRIO | 22 |
| 4.2.2.4 CONFECÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS | 24 |
| 4.2.2.5 CONFECÇÃO DO LAMINADO CERÂMICO | 25 |
| 4.2.2.6 CIMENTAÇÃO | 26 |
| 4.2.2.7 FIXAÇÃO DOS DENTES | 29 |
| 4.2.3 ENSAIOS MECÂNICOS | 29 |

| | |
|---|----|
| 5. RESULTADOS | 35 |
| 5.1 RESULTADOS DO MEF | 35 |
| 5.1.1 DENTES HUMANOS X DENTES BOVINOS | 35 |
| 5.1.2 MODELOS DE ENGASTE | 37 |
| 5.1.3 APLICAÇÃO DA CARGA. | 40 |
| 5.1.4 RESULTADOS DE TENSÕES ENTRE FORMAS DIFERENTE DE PREPARO | 43 |
| 5.2 RESULTADOS DOS ENSAIOS MECANICO | 47 |
| 6. DISCUSSÃO | 50 |
| 6.1 ANALISE POR MEF | 50 |
| 6.1.1 COMPARAÇÃO ENTRE MODELOS HUMANOS E BOVINOS | 51 |
| 6.1.2 COMPARAÇÃO ENTRE FORMAS DE ENGASTE | 51 |
| 6.1.3 ANGULAÇÃO DA CARGA APLICADA NOS MODELOS | 52 |
| 6.1.4 COMPORTAMENTO ENTRE DUAS FORMAS DE PREPARO | 53 |
| 6.2 VALIDAÇÃO DOS RESULTADOS ENSAIO MECANICO | 54 |
| 6.2.1 AVALIAÇÃO DAS DUAS FORMAS DE PREPARO | 55 |
| 6.2.3 CÁLCULO DAS TENSÕES DE FRATURA | 57 |
| 6.3 COMPARAÇÃO ENTRE AS ANALISES POR MEF E ENSAIO IN VITRO | 60 |
| 7. CONCLUSÕES | 62 |
| 8. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS | 63 |
| 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 64 |
| 10. ANEXOS | 71 |

1. INTRODUÇÃO

O material cerâmico é objeto de escolha para restaurações extensas em aplicações odontológicas devido a sua dureza, que é similar a do esmalte dentário, e a sua inércia química (o que assegura a não liberação de elementos e a manutenção da superfície), principalmente quando estão envolvidos aspectos estéticos. Trata-se de um material com propriedades específicas, tais como: biocompatibilidade e resistência à compressão, mantidas mesmo em altas temperaturas. Considerado um material de fácil disponibilidade, pode ser conformado em uma ampla variedade de tamanhos e formas.

Os laminados cerâmicos funcionam como capas para os dentes anteriores, restabelecendo sua cor, forma e harmonia. Segundo CALAMIA (1989), este procedimento envolve correções funcionais do dente com pouca remoção de estrutura dentária (entre 0.5mm e 0.9mm), fazendo-se as restaurações por meio da colagem desses laminados na superfície preparada, com o uso de agentes cimentantes resinosos. O sucesso clínico desses laminados é alto, mesmo considerando-se a pequena espessura da camada de restauração e a fragilidade inerente ao material.

PINCUS (1938) descreveu a técnica para laminados como uma forma provisória de restaurar dentes anteriores com resina autopolimerizável. O autor publicou um trabalho descrevendo a colagem temporária de facetas estéticas sobre dentes anteriores, artifício usado em filmagens daquela época. O desenvolvimento de tecnologias dos compósitos e o condicionamento ácido da superfície dentária, a partir dos trabalhos de BUONOCORE (1955) e BOWEN (1955; 1963), criou um novo conceito para essas restaurações estéticas.

A evolução clínica demonstra o excelente comportamento dos laminados colados à superfície dentária. Para entender essas relações, foram feitos estudos relativos ao fenômeno de fratura desse sistema dente-laminado, a exemplo das simulações de impacto *in vitro* (STOKES e HOOD, 1993) e carregamento cíclico (ADREASEN *et al.*, 1992). Os testes de falhas demonstram claramente a habilidade dos laminados cerâmicos em restaurar e, em alguns casos, reforçar a estrutura dentária.

Esse tipo de restauração é indicado para dentes com descoloração, fratura, alteração de forma e que estejam em posições indesejadas. As contra-indicações são relativas a pacientes com mordida em topo, mordida cruzada anterior, parafunções como bruxismo, doenças gengivais ativas e quando não existe suporte dentinário para resistência, retenção e estabilidade da faceta.

Os dados apresentados na literatura são controversos quanto ao desenho do preparo do dente, principalmente quanto à extensão do material cerâmico na região incisal e o término da camada cerâmica como reforçador. (HIGHTON *et al* 1987; HAHN *et al.*, 2000; JACOPO *et al.*, 2000; MEIJERING *et al.*, 1998).

O objetivo do presente trabalho é avaliar, *in vitro* o comportamento de preparos usados em situações clínicas, submetendo as amostras a duas formas de carregamento estático que simulem as condições de carga mastigatória funcional e incisal, para avaliar a propagação de trincas e o comportamento da fratura nestas restaurações. Esses resultados laboratoriais foram analisados juntamente com aqueles obtidos por meio das técnicas do Método de Elementos Finitos.

1. INTRODUÇÃO 1

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 AVALIAÇÃO CLÍNICA DOS LAMINADOS CERÂMICOS

Os laminados cerâmicos são utilizados para recuperar a forma, cor e harmonia dos dentes anteriores, removendo uma quantidade mínima de estrutura dentária ou até mesmo sem remoção. Com o desenvolvimento de novos sistemas adesivos, a possibilidade de se fazer, controladamente, o condicionamento da superfície dentária tornou este tipo de restauração uma forma de tratamento prática e de sucesso. As vantagens dos laminados cerâmicos resultam da combinação dos sistemas adesivos com os cimentos resinosos e cerâmicas (estabilidade de cor, resistência, expansão térmica próxima do esmalte e estética refinada).

A evolução clínica tem demonstrado o excelente desempenho dos laminados cimentados na estrutura dentária. Esse procedimento restaurador apresenta resultados na literatura com acompanhamento de até 15 anos, com percentual de sucesso de 93% em um universo de 3500 elementos restaurados. (Friedman, 1998).

No estudo de RUCKER *et al.* (1990) foram avaliados, por um período de dois anos, um grupo de 44 laminados cerâmicos e outro de 44 laminados feitos com resina fotoativada em elementos dentários diferentes. Em termos de estética e na aparência gengival, não foram encontradas diferenças nos dois grupos estudados. No entanto o sistema onde o laminado era feito em resina apresentou maior tendência para a fratura e descolamento. Ao final de dois anos, 20% das restaurações feitas em resina falharam o que não ocorreu nas avaliações clínicas de restaurações feitas em porcelana.

CRISTENSEN e CRISTENSEN (1991) observaram 165 laminados cerâmicos colocados por 11 profissionais diferentes e avaliados por um período de 3 anos nos seguintes pontos: estética, adaptação, descoloração, quebra e/ou descolamento e cárie. Todos os pontos julgados apresentaram resultados favoráveis, exceto pelo fato de 13% das restaurações apresentarem fratura. Os autores alegam que o desenho do preparo utilizado no estudo favoreceu a estatística, sugerindo então que a extensão do material cerâmico para palatina aumentaria a resistência do material restaurador, além de favorecer à estética do trabalho.

O desempenho clínico de laminados cerâmicos foi avaliado pelo período de 6.5 anos no estudo de SHAINI (1997): envolvendo um universo de 372 laminados em 102 pacientes e reavaliados 78 meses depois da cimentação. Foram encontrados resultados desfavoráveis em dentes previamente restaurados por o profissional que não tinha

experiência nesse tipo de restauração. O autor concluiu que a alta incidência de fratura da porcelana sugere que a cerâmica seria a parte mais frágil desse sistema restaurador.

MEIJERING *et al.* (1998) acompanharam, por um período de dois anos e meio, pacientes que apresentavam restaurações de laminados de vários tipos, inclusive de porcelana. Os resultados mostraram um índice de sucesso acima de 90%.

No trabalho de FRIEDMAN (1998) foi feita a observação clínica de aproximadamente 3.500 restaurações de laminados cerâmicos no período de 15 anos encontrando-se uma taxa de sucesso de 93% (3.255). As restaurações que apresentaram algum tipo de falha (245) estão assim divididas: 67% fraturadas, 22% com infiltração marginal e 11% com descolamento. O autor também classifica os tipos de fratura ocorridos na clínica e atribui a fratura coesiva a cargas excessivas que ocorrem principalmente no terço gengival da restauração, em comparação às lesões de abfração que ocorrem nos dentes naturais.

DUMFART *et al.* (1999 e 2000) prepararam, em 72 pacientes, um total de 205 laminados distribuídos na maxila e mandíbula, os quais foram avaliados quanto aos critérios de superfície da porcelana, descoloração marginal e integridade marginal. Nesse trabalho foram avaliados 191 laminados com o tempo médio de 55.7 meses, e com um resultado satisfatório de 97% em cinco anos e 91% em dez anos. O autor também associou os casos de insucesso à cimentação em dentina e áreas onde a oclusão era desfavorável.

GALIATSATOS (2002) avaliou 186 laminados colocados em 61 pacientes no período de cinco anos com resultado de 98.4% de sucesso. Todos os preparos foram realizados apenas por um investigador utilizando brocas guia para demarcar o preparo e redução de 0.5mm da região incisal. A retenção foi considerada excelente, o índice de fratura muito baixo e a estética manteve resultados muito satisfatórios para os pacientes. O autor sugere como área mais problemática desse sistema restaurador o agente de cimentação.

DUNNE e MILLAR (1993) avaliaram 315 laminados em 96 pacientes por um período de 63 meses, encontrando insucesso em 17% dos trabalhos colocados. O principal motivo de falha encontrado foi o descolamento em dentes restaurados previamente com outro material. O autor não encontrou relação entre as falhas e o tipo de técnica de fabricação do laminado (folha de platina ou modelo refratário).

Em estudos laboratoriais realizados por STOKES e HOOD (1993), foram realizados ensaios de impacto e análise de fratura em dentes incisivos centrais com diversos tipos de restaurações. Os resultados mostravam que dentes com laminados

cerâmicos não soltavam após o impacto, e a fratura desses dentes apresentava-se similar a dos dentes de controle não restaurados.

Segundo ANDREASEN *et al.* (1992), que utilizaram carregamento estático em incisivos centrais e laterais de mandíbula de carneiros restaurados com laminados cerâmicos (DICOR) em diferentes situações de preparo, os resultados demonstram que, em alguns casos, ocorreu um aumento da resistência do dente quando comparado ao grupo controle não restaurado.

2.2 FORMA GEOMÉTRICA DO PREPARO

O desenho do preparo dentário é bastante discutido na literatura. No trabalho de HIGHTON *et al.* (1987) quatro modelos fotoelásticos com tamanho 2,5 vezes maior que um incisivo foram fabricados com diferentes reduções da sua superfície. Essas amostras sofreram aplicação de cargas em quatro diferentes direções. Nesse trabalho mostrou-se que a redução incisal, labial, proximal e gengival são recomendadas como forma de preparo.

HAHN *et al.* (2000) descreveram o preparo de 36 elementos (incisivos mandibulares), divididos em três grupos. Dois grupos foram preparados com e sem extensão incisal e o terceiro foi utilizado como controle. O grupo no qual o preparo foi estendido para incisal apresentou menor resistência à fratura. Entretanto, esses valores foram pelo menos três vezes maiores aos das cargas comuns no ciclo mastigatório. Os dentes que foram preparados somente na face vestibular apresentaram resultados de resistência maiores do que os dentes que não tinham sido preparados, usados como controle.

MEIJERING *et al.* (1998) avaliaram dois tipos de preparo na clínica, com e sem extensão para incisal, e concluiu que a extensão do material restaurador não melhorou o desempenho dos laminados cerâmicos no período de 2,5 anos.

JACOPO *et al.* (2000) estudaram a influência *in vitro* de quatro formas de preparo. Os laminados foram cimentados em incisivos centrais humanos extraídos e comparados com um grupo controle sem restauração. Os 50 elementos dentários foram divididos em cinco grupos com diferentes formas de preparo para receberem carregamento na máquina de teste em um ângulo de 90 graus. O resultado desse trabalho mostrou que o término de até 2mm de cerâmica na incisal e término em ombro são resistentes, tendo permanecido intactas durante o ensaio. O término onde o chanfro foi usado não

representou aumento na resistência do material cerâmico, sendo então indicado pelo autor como vantajoso o uso de preparos onde a margem termina na incisal e em ombro.

MOUSTAFA e JACOBI (1989) sugerem o desenho de preparo três quartos reverso onde a região palatina seria preparada como sendo a técnica ideal para atingir o sucesso do sistema restaurador. As vantagens descritas são: preparo mais conservador, menor abrasão do dente antagonista, menor irritação gengival e maior translucidez da porcelana. A única contra-indicação seria o uso em dentes com grande perda de estrutura na face palatina, que exigiria um preparo extenso.

EDELHOFF e SORENSEN (2002) colocam as restaurações de laminados cerâmicos como conservadoras, pois preserva a estrutura dentária, a vitalidade pulpar e diminuem a sensibilidade pós-operatória, quando comparadas às restaurações de coroa total. Nesse estudo verifica-se que o preparo de laminados corresponde à metade ou até um quarto da estrutura dentária removida em relação ao preparo para coroa total.

2.2.1 PROFUNDIDADE DO PREPARO

Existe um consenso na literatura quanto à profundidade de até 0.5 mm para os laminados cerâmicos. Entretanto, há evidências de que nessa profundidade pode existir exposição de dentina, fato importante, pois o sistema de adesão é mais eficaz em superfície de esmalte.

CHERUKARA *et al.* (2003) analisaram a profundidade dos cortes na redução uniforme para receber o laminado cerâmico a partir de três diferentes técnicas: utilizando guias, brocas especiais de corte e à mão livre. Concluiu que o uso de brocas que produzem guias de corte resulta em preparos mais conservadores e consistentes.

A redução da estrutura dentária deve ser controlada e uniforme para a restauração apresentar espessura do laminado com uma configuração favorável e restabelecer o volume original do dente.

O maior fator de contribuição para ocorrência de cárie secundária envolvendo restauração com compósito refere-se ao processo de infiltração. No trabalho de FOUAD *et al.* (2003) 120 dentes receberam restaurações classe V em resina. Houve uma diferença significativa entre as restaurações com margem em esmalte e as restaurações com profundidade em dentina, sendo que as últimas apresentaram maiores índices de infiltração, demonstrando que restaurações resinosas apresentam resultados melhores quando suas margens estão em esmalte.

MONDELLI *et al.* (2002) colocaram a profundidade entre 0.4 e 0.7mm de acordo com a posição e grau de escurecimento do dente que será preparado. Os autores consideram o preparo ideal aquele que se apresenta todo em esmalte e com as margens bem nítidas a fim de proporcionar adequado condicionamento ácido da superfície, selamento e retenção para a faceta.

VIEIRA e LIMA (1992) realizaram uma pesquisa para determinar a espessura do esmalte no preparo de facetas estéticas e concluíram que um desgaste apenas na superfície do esmalte é, na maioria dos casos, muito difícil em função da variedade de espessura de esmalte encontrado em um mesmo dente.

ZAIMOGLU *et al.* (1992) avaliaram a microinfiltração em facetas de porcelanas fixadas à superfície vestibular de incisivos central superiores com margens cervicais em esmalte e dentina. Dois tipos de preparos foram avaliados, sendo um grupo formado por dentes com término em esmalte e a outra metade em dentina. Os espécimes foram armazenados em água a 37° por 14 dias, termociclados e imersos em solução aquosa de fucsina básica 0.5% por 24 horas. Os dentes foram seccionados longitudinalmente para avaliação da infiltração. Não foi encontrada diferença estatística significativa entre o tipo de porcelana e de cimento resinoso utilizado. Contudo, um índice maior de microinfiltração foi achado nas interfaces dentina/resina, em comparação às interfaces esmalte/resina.

2.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE OS CORPOS DE PROVA

2.3.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE O DENTE HUMANO

O dente é conhecido como um compósito biocerâmico formado por uma camada rígida conhecida como esmalte, que apresenta alto módulo de elasticidade, e uma camada adjacente chamada de dentina, que apresenta menor módulo de elasticidade. Esse complexo esmalte/dentina consegue transferir cargas dos ciclos de mastigação e outras funções com sucesso. O esmalte é a substância mais dura do corpo humano, sendo considerado um material compósito por ser constituído de uma fase mineral e outra orgânica. A fase mineral predomina com 95-96% de volume, sendo constituída principalmente pelo sal de fosfato de cálcio na forma de cristais hexagonais de hidroxiapatita; a parte orgânica é de aproximadamente 1% do volume e o restante dos 3% e formado por água. Essa estrutura orgânica está presente entre os prismas de esmalte. A dentina é um complexo biológico hidratado contendo aproximadamente 50% do seu

volume de matriz mineral, 30% de componentes orgânicos (maioria de colágeno tipo I) e 20% de fluidos. Valores diferentes de limite de proporcionalidade, módulo de elasticidade e resistência máxima à compressão são encontrados entre o esmalte e a dentina. O esmalte é um material mais rígido e frágil que a dentina. A dentina tem a capacidade de se deformar elasticamente para compensar o alto módulo de elasticidade do esmalte, evitando a fratura do dente de forma catastrófica. As características mecânicas e as propriedades desses dois materiais conseguem em conjunto trabalhar de forma eficiente com diferentes cargas no ambiente oral.

2.3.2 CONSIDERAÇÕES SOBRE O DENTE BOVINO

Os dentes bovinos utilizados como substitutos nos estudos relativos ao comportamento dos dentes humanos apresentam-se como uma ótima opção, pela facilidade de obtenção de um grande número de amostras, semelhança com a estrutura dentária humana e melhor padronização quanto às dimensões dos dentes submetidos ao carregamento. Outra vantagem seria a estocagem e aquisição não graduais como acontece com dentes humanos, já que seriam adquiridos de um mesmo abate de bois e teriam a mesma idade.

A opção de trabalhar com esse tipo de dente encontra suporte na literatura a exemplo de NAKAMIHI *et al.* (1983) que indicaram dentes bovinos como substitutos para dentes humanos na pesquisa *in vitro* que testou a força de adesão em cimentos por meio de microscopia de varredura, não encontrando diferença na adesão ao esmalte e à camada superficial da dentina de todos os materiais testados, nos dois tipos de dentes. Nesse trabalho, o esmalte dos dentes bovinos e de dentes humanos não condicionados mostrou-se morfológicamente e estruturalmente semelhante. Sano *et al.* (1994) e SCHILKE *et al.* (1999) dão suporte à alternativa de dentes bovinos em experimentos de adesão e compressão.

SAUNDERS (1988) avaliou a resistência adesiva de quatro diferentes sistemas adesivos aplicados sobre a dentina de pré-molares humanos indicados para extração e de incisivos bovinos jovens. O teste de cisalhamento mostrou não haver diferença significativa entre os diferentes substratos em relação aos sistemas testados e avaliados por microscopia de varredura. O autor conclui que o uso de dentes bovinos como substituto para os dentes humanos, em estudos laboratoriais, deve ser considerado.

FOWLER *et al.* (1992) examinaram variáveis associadas aos testes de adesão, como cisalhamento e tração em dentes humanos e bovinos, não encontrando diferenças estatísticas em relação aos dois testes realizados nos dois tipos de dente.

MOTA *et al.* (2003) utilizaram os dentes bovinos no estudo sobre sistemas de cimentação adesiva em esmalte e dentina submetidos a um carregamento trativo. Os resultados encontrados, apesar de demonstrarem a qualidade dos sistemas restauradores, ficaram abaixo dos valores de trabalhos similares realizados com dentes humanos. Isso pode ter relação com a metodologia empregada no trabalho.

A substituição da estrutura dentária humana pela bovina também foi utilizada para avaliar o funcionamento de diferentes sistemas adesivos colados à dentina e encontrou resultados muito próximos de trabalhos similares com dentes humanos (ANTONIADENS *et al.*, 2004).

No trabalho laboratorial exploratório para esta pesquisa, dentes incisivos centrais superiores humanos, utilizados no trabalho de CUNHA, (2005) e bovinos foram escolhidos aleatoriamente e comparados em relação à área (% relativa) de suas estruturas – esmalte, dentina e polpa, utilizando-se um programa de análise de imagem (IMAGE-PRO). Essas análises foram realizadas na superfície resultante de um corte axial, na qual foi realizada uma preparação metalográfica (lixamento e polimento). Os resultados indicaram que não há diferenças significativas entre essas estruturas quanto às proporções dos elementos constituintes.

2.4 SISTEMA DE CARREGAMENTO E FRATURA

O módulo de elasticidade (Módulo de Young) descreve a relativa rigidez (resistência à deformação elástica) de um material, e pode ser avaliado pela inclinação da reta - parte elástica linear - em um diagrama tensão/deformação. A partir de um certo valor de tensão - deformação elástica, o material poderá apresentar deformação plástica (por exemplo: metais e alguns materiais poliméricos na temperatura ambiente). No caso dos materiais cerâmicos, na temperatura ambiente não se verifica esse comportamento plástico (deformação permanente). Assim, os materiais cerâmicos se caracterizam por uma pequena deformação elástica mesmo para valores elevados de carga (elevado valor do módulo de Young) seguindo-se de processo de fratura (frágil). No caso dos dentes, o componente cerâmico principal está no esmalte, diminuindo a sua contribuição na dentina. Assim, o dente pode ser considerado um material cujas características elásticas

se modificam localmente podendo portanto ser classificado como um sólido cujo módulo de elasticidade dependerá da proporção dos seus constituintes (esmalte, dentina e polpa).

A tensão crítica de fratura num material frágil - no sentido que não apresenta deformação plástica quando submetido a um carregamento, e que contém uma trinca - foi originalmente apresentada por Griffith, a partir do conhecimento do valor da energia de superfície de fratura do material (γ_s) e do tamanho do defeito (a), sendo a fratura acontecendo a partir de uma trinca pontiaguda. Griffith desenvolveu um critério para a propagação de uma microtrinca em materiais frágeis, utilizando um balanço de energias do sistema demonstrado na Figura 1. De acordo com sua teoria, durante a propagação de um defeito, parte da energia armazenada proveniente da sua deformação elástica é convertida em energia de superfície. À medida que o defeito cresce, novas superfícies são criadas dando origem a um aumento da energia superficial do material. Desse balanço de energia do sistema foi possível encontrar uma equação para a tensão crítica, ou seja, a tensão que causará a propagação desse defeito (EWALDS e WANHILL, 1986).

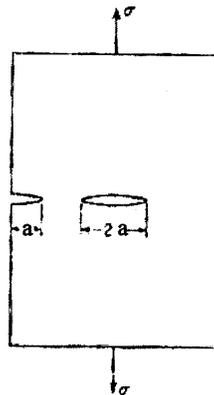


Figura 1: Modelo de trinca de Griffith. Extraído e modificado de DIETER, 1988 (a = trinca superficial e $2a$ = trinca interna, ambas passantes).

Posteriormente esse modelo evoluiu, e verificou-se que a quantidade de energia de fratura num material (submetido a cargas elásticas) está associado ao parâmetro G ($= 2(\gamma_s + \gamma_p)$), onde γ_p representa a energia de deformação plástica (restrita) que antecede o processo de fratura. No caso de materiais cerâmicos $\gamma_p = 0$. Assim, esse parâmetro G está associado à quantidade de energia envolvida no processo de fratura. Tal parâmetro por sua vez se relaciona com fator de intensidade de tensões K (que descreve as tensões à frente de uma trinca que levam à fratura), sendo crítico (K_c) quando ocorre a fratura (a

tensão alcança o valor da tensão de fratura). Ou seja, a partir desses conceitos: $a \rightarrow a_c$, $G \rightarrow G_c$ e $K \rightarrow K_c$ (Mecânica da Fratura Linear Elástica-(MFLE)), é possível determinar a tenacidade à fratura de um material (K_{Ic}), e a partir desse valor estabelecer qual o nível de tensão máxima que pode ser alcançada à frente da extremidade da fissura/trinca para que o processo de fratura ocorra de maneira instável (tensão crítica/tamanho de defeito crítico). No caso de uma trinca submetida ao Modo I de carregamento (EDWALDS & WAXHILL, 1986), e obedecendo certas condições de contorno quanto ao tamanho do defeito em relação ao sólido e às características de deformação à frente dessa trinca tem-se:

$$K_{Ic} = Y \times \sigma \sqrt{\pi \times a_c} \quad (\text{Eq.1})$$

Onde é σ a tensão aplicada, a o tamanho do defeito crítico e Y um fator de forma associado ao modo de carregamento, localização e tamanho do defeito/trinca e dimensão do sólido.

Na temperatura ambiente os materiais cerâmicos sofrem fratura de forma frágil (sem deformação plástica) em resposta às tensões de tração. Esse tipo de fratura consiste na propagação de trincas através do material quando submetidos às tensões de tração. Assim, os materiais cerâmicos apresentam maior resistência sob carregamentos compressivos. O mecanismo de fratura em tensões compressivas não é tão claro como em tração. As trincas no carregamento compressivo tendem a se propagar de forma estável e fora da sua orientação original, paralelas ao eixo de compressão. A fratura, nesse caso, não se dá pela propagação instável de uma trinca como em cargas de tração, sendo constituída por trincas acumuladas e de extensão lenta, que formam uma zona de fratura. (CALLISTER, 2002; BARSOU, 1997). Por sua vez, devido à geometria do dente e o seu modo de engaste no osso alveolar, mesmo quando submetido a uma carga pontual compressiva (cargas oclusais), ocorrerá nesse sólido um estado complexo de tensões, e assim poderão ocorrer locais onde atuam componentes de tração, que propiciam o fenômeno de fratura frágil. Esse estado de tensões será alterado de maneira significativa quando o valor e a direção (alterações fisiológicas) das cargas oclusais se alteram e nos casos em que a estrutura do dente foi modificada, como por exemplo no caso de dentes que receberam laminados cerâmicos. A metodologia de análises dessas tensões se faz através de Método de Elementos Finitos.

A utilização de processos de carregamento nas restaurações por meio de testes quase estáticos é necessária, mas apresenta dificuldade quanto à simulação das diversas

variáveis presentes no sistema mastigatório. A maioria das fraturas de restaurações protéticas se desenvolve progressivamente durante vários ciclos de tensão, iniciados a partir de um defeito intrínseco, que se propaga, até ocorrer a repentina fratura do material (quando é alcançado o valor crítico da trinca para a tensão local máxima decorrente do processo de cargas oclusais). As falhas do material ocorrem devido à propagação desses defeitos.

A força de mastigação é descrita por vários autores e apresenta variações nesses estudos, principalmente quanto à idade e sexo. HAREBERG (1987) e HOWELL e MANLY (1948) descrevem a força máxima de mastigação na região de incisivos entre 130-230 Newtons (N). HELKMO e INGERVALL (1978) encontraram em média 190N de carga na mesma região. WALTIMO e KONONEN (1993) encontraram um valor máximo para homens de 909N na região de molares e 382N na região de incisivos e para mulheres encontraram um valor de 777N na região de molares e 325N na região de incisivos.

No trabalho WYLIE *et al.* (2000) a menor carga para fratura de um laminado cerâmico foi de 150N para incisivos que apresentavam extensão de 1mm para incisal, quatro amostras fraturaram com cargas de valor máximo de 230N enquanto as 45 amostras restantes ultrapassaram esse valor.

2.5 ANÁLISE POR MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

O Método de Elementos Finitos (MEF) é um método matemático/computacional para análise de problemas do contínuo. O método permite que a peça em estudo tenha qualquer forma geométrica, carregamento e condições de contorno. Ocorre uma semelhança física entre o modelo por MEF e a situação real, não sendo o modelo uma abstração matemática difícil de ser visualizada.

O Método de Elementos Finitos, utilizado pela engenharia desde a década de 60, tem-se mostrado uma excelente metodologia para a análise de tensões e deformações nos dentes, implantes e próteses submetidas à cargas. O grande poder dessa metodologia está em sua versatilidade. As estruturas analisadas podem apresentar formas, suportes e cargas arbitrárias. Sendo desenvolvida para ser utilizada em várias áreas da Engenharia (ZIENKIEWICS, 1977; FENNER, 1987), atualmente essa ferramenta vem sendo usada para solucionar problemas biológicos (FENNER, 1998) pelo fato de poder modelar estruturas geométricas complexas e materiais não-homogêneos quanto às propriedades físicas e mecânicas, como no caso dos dentes (THRESHER e SAITO, 1973; YETTRAM *et al.*, 1976).

Os elementos finitos são subdivisões artificialmente pequenas do modelo dos sólidos (em 2D), para tornar viáveis abordagens analíticas em cada um desses elementos e na combinação dos seus efeitos. Esses elementos são interconectados por nós e pontes de união entre os elementos. A função de interpolação permite, uma vez determinado os deslocamentos em cada nó, avaliar os deslocamentos e calcular deformações e tensões em qualquer ponto da estrutura. As informações essenciais requeridas para o estudo de uma estrutura através do método de elementos finitos são: criação da geometria, fixação do modelo, aplicação das cargas e propriedades dos materiais a serem estudados.

As propriedades dos materiais necessárias para que o programa possa resolver o sistema de equação são (no caso de análises elásticas):

- Módulo de elasticidade, definido como a relação existente entre o esforço específico e a elongação específica. O módulo de elasticidade é basicamente o grau de elasticidade de um material, isso quer dizer que, quando o módulo de elasticidade for grande para uma força aplicada, a deformação linear será pequena.
- Coeficiente de Poisson, relação existente quando aplicada uma carga num corpo, entre o sentido da aplicação dessa carga e a deformação do corpo no sentido contrário. Isso quer dizer que quando se produz uma força ao longo do eixo X produz-se também uma deformação nos eixos Y e Z.

2.5.1 ELEMENTOS FINITOS NA ODONTOLOGIA

Na odontologia trabalhos com MEF se tornaram bastante populares, e por meio de simulações mais refinadas é possível obter resultados que simulem, com razoável grau de precisão, as situações clínicas e entender a distribuição de tensões nas estruturas dentárias.

TANAKA *et al.* (2003) analisaram a distribuição de tensões nos modelos bidimensionais de um incisivo central superior. Os resultados sugeriram que o carregamento oblíquo no dente traciona a superfície do esmalte próxima à junção amelo-cementária, causando uma deformação que, eventualmente, pode levar à formação das lesões cervicais.

REES (2002) avaliou a concentração de tensões na região cervical de um segundo pré-molar inferior a partir da variação na posição de uma carga compressiva de 500 N. A análise utilizou o MEF bidimensional e todos os materiais foram considerados isotrópicos. As cargas laterais aplicadas nas vertentes internas, tanto da cúspide vestibular quanto da cúspide lingual, exibiram a localização dos valores de tensão principal máxima. Dessa forma, foi demonstrada maior influência das cargas oblíquas na distribuição de tensões da região cervical.

Um ano mais tarde, REES *et al.* (2003) utilizaram o mesmo tipo de análise para observar a distribuição de tensão na região cervical de um incisivo, um canino e um pré-molar, todos superiores. Nessa modelagem, o esmalte foi considerado anisotrópico, o que está mais próximo das características reais dos tecidos dentários. Sob carga oblíqua de 500 N, os valores máximos de tensão foram registrados para o incisivo e o pré-molar, sendo o canino o menos afetado. Os resultados estão de acordo com a prevalência das lesões de abfração.

LEE e EAKLE (1984) concluíram, no seu trabalho com elementos finitos em incisivos maxilares, que forças laterais podem produzir tensões compressivas no local onde a carga é aplicada, mas tensões de tração são encontradas do outro lado da próximo da área onde o modelo foi fixado.

SEYMOUR *et al.* (2001) investigaram tensões compressivas e trativas em modelos de incisivos com diferentes formas de preparo para laminados cerâmicos. No trabalho a carga principal era de 200N simulando o contato interincisivo e carregamento na face vestibular. Os resultados mostraram a extensão do material restaurador para palatina como melhor opção de tratamento.

TROEDSON e DÉRAND (1999) avaliaram a influência dos términos na vestibular de laminados cerâmicos sob diferentes ângulos de carregamento, indicando os términos em chanfro ou ombro como os de melhor comportamento.

MAGNE *et al.* (1999) definiram a partir da configuração de seis modelos de restaurações de laminados cerâmicos, a que melhor reproduzia o comportamento biomecânico do incisivo central superior hígido, quando uma carga vestibular de 50N na incisal é simulada para casos de impacto. Os autores concluíram que a região cervical dos dentes restaurados apresentava maior concentração de tensão.

| | |
|---|----------|
| 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA | 3 |
| 2.1 AVALIAÇÃO CLÍNICA DOS LAMINADOS CERÂMICOS | 3 |
| 2.2 FORMA GEOMÉTRICA DO PREPARO | 5 |
| 2.2.1 <i>Profundidade do Preparo</i> | 6 |
| 2.3 CONSIDERAÇÕES SOBRE OS CORPOS DE PROVA | 7 |
| 2.3.1 <i>Considerações sobre o dente humano</i> | 7 |
| 2.3.2 <i>CONSIDERAÇÕES SOBRE O DENTE BOVINO</i> | 8 |
| 2.4 SISTEMA DE CARREGAMENTO E FRATURA | 9 |
| 2.5 ANÁLISE POR MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF) | 12 |
| 2.5.1 <i>ELEMENTOS FINITOS NA ODONTOLOGIA</i> | 13 |

3. PROPOSIÇÕES

O presente estudo propõe-se a avaliar as restaurações conhecidas como laminados cerâmicos, a partir de duas formas diferentes de preparo, e relacionar esse tipo de preparo com o dente hígido. Para isso, os seguintes objetivos foram propostos:

1. Avaliar, por meio de MEF de modelos bidimensionais, os principais tipos de cargas presentes nessas estruturas dentária.
2. Comparar, nos modelos bidimensionais associados aos dentes, os comportamentos entre dentes humanos e bovinos.
3. Modelar os dentes em duas dimensões, com o uso do MEF, apresentando formas de engaste diferentes, com aplicação de carga em dois pontos: carga incisal e contato funcional. Comparar o comportamento entre os modelos de dente com preparo vestibular, preparo com extensão palatina e dente hígido.
4. Realizar ensaio mecânico dos dentes hígidos, com preparo vestibular e com extensão palatina através do carregamento monotônico em máquina de ensaio universal.
5. Avaliar os resultados obtidos pelo método de elementos finitos e aqueles obtidos nos ensaios de fratura dos ensaios mecânicos.

3. PROPOSIÇÕES 15

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS RESTAURADORES

Na Tabela 1 estão apresentadas as especificações comerciais dos materiais utilizados neste estudo e a Tabela 2 contém as informações fornecidas pelo fabricante quanto a composição do compósito, adesivo e cerâmica utilizados neste estudo na parte laboratorial.

Tabela 1: Especificação do compósito, adesivo e cerâmica utilizados.

| Nome Comercial | Cor | Fabricante | Lote | Validade |
|----------------------------|-----|------------|--------|----------|
| Enforce® | A2 | Dentsply® | 243686 | 05/2006 |
| Cerâmica OMEGA900® | A3 | Vita® | 5503 | 2008 |
| Adesivo Prime&Bond® 2.1 | — | Dentsply® | 245975 | 11/2006 |

Tabela 2: Informações fornecidas pelo fabricante quanto à composição do compósito e adesivo utilizado.

| | |
|---------------------|---|
| Enforce | BISGMA, BHT, EDAB, TEGDMA, Sílica, Bário Silanizado, Alumínio, Vidro de Borosilicato |
| Cerâmica | Não foi fornecido |
| Adesivo Single Bond | Sistema Adesivo monofrasco contendo BISGMA, HEMA (2-hidroxietilmetacrilato), copolímero de ácido poliacrílico itaconico, etanol, H ₂ O e canforoquinona. |

Informações do fabricante:

BisGMA, Bisphenol-A diglycidyl ether dimethacrylate; *TEGDMA*, triethylene glycol dimethacrylate; *BHT*, 2,6-di-tert-butyl-4-methylphenol; *EDAB*, 4-ethyl diaminobenzoate; *EBPADM*, ethoxylated Bis-phenol-A-dimethacrylate; *UDMA*, 7,7,9-trimethyl-4,13-dioxo-3,14-dioxa-5,12-diazahexadecane-1,16-dimethacrylate; *SrSiF6*, strontium hexafluorosilicate; *BPO*, benzoyl peroxide; *UV-9*, 2-hydroxy-4-methoxybenzophene; *ZnSiF6*, zinc hexafluorosilicate.

4.2 METODOLOGIA

4.2.1 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)

4.2.1.1 GEOMETRIA DO MODELO BIDIMENSIONAL

O estudo por Método de Elementos Finitos tem como objetivo obter os resultados do comportamento mecânico da estrutura dentária hígida, quando laminados cerâmicos são aderidos à superfície do esmalte dental. A partir de um dente incisivo inferior bovino seccionado no sentido vestibulo-lingual e embutido em resina epóxi foi feito um desgaste com lixas de carbetto de silício (granulação 800, 1000, 1200, 3M Brasil) até a área de interesse para posterior polimento da peça. Utilizando-se uma lupa estéreooscopia (Nikon, modelo102) acoplada a uma câmera digital (Nikon Coolpix, modelo 995) foi feita a imagem digitalizada da superfície. Essa imagem foi utilizada no programa de desenho vetorial (AUTOCAD 2000, Autodesk inc, Neuchatel, Suíça) para delineamento dos contornos das principais estruturas: esmalte, dentina e câmara pulpar. Linhas adicionais foram feitas para simular o esmalte preparado e suas respectivas restaurações cerâmicas e cimento. Essas estruturas apresentam proporções de acordo com a literatura em que os laminados têm espessura de 0.5mm e a linha de cimento 100 μ m. Três situações foram consideradas: dente hígido, dente com preparo vestibular e dente com preparo vestibular e extensão palatina. As análises por Método de Elementos Finitos foram realizadas utilizando-se o programa ABAQUS (Hibbit, Karlson and Soeresen, Priw Tucket, R.I. USA). Foi empregada uma malha com nós quadrangulares nos três modelos sob condições de deformação plana. As propriedades elásticas (razão de Poisson e módulo de elasticidade) utilizadas no modelo relativas aos componentes do dente foram obtidas da literatura e estas foram consideradas homogêneas e isotrópicas.

4.2.1.2 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS NO MODELO DE MEF

Assumiu-se que as estruturas foram submetidas a um regime linear elástico e consideradas isotrópicas. Os valores referentes ao módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson atribuídos a cada estrutura foram retirados da literatura e estão apresentados na Tabela 3. As propriedades do cimento resinoso e do sistema adesivo foram consideradas iguais (MAGNE *et al.*, 1999).

Tabela 3: Propriedades atribuídas aos materiais (RUBIN *et al.*, 1983⁽¹⁾; ENSAFF *et al.*, 2001⁽²⁾; REES *et al.*, 2003⁽³⁾; LIN *et al.*, 1994⁽⁴⁾; Souza, 2004⁽⁵⁾).

| Material | Módulo de Elasticidade (MPa) | Coefficiente de Poisson |
|------------------|-------------------------------------|--------------------------------|
| Esmalte | 80000 ⁽³⁾ | 0,3 ⁽³⁾ |
| Dentina | 15000 ⁽³⁾ | 0,31 ⁽³⁾ |
| Polpa | 2,07 ⁽¹⁾ | 0,45 ⁽¹⁾ |
| Compósito | 10000 ⁽²⁾ | 0,3 ⁽²⁾ |
| Cerâmica | 70000 ⁽³⁾ | 0,3 ⁽³⁾ |
| Esmalte Bovino | 50140 ⁽⁴⁾ | 0.3 ⁽⁴⁾ |
| Dentina Bovino | 10670 ⁽⁴⁾ | 0.3 ⁽⁴⁾ |
| Resina Epóxi 311 | 3230 ⁽⁵⁾ | 0.3 ⁽⁵⁾ |

Após a modelagem dos sólidos, junção apropriada de suas partes e designação das seções representando cada material, os modelos foram restringidos por engaste na região cervical, obtendo-se assim as condições de contorno do sistema. Nessa etapa foram confeccionados modelos tanto com as propriedades de dente bovino como humano para comparação de resultados.

4.2.1.3 MODO DE ENGASTE

Neste trabalho foram considerados dois grupos com formas de engaste diferentes. No grupo em que apenas a porção coronária foi considerada nas condições de contorno, fixada à região basal pelo modo de engaste (sem movimento de rotação e translação), a anatomia do modelo limitou-se à parte coronária, desconsiderando a dissipação de forças nas estruturas adjacentes como periodonto, raiz e osso alveolar (Figura 2). No outro grupo trabalhou-se com modelos nos quais toda a estrutura dentária foi considerada na simulação do ensaio mecânico, e assim o dente teve sua porção radicular presa ao bloco de resina (Figura 3).

4.2.1.4 APLICAÇÃO DA CARGA

Os modelos foram divididos em duas formas diferentes de carregamento: uma simulando o contato funcional, na qual foi aplicada uma carga a 45° entre a palatina do incisivo superior (sempre em esmalte) e a borda incisal do incisivo inferior, e outra, feita

entre as bordas incisais dos incisivos superior e inferior, simulando situações de corte. A carga de compressão utilizada em todos os ensaios foi de 200N.

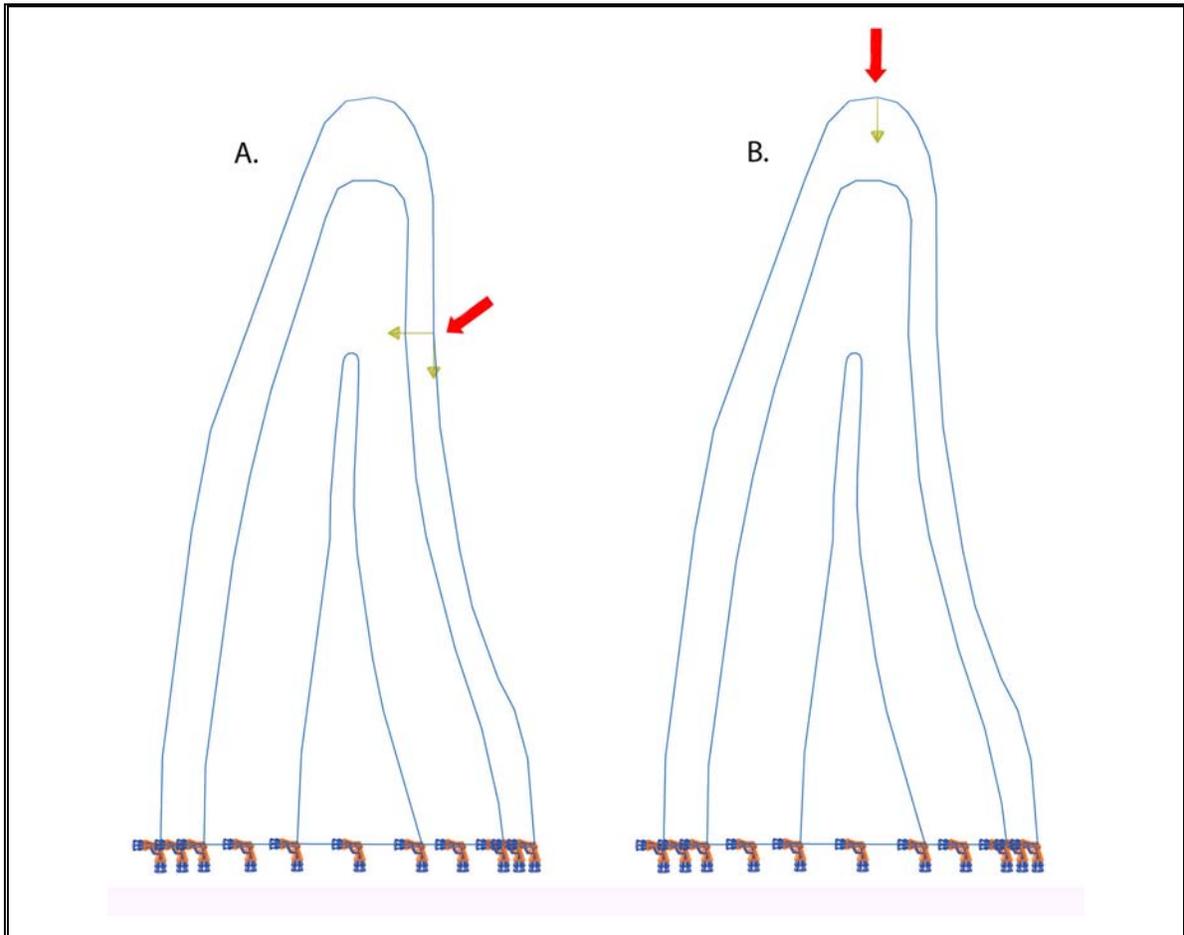


Figura 2: Modelos representativos de contato fisiológico em um incisivo superior (A) e contato na incisal (B). A direção da aplicação das cargas no modelo (A) corresponde às resultantes de vetores representativos da carga pontual. Como condição de contorno, a região cervical foi engastada.

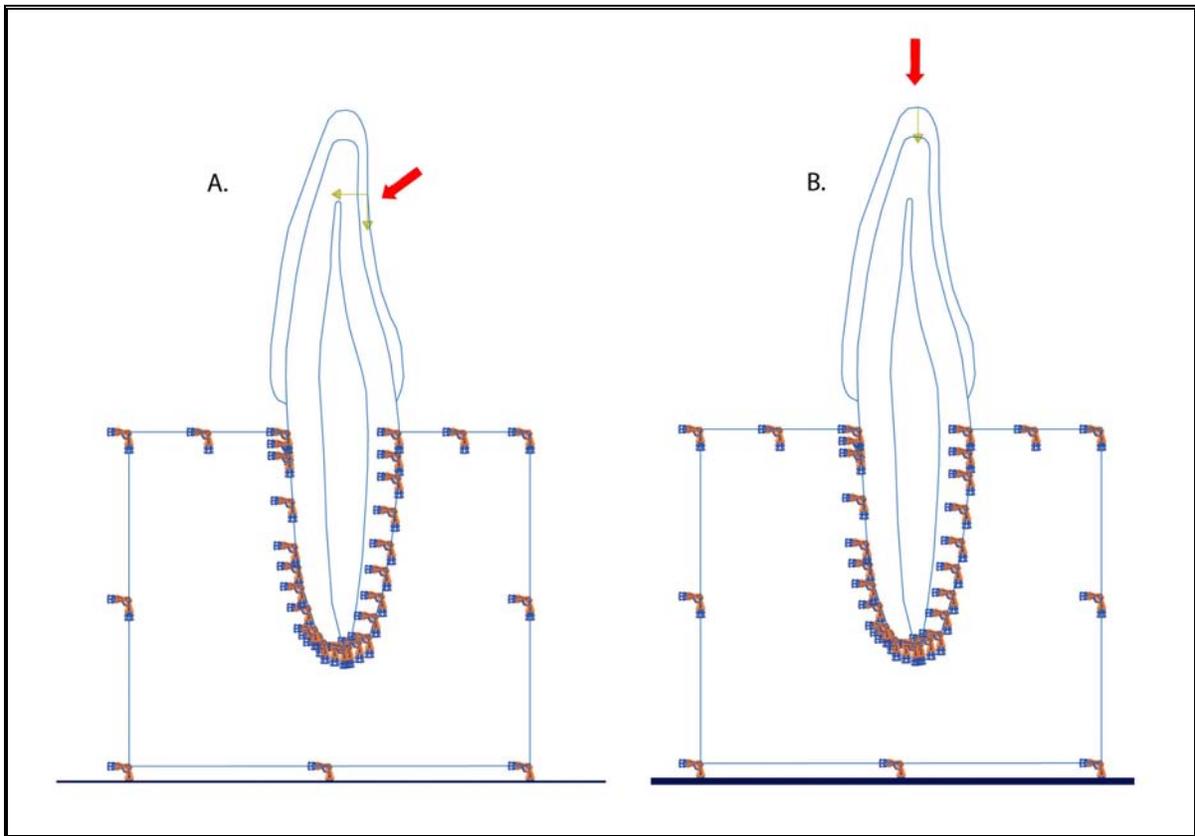
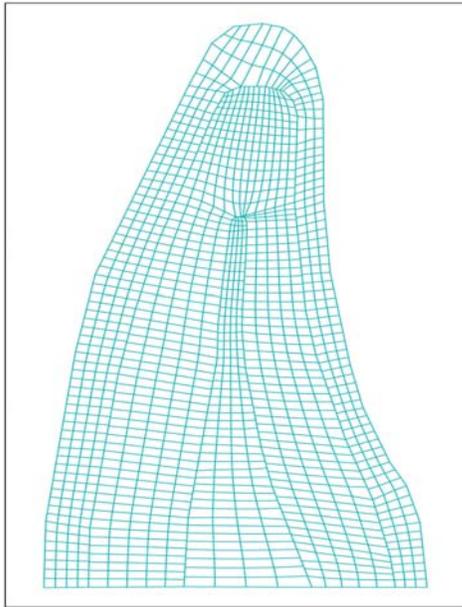


Figura 3: Modelos representativos de contato fisiológico em um incisivo superior (A) e contato na incisal (B). Nestes modelos a porção radicular foi modelada e fixada em um bloco de resina igual ao ensaio mecânico realizado.

4.2.1.5 TIPO DE MALHA

Foi utilizada uma malha com tamanho de 0,3mm, da família de deformação plana e com elementos tipo quadrangular. Esses parâmetros foram definidos através de testes realizados previamente no próprio programa de MEF que resultaram valores convergentes das tensões resultantes.

A aplicação da malha resultou em diferentes números de elementos quadrangulares e nós para os modelos descritos abaixo (Figuras 4 e 5):

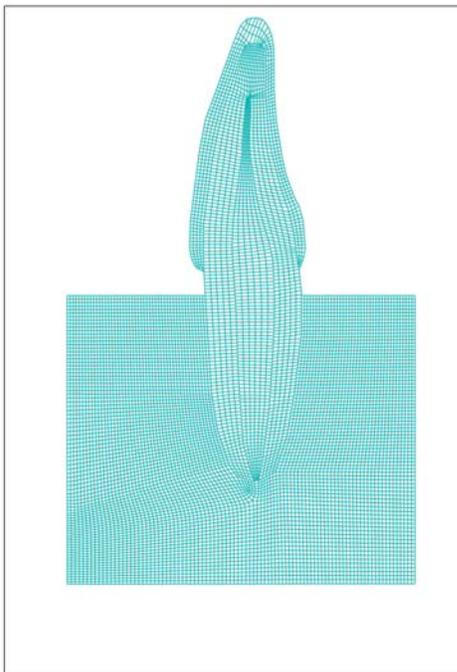


| Dente Hígido | Nós | Elementos |
|---------------------|------------|------------------|
| Esmalte | 593 | 457 |
| Dentina | 235 | 184 |
| Polpa | 782 | 660 |

| Preparo Vestibular | Nós | Elementos |
|---------------------------|------------|------------------|
| Cerâmica | 215 | 142 |
| Resina | 221 | 146 |
| Esmalte | 470 | 334 |
| Dentina | 782 | 660 |
| Polpa | 235 | 184 |

| Preparo Palatino | Nós | Elementos |
|-------------------------|------------|------------------|
| Cerâmica | 319 | 226 |
| Resina | 283 | 187 |
| Esmalte | 424 | 286 |
| Dentina | 782 | 660 |
| Polpa | 235 | 184 |

Figura 4: Modelo de nós quadrangulares onde apenas a porção coronária foi modelada.



| Dente Hígido | Nós | Elementos |
|---------------------|------------|------------------|
| Esmalte | 658 | 509 |
| Dentina | 1604 | 1345 |
| Polpa | 826 | 702 |
| Epóxi 311 | 7590 | 7356 |

| Preparo Vestibular | Nós | Elementos |
|---------------------------|------------|------------------|
| Cerâmica | 215 | 142 |
| Resina | 221 | 146 |
| Esmalte | 584 | 436 |
| Dentina | 1604 | 1345 |
| Polpa | 826 | 702 |
| Epóxi 311 | 7590 | 7356 |

| Preparo Palatino | Nós | Elementos |
|-------------------------|------------|------------------|
| Cerâmica | 319 | 226 |
| Resina | 283 | 187 |
| Esmalte | 619 | 465 |
| Dentina | 1604 | 1345 |
| Polpa | 826 | 702 |
| Epóxi 311 | 7590 | 7356 |

Figura 5: Modelo de nós quadrangulares onde todo dente foi modelado e a sua fixação acontece em um bloco de resina com dimensões iguais àquela do embutimento do ensaio mecânico.

4.2.2 PREPARO DE DENTES COM LAMINADOS CERÂMICOS

4.2.2.1 SELEÇÃO DOS DENTES

Foram selecionados dentes incisivos inferiores bovinos de animais provenientes da mesma raça e do mesmo abate apresentando idade muito próxima. De um total de 200 dentes foram escolhidos os elementos com a forma anatômica e proporções mais próximas ao dente incisivo superior humano.

Sob as condições descritas acima, foram selecionados 48 dentes que após sofrerem limpeza adequada em água corrente foram armazenados em uma solução de timol a 0,5% (ZISKIND *et al.*, 2003; SAMPAIO *et al.*, 2003; TANTBIROJN *et al.*, 2004), sob refrigeração.

Antes de serem utilizados, todos os dentes foram submetidos à profilaxia com pasta de pedra-pomes e água, e em seguida lavados e secos com ar comprimido isento de umidade e/ou óleo. Os dentes tiveram suas raízes envoltas por uma camada uniforme de resina epóxi 311 (EPOXYTEC) de 3 cm de comprimento e 2cm de largura a 2mm da junção amelo-cementária.

4.2.2.2 DIVISÃO DOS GRUPOS

Os dentes foram divididos aleatoriamente em dois grupos, correspondendo cada um deles um tipo específico de carregamento: carregamento funcional com ângulo de 45⁰ e carregamento incisal com ângulo de 90⁰. Os dois tipos de carregamento foram divididos em três grupos com oito amostras cada. Os dentes do grupo 1 não receberam nenhum tipo de preparo dentário e serviram como grupo controle do experimento. Nos dentes do grupo 2 foram realizados preparos apenas na face vestibular do dente bovino sem extensão palatina e proximal. No grupo 3 confeccionou-se o preparo vestibular e extensão para região palatina de aproximadamente de 2mm.

4.2.2.3 PADRONIZAÇÃO DAS DIMENSÕES DO PREPARO CAVITÁRIO

Para padronizar as dimensões do preparo do laminado cerâmico cada dente foi preparado manualmente por apenas um profissional, permitindo assim um máximo de coincidências operatórias e um mínimo de falhas não controláveis. É importante observar que durante o estudo os dentes foram mantidos hidratados, evitando-se assim alterações

estruturais e mantendo-se tanto quanto possível suas propriedades físicas e mecânicas (ABDALLA e DAVIDSON, 1996). Cada um deles foi demarcado através de uma broca esférica guiando a profundidade do corte na metade do dente. Para então utilizar uma broca tronco-cônica (HORICO 1187) para remover o restante de esmalte (Figura 6).



Figura 6: Broca esférica demarcando a profundidade e posteriormente a broca tronco-cônica terminando a remoção da estrutura dentária.

Pelo fato de o dente bovino possuir maior área de preparo e pela dificuldade de criar uma padronização dos recortes, optou-se por cortes manuais (Figura 6). Foram determinados dois planos como a técnica descrita por MONDELLI *et.al* (2002) conhecida como “silhueta” que considera espessuras de esmalte diferentes por região do dente. Esse movimento é controlado pelo diâmetro da broca esférica com profundidade estabelecida de penetração da metade do diâmetro da ponta ativa (1.0 mm). A canaleta deve envolver toda periferia da face vestibular, estabelecendo a extensão, a profundidade e o término em chanfro. A broca tronco-cônica de extremo arredondado estabelece os sulcos de desgaste que serão posteriormente unidos. A redução incisal usada no grupo 3 foi realizada, por meio de sulcos de orientação criados pela broca tronco-cônica, sendo preparado na face palatina um término em forma de chanfro. O acabamento do preparo foi realizado com pontas diamantadas de granulação fina, arredondando todos os ângulos (Kit de pontas de acabamento DENTSPLY).

4.2.2.4 CONFEÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS

GRUPO 1: Este grupo não sofreu nenhuma forma de preparo e nenhum tipo de restauração.

GRUPO 2: Neste grupo foram realizados preparos para laminados com material cerâmico localizado apenas na região vestibular. Os dentes são pigmentados para controle dos cortes. A primeira broca a ser utilizada é uma broca esférica com diâmetro de 1.0 mm demarcando metade do dente para depois, utilizando-se uma broca com ponta em chanfro, terminar o preparo. Os dentes incisivos apresentam três planos de convergência que foram respeitados durante o procedimento. Foi utilizada uma caneta de alta rotação com refrigeração a ar/água (Figuras 7 e 8).

GRUPO 3: Neste grupo foi realizado o mesmo tipo de preparo utilizado no Grupo 2. Porém o término do preparo se estende para palatina do dente. Ou seja, se faz uma redução da região incisal de 2mm e se confecciona um término na forma de chanfro na palatina (Figuras 7 e 8).

Ao término de cada preparo a broca era limpa com uma escova que, após a confecção do quinto preparo era substituída por outra, conforme especificação do fabricante.

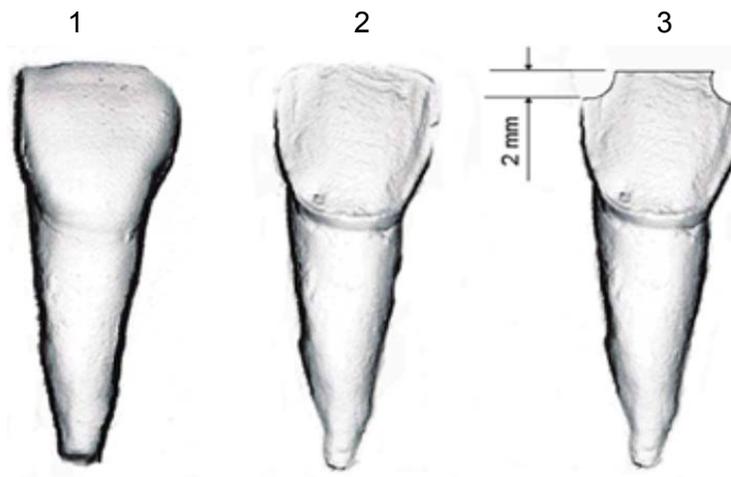


Figura 7: Plano seccional (vestíbulo-lingual) dos dentes apresentando a geometria do preparo cavitário descritos na ordem acima.

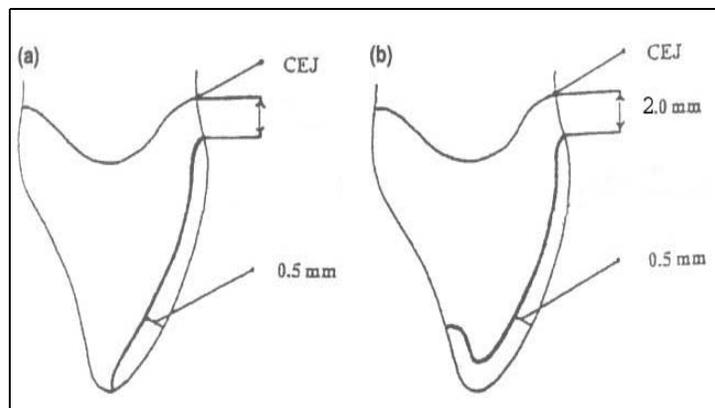


Figura 8: Nesta figura (extraída de HEKIMOGLU *et al* 2004) é apresentado o modelo (corte lateral) dos dentes preparados e restaurados com suas medidas. Esse foi o procedimento adotado no presente trabalho.

4.2.2.5 CONFECÇÃO DO LAMINADO CERÂMICO

Após a confecção dos preparos, os dentes foram lavados e secos, para então ser feita a moldagem. O material de escolha para moldagem foi o silicone industrial de média viscosidade. O material foi colocado na proporção recomendada pelo fabricante e foi realizado o molde do próprio dente, pulando-se a etapa de confecção do modelo em gesso antes do refratário. Com os moldes prontos e após uma avaliação rigorosa, para verificar a reprodutibilidade dos detalhes anatômicos, foram confeccionados os modelos refratários (BEGOFORM). Nesses modelos refratários a margem do preparo foi delimitada com um lápis demarcador e desidratada através do aquecimento no próprio forno em temperatura média de 1100°C, ocorrendo a degaseificação. Após seu resfriamento os troquéis foram imersos em água destilada para liberação de gases que interferem na conexão porcelana/refratário (SOUZA *et al*, 2002). Foram aplicadas camadas de cerâmica feldspática Omega 900 em queimas no forno (VACUMAT 40), na temperatura de 600^o C com aumento de 50^o C por minuto até chegar a 900^o C, seguindo a anatomia do preparo para a espessura ficar o mais próximo de 0.5mm. A cerâmica Omega 900 é classificada como feldspática, sendo muito utilizada em restaurações metalocerâmicas e facetas estéticas. O feldspato é um mineral cristalino, que apresenta como componentes básicos sílica, alumínio e potássio na forma de óxidos, responsáveis por 80% da composição final.

Os dentes finalizados receberam acabamento e a camada de *glaze* no próprio refratário. A restauração cerâmica foi removida dos refratários com o uso de brocas e de

jateamento com óxido de alumínio, e suas medidas foram conferidas e adaptadas no próprio dente.

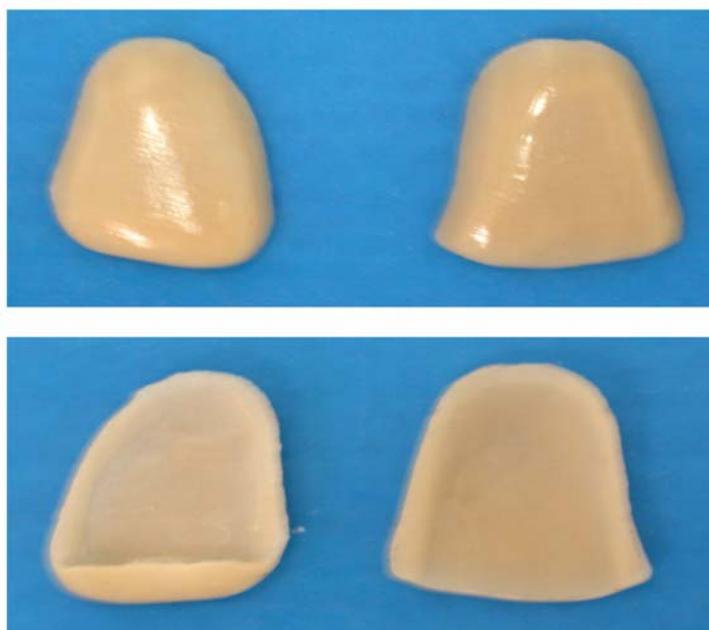


Figura 9: laminados cerâmicos confeccionados para o ensaio mecânico primeiro numa vista da face vestibular (acima) e uma da face palatina (detalhe da extensão do material cerâmico no primeiro dente)

4.2.2.6 CIMENTAÇÃO

Após a confecção do preparo e limpeza da superfície com pedra pomes (Figuras 10 a-b), os dentes foram condicionados com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos, de acordo com as recomendações da literatura para o esmalte (JOHNSTON, 1998; SURMONT *et al.*, 1992). Em seguida, as superfícies foram lavadas com água em abundância por 30 segundos para remoção do agente condicionador (GWINNETT, 1982) e secas com algodão (Figuras 10 c-d).

Na área condicionada foi utilizado o adesivo Prime Bond (DENTSPLY), que é um agente de união de passo único, seguido de fotopolimerização (DEMETRON, OPTLUX) por 10 segundos (Figura 10 f-g).

O laminado cerâmico foi lavado previamente e feito o ataque de ácido fluorídrico 10% (Figura 10 c-d) esperando-se o tempo de cinco minutos (determinado pelo

fabricante) para então lavar e secar o laminado. Em seguida o agente de união silano foi pincelado na superfície do laminado e, após um tempo de espera de cinco minutos em recipiente fechado, foi feita a secagem. Essa etapa foi repetida duas vezes por orientação do fabricante (Figura 10 h) Tal procedimento visa promover a união química entre a porcelana condicionada e o adesivo, sendo o silano um material bifuncional que tem a capacidade de unir duas moléculas diferentes, inorgânicas (cerâmica) e orgânica (materiais resinosos).

A cimentação foi feita no sistema Enforce (DENTSPLY) com bisnaga de cor C 4 e pasta catalizadora na proporção de 1:1 (Figura 10 i). A mistura foi colocada no laminado que foi pressionado manualmente contra o dente preparado. Nessa etapa, antes da fotoativação do cimento, foram removidos excessos grosseiros (Figura 10 j).

Como apresentado na Figura 10 j efetuou-se a fotopolimerização por 40 segundos (SWATZ *et al.*, 1983) utilizando o aparelho fotopolimerizador Optlux Demetron (Figura 10 e), com intensidade de luz monitorada periodicamente por um radiômetro, nas superfícies vestibular e palatina do dente restaurado. Em seguida foram utilizados sistemas de acabamento com brocas diamantadas de granulação fina e o sistema de acabamento e polimento de borrachas Enhance (DENTSPLY). As restaurações foram avaliadas através de uma lupa antes de serem consideradas aptas para o ensaio (figura 10 k).

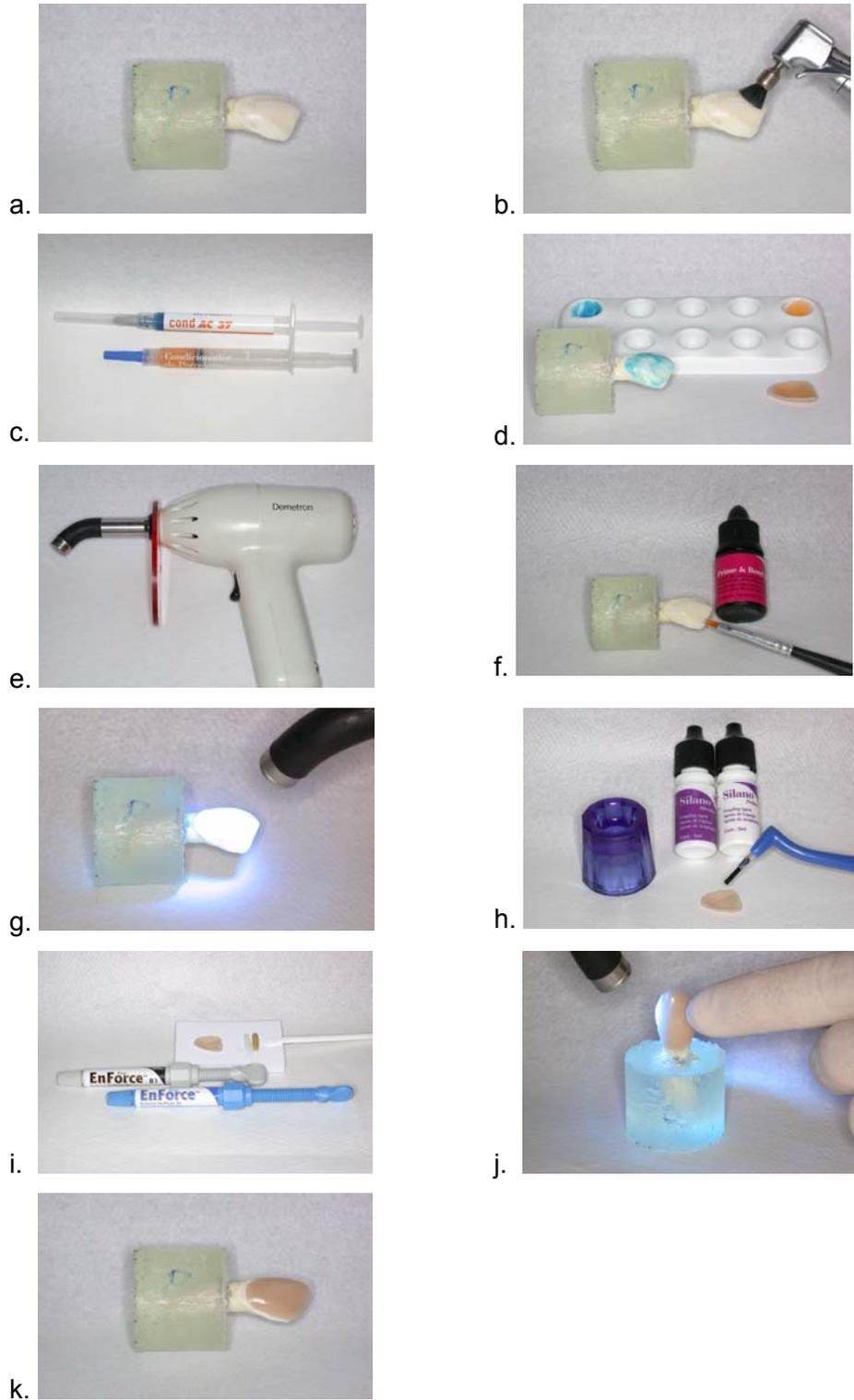


Figura 10: Seqüência de cimentação do laminado cerâmico no dente bovino, divididos por ordem alfabética.

Na Tabela 4 é apresentada a classificação dos grupos, mostrando o tipo de preparo cavitário e tratamento restaurador utilizado.

Tabela 4: Tratamento restaurador utilizado.

| Condicionamento do Esmalte | Agente de união | Material de Cimentação | Material Restaurador |
|-----------------------------------|------------------------------|-------------------------------|-----------------------------|
| Ácido fosfórico 37% | Adesivo Prime Bond-Dentsply® | Compósito-Enforce® | Cerâmica OMEGA 900® |

4.2.2.7 FIXAÇÃO DOS DENTES.

Os dentes foram posicionados através de garras, que padronizavam a profundidade de imersão na resina e seu ângulo de inserção nas formas de silicone, que copiavam a forma do anel metálico usado no ensaio. Os dentes presos ao bloco de resina aguardavam por 24 horas (tempo de cura) e respeitavam as dimensões de 3cm de altura com 2cm de diâmetro, sendo o dente posicionado a 2mm da junção cimento esmalte, simulando o espaço biológico.

4.2.3 ENSAIOS MECÂNICOS.

Os corpos de prova posicionados no equipamento de carregamento estático foram submetidos a dois ensaios. No primeiro ensaio, o ângulo no qual as amostras foram fixadas a máquina de carregamento estático foi de 45°. Dessa forma a força aplicada corresponde a um ângulo de 135° em relação ao longo eixo dos dentes, que corresponde à relação oclusal em posição cêntrica entre os dentes anteriores superiores e inferiores. Essa angulação dos corpos de prova tem sido a mais adotada em trabalhos envolvendo cargas compressivas utilizada por diversos autores como LIBMAN *et al.* (1995); COHEN *et al.* (1995), LAMBJERG-HANSEN & ASMUSSEN (1997), DEAN *et al.*, (1998), ISIDOR *et al.* (1999), ALBUQUERQUE *et al.* (2003), NARONG *et al.* (2004) e preconizada em ortodontia para finalização clínica (VILLELA, 1998; VELLINE, 1996). A carga aplicada será na face palatina e em esmalte dentário, 2.0mm abaixo da região incisal.

O carregamento feito na incisal com um ângulo de 90° tem como objetivo avaliar o material cerâmico em uma situação de corte ou de parafunção no ambiente bucal.

Para estes ensaios foram confeccionados dois suportes nos quais o posicionamento dos dentes levasse às mesmas angulações testadas nos modelos por MEF. Os dois suportes apresentavam uma estrutura rígida (aço) com as medidas exatas da base de embutimento dos dentes, permitindo assim o alinhamento das cargas durante os ensaios (Figura 11).



Figura 11: Mostra os corpos de prova com seus respectivos atuadores.

Os atuadores simulavam a forma de contato entre dentes incisivos sendo que nos ensaios de carregamento incisal foi necessário criar uma adaptação para evitar o escorregamento na área de atuação da carga. Não foi simulado o ligamento periodontal neste ensaio, pois o carregamento progressivo utilizado no teste (carga de fratura/máxima) torna desnecessário o uso de um material entre a estrutura radicular e a resina.

Os ensaios mecânicos foram realizados em carregamento compressivo na máquina de teste universal marca INSTRON, modelo 5569 (Figura 12), com uma velocidade de 0.5mm/mim (JACOPO *et al.*, 2000). O controle do ensaio se fez por meio do sistema de aquisição digital do equipamento (que interrompe o processo caso a carga diminua em 70%) e por análise visual (uso de uma lupa) do corpo de prova e da leitura do gráfico de carga-deslocamento. Os dentes restaurados foram analisados e classificados pelo local da fratura. Os resultados foram classificados pela localização da fratura em três categorias: 1/3 incisal, 1/3 médio e 1/3 cervical (Figura 13). O termo fratura longitudinal foi usado quando toda coroa dentária era destruída. O processo de fratura também foi

classificado (no caso dos materiais restauradores) em relação à presença de trinca ou descolamento.



Figura 12: Equipamento utilizado para os ensaios mecânicos com o dispositivo de posicionamento dos dentes.

Os dentes fraturados (apenas a porção coronária) foram analisados em projetor de perfil (modelo 6c-Nikon) onde obteve-se o ângulo (β) da fratura por meio da projeção da face palatina (Y) que serviu como eixo, e o eixo formado pela projeção do início da fratura (Z). A partir dessas coordenadas os valores dos ângulos (α) de fratura foram obtidos por trigonometria, admitindo-se que a forma do triângulo apresentava um ângulo de 90° entre os eixos X e Y (Figura 13). A medida de comprimento (T) também foi obtida através do projetor de perfil e representa a distância entre o ponto de aplicação da carga (seta vermelha) e fratura cervical (Figura 13). Estes dentes fraturados também foram analisados em lupa (modelo SMZ 645-Nikon) com a obtenção de imagens digitais (Coolpix 995-Nikon)

As imagens da superfície de fratura permitiram as medidas do anel de dentina para o cálculo do diâmetro interno e externo como mostrado na figura 14. No entanto esses valores não correspondem às dimensões da secção resistente dos dentes, sendo necessário aplicar as equações relativas à projeção de área apresentada na figura 15. Com esses resultados foram aplicadas as equações da resistência dos materiais descritas nas equações 2-6 (TIMOSHENKO, 1979). A porção do dente fraturado foi admitida como

uma estrutura cilíndrica oca (tubo), com a fratura ocorrendo na base do embutimento, considerando-se o comportamento totalmente frágil do material (sem deformação plástica). Essa opção de aproximar a porção fraturada a uma estrutura de forma geométrica mais simples como um cilindro, permite calcular as tensões resultados de fratura através das equações de Momento. Esses valores permitem uma avaliação comparativa com os valores encontrados no MEF na região cervical palatina, descrita como concentradora de tensões.

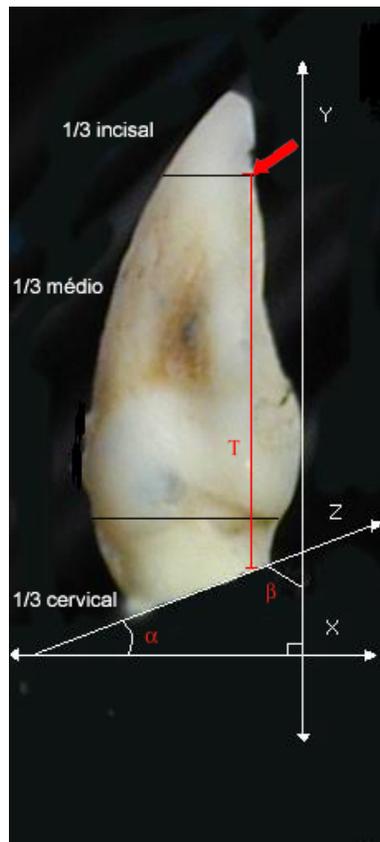


Figura 13: Representa os eixos e ângulos obtidos pelo projetor de perfil

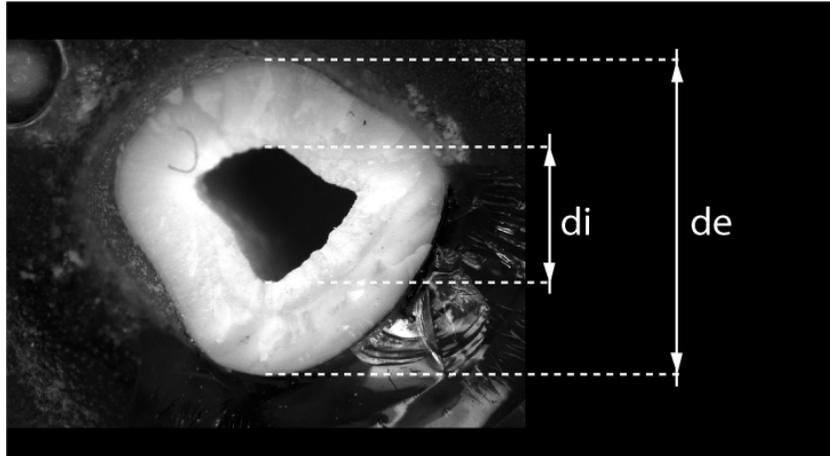


Figura 14: Esta imagem editada no programa Image-Pro mostra como foi calculado os diâmetros interno e externo.

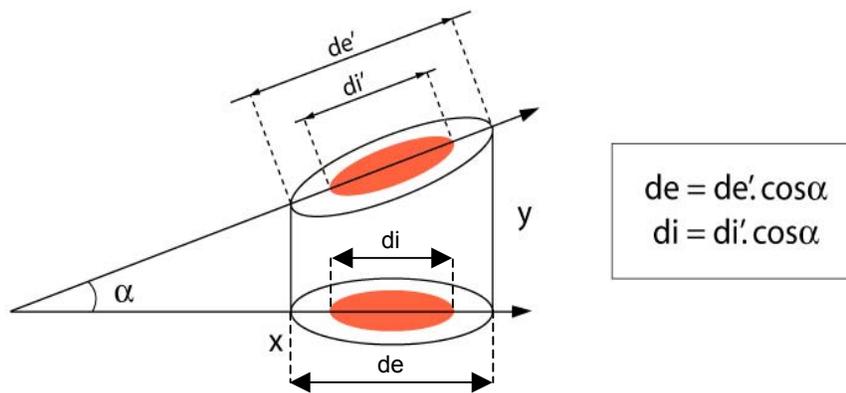


Figura 15: Modelo geométrico utilizado para as medidas dos diâmetros internos e externos a partir das medidas realizadas na superfície de fratura dos dentes.

Fórmulas para calcular a tensão de fratura das amostras que sofreram ruptura cervical a partir do cálculo do Momento (TIMOSHENKO,1979) são apresentadas abaixo:

$$\sigma = \frac{F \cos \alpha}{A} + \frac{Mr}{I}$$

(Eq.2)

$$M = F \cos \alpha \cdot T$$

(Eq.3)

$$r = \frac{d_e}{2}$$

(Eq.4)

$$I = \frac{\pi}{64} \cdot (d_e^4 - d_i^4)$$

(Eq.5)

$$A = \frac{\pi}{4} \cdot (d_e^2 - d_i^2)$$

(Eq.6)

Onde: F = Força, M = Momento, r = Raio externo, A = Área da secção transversal, I = Momento de inércia, T = Distância fratura/incisal, de = Diâmetro externo, di = Diâmetro interno, σ = Tensão, α = Ângulo.

| | |
|--|-----------|
| 4. MATERIAIS E MÉTODOS..... | 16 |
| 4.1 MATERIAIS RESTAURADORES..... | 16 |
| 4.2 METODOLOGIA..... | 17 |
| 4.2.1 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF)..... | 17 |
| 4.2.1.1 GEOMETRIA DO MODELO BIDIMENSIONAL..... | 17 |
| 4.2.1.2 PROPRIEDADES DOS MATERIAIS NO MODELO DE MEF..... | 17 |
| 4.2.1.3 MODO DE ENGASTE..... | 18 |
| 4.2.1.4 APLICAÇÃO DA CARGA..... | 18 |
| 4.2.1.5 TIPO DE MALHA..... | 20 |
| 4.2.2 PREPARO DE DENTES COM LAMINADOS CERÂMICOS..... | 22 |
| 4.2.2.1 SELEÇÃO DOS DENTES..... | 22 |
| 4.2.2.2 DIVISÃO DOS GRUPOS..... | 22 |
| 4.2.2.3 PADRONIZAÇÃO DAS DIMENSÕES DO PREPARO CAVITÁRIO..... | 22 |
| 4.2.2.4 CONFECÇÃO DOS PREPAROS CAVITÁRIOS..... | 24 |
| 4.2.2.5 CONFECÇÃO DO LAMINADO CERÂMICO..... | 25 |
| 4.2.2.6 CIMENTAÇÃO..... | 26 |
| 4.2.2.7 FIXAÇÃO DOS DENTES..... | 29 |
| 4.2.3 ENSAIOS MECÂNICOS..... | 29 |

5. RESULTADOS

5.1 RESULTADOS DO MEF

5.1.1 DENTES HUMANOS X DENTES BOVINOS

As análises por elementos finitos são importantes ferramentas para estudos de análise e simulação de ensaios mecânicos em sólidos de geometrias complexas. Neste trabalho foi feita uma análise comparativa dos resultados obtidos entre duas estruturas dentárias, uma de origem humana e outra bovina. Considerando-se a anatomia muito próxima entre estes dentes incisivos foi utilizado o mesmo modelo, ajustando-se apenas a dimensão do sólido e utilizando-se os valores do módulo de elasticidade e a razão de Poisson da dentina e esmalte para cada tipo de dente. Os resultados muito próximos, principalmente quanto às tensões principais (Figuras 16 e 18), demonstram o comportamento da estrutura bovina como ótimo substituto aos dentes humanos para ensaios mecânicos. Todos os resultados mostrados na forma de gráfico (Figuras 17 e 19) são correspondentes às linhas vermelhas (X-Y) que representam os nós 84 e 244.

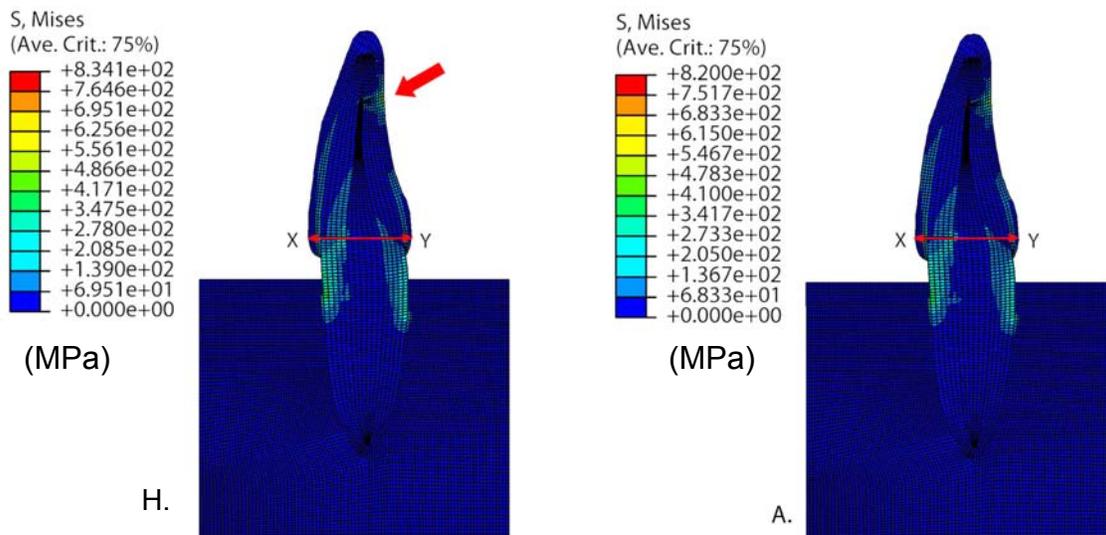


Figura 16: Distribuição de tensões de Von Mises (MPa) para um modelo (H) que representa o dente humano e o modelo (A) dente bovino, no qual apenas o módulo de elasticidade e a razão de Poisson foram modificados entre os modelos.

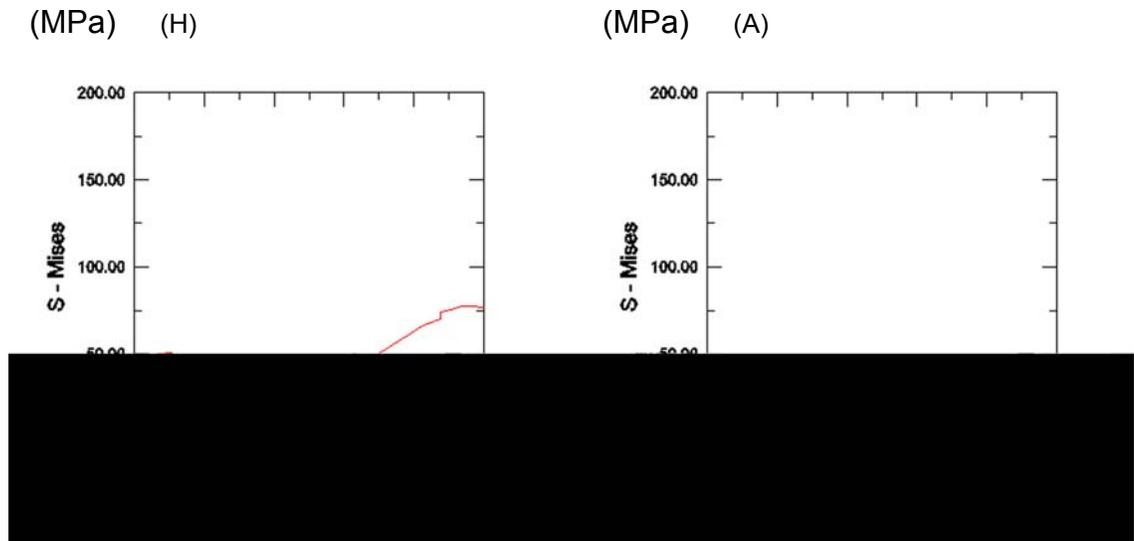


Figura 17: Os gráficos apresentam os valores das tensões de Von Mises encontradas na região cervical (linha X-Y) dos modelos (H) Humano e (A) Bovino.

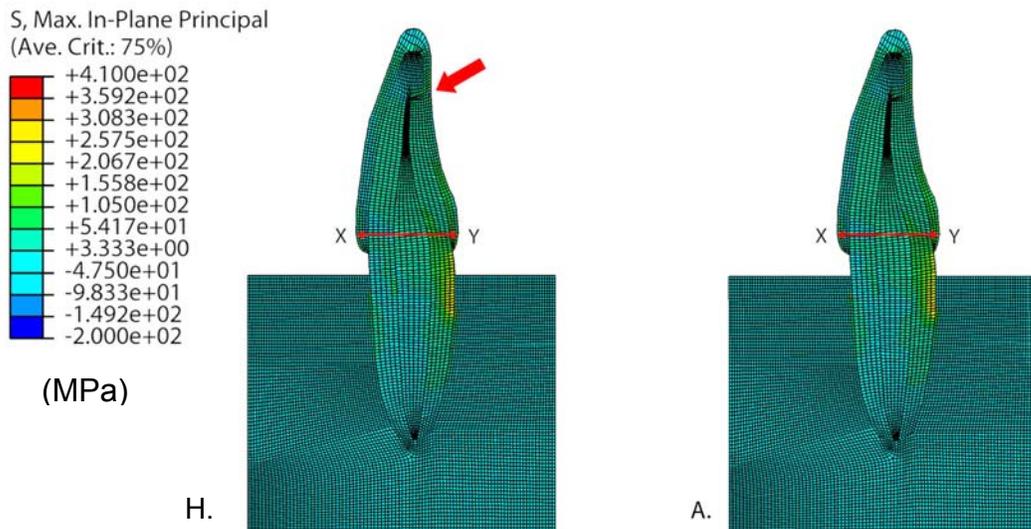
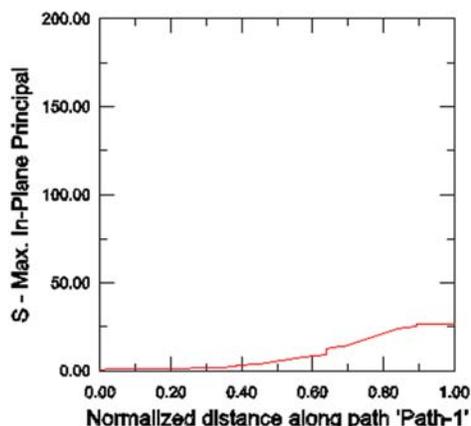


Figura 18: Resultados da distribuição das tensões máximas encontradas no carregamento fisiológico nos dentes (H) Humano e (A) Bovino.

(MPa) (H)



(MPa) (A)

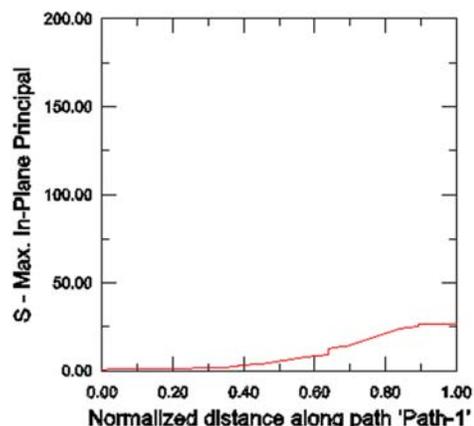


Figura 19: Valores das tensões máximas encontradas no carregamento fisiológico nos dois modelos na região cervical (linha X-Y), (H) Dente Humano e (A) Dente Bovino.

5.1.2 MODELOS DE ENGASTE

Duas formas de engaste foram utilizadas nas análises por MEF: A primeira não foi considerada a porção radicular e suas estruturas adjacentes (osso alveolar e ligamento periodontal). Fixou-se a base do dente evitando movimento de rotação e translação (Figura 20). Esse tipo de fixação limita os resultados apenas à área de interesse. Foram encontrados resultados de tensões nas regiões próximas à cervical e na área onde a carga foi aplicada nos modelos de contato funcional (Figura 20 e 23).

A segunda forma de engaste que considera a porção radicular tem como objetivo comparar os resultados em outra forma de fixação para se obter os resultados de tensões que pudessem ser comparados com os resultados dos ensaios mecânicos. A principal diferença deste modelo foi que o sistema de engaste se deu a 2mm da junção amelocementária e a porção radicular está fixada em uma estrutura de proporções iguais ao embutimento (Figura 21). As tensões para o contato funcional nesse modelo se concentram na região próxima à fixação, sendo a área de maior concentração de tensão a região da dentina próxima ao embutimento (Figura 22 e 24).

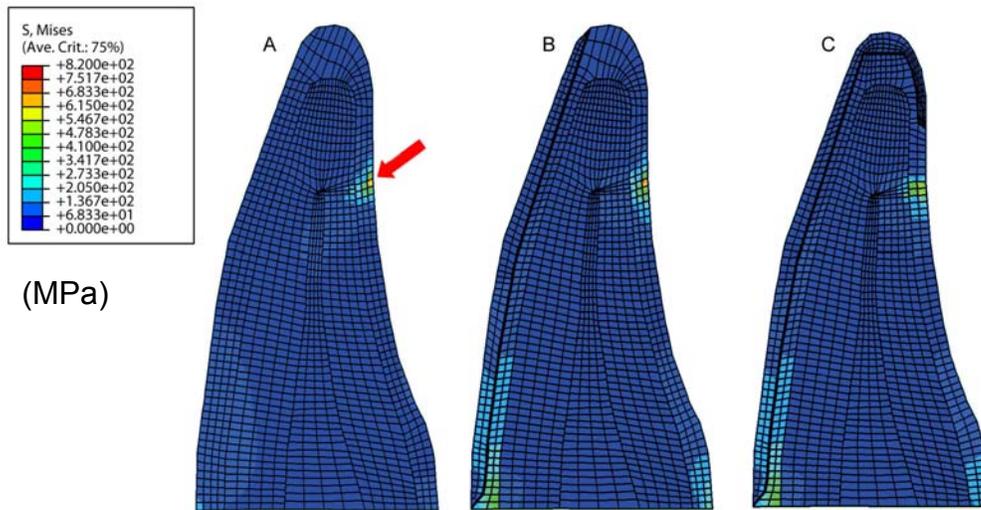


Figura 20: Distribuição de tensões pelo critério de Von Mises para modelos que representam a estrutura dentária bovina em três situações (A) dente hígido, (B) dente com preparo vestibular e (C) dente com preparo vestibular e extensão palatina com aplicação de uma carga funcional.

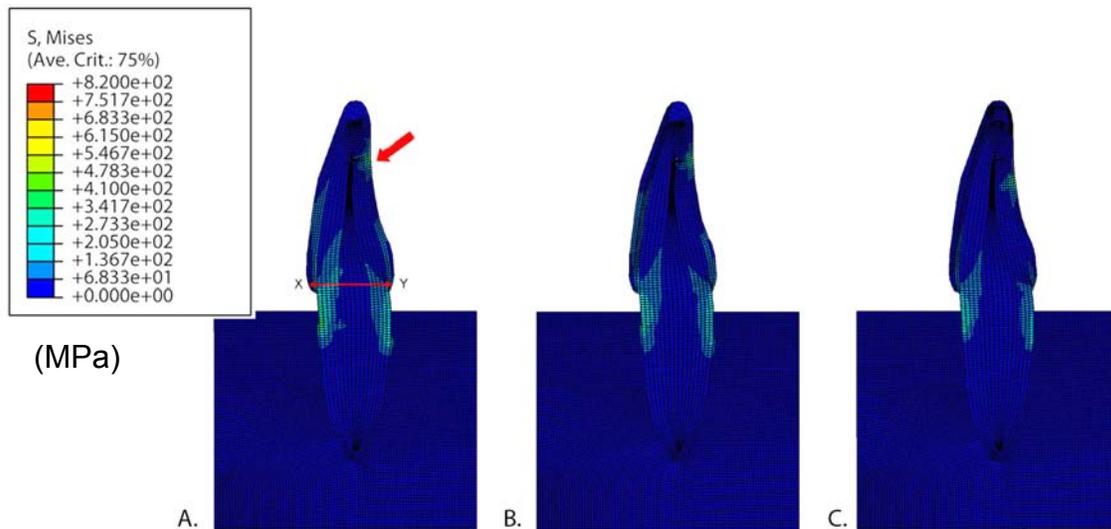


Figura 21: Os modelos na mesma seqüência da Figura 20, mas com toda a estrutura dentária modelada e fixada em um bloco de resina que simula o ensaio mecânico proposto.

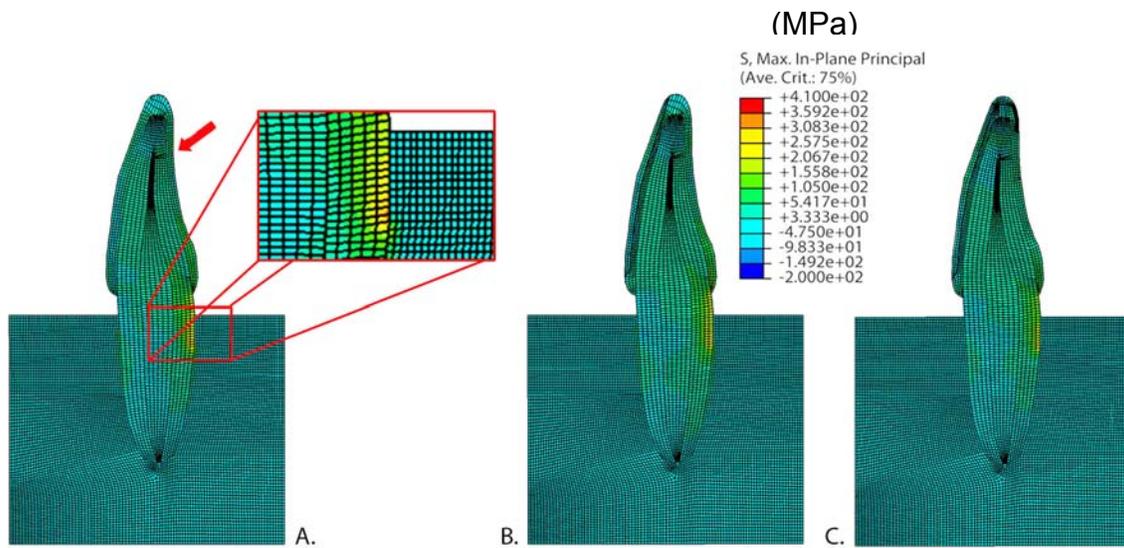


Figura 22: Valores das tensões máximas; no caso dos dentes fixados no bloco de resina, A figura (A) mostra em detalhe a região onde se encontra a maior concentração de tensões trativas.

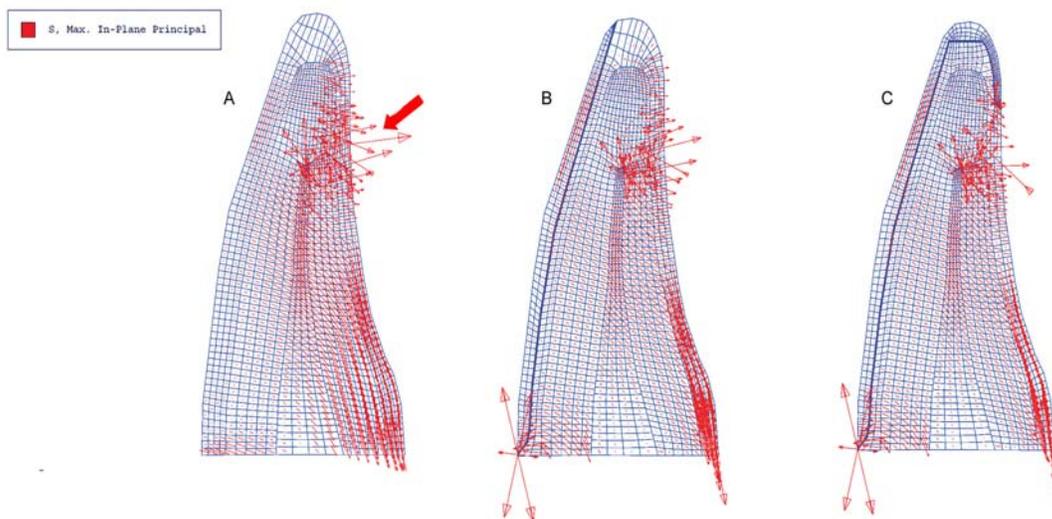


Figura 23: Representação vetorial da tensão principal no ensaio de carga funcional (A= Dente hígido, B= Dente com preparo vestibular, C= Dente com preparo palatino).

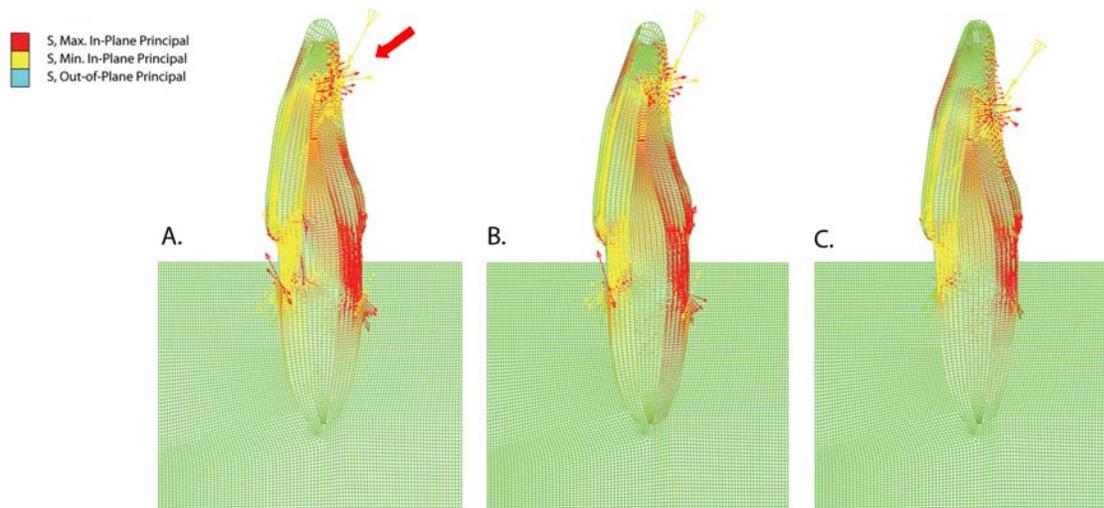


Figura 24: Representação vetorial da tensão principal no ensaio de carga funcional com os dentes fixados aos blocos (A= Dente hígido, B= Dente com preparo vestibular, C= Dente com preparo palatino).

5.1.3 APLICAÇÃO DE CARGA

Foram atribuídos aos modelos a mesma carga de compressão (em módulo) mas com ângulo e localização diferentes. O primeiro simula o contato funcional interincisivo no dente hígido. Verifica-se que as tensões se concentram imediatamente abaixo da carga aplicada e na região cervical vestibular e palatina (Figura 25). Nos modelos em que as cargas são aplicadas na região incisal (Figuras 26, 27 e 28) a distribuição de tensões se concentra próxima ao ponto de aplicação.

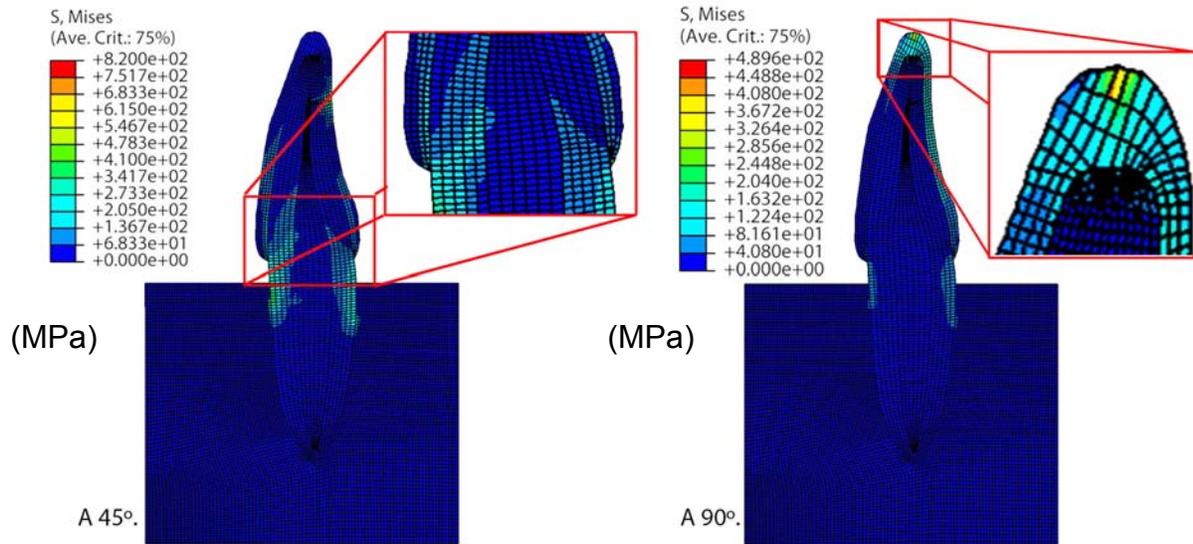


Figura 25: Distribuição de tensões pelo critério de Von Mises para modelos que representam a estrutura dentária bovina hígida em duas situações (A 45°) dente hígido contato funcional e (A 90°) dente hígido com carregamento incisal.

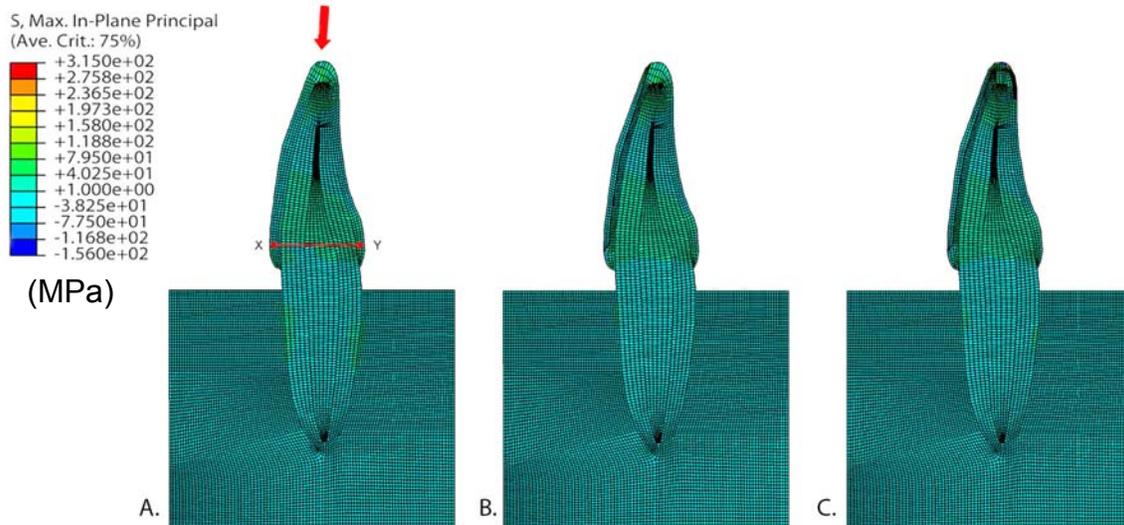


Figura 26: Distribuição de tensões máximas para os modelos de dente bovino no carregamento incisal (A= Dente hígido; B= Dente com preparo vestibular; C= Dente com preparo palatino).

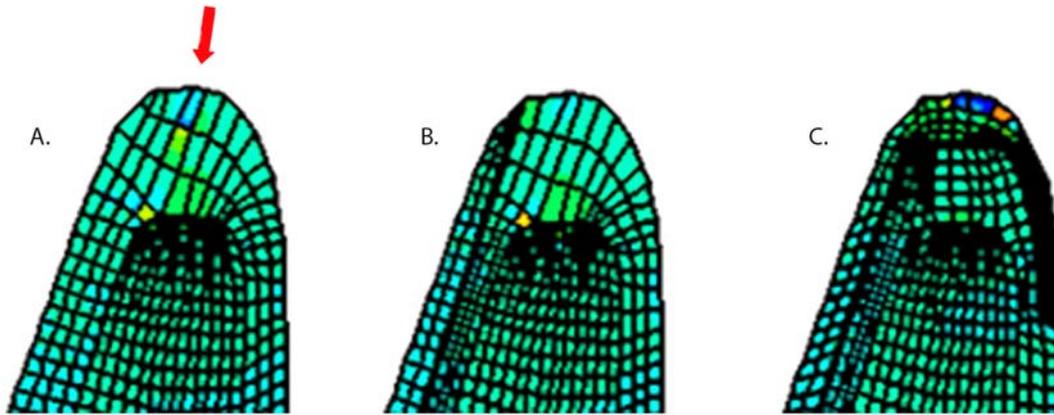


Figura 27: Distribuição de tensões máximas para os modelos descritos na Figura 26, em uma visão mais detalhada.

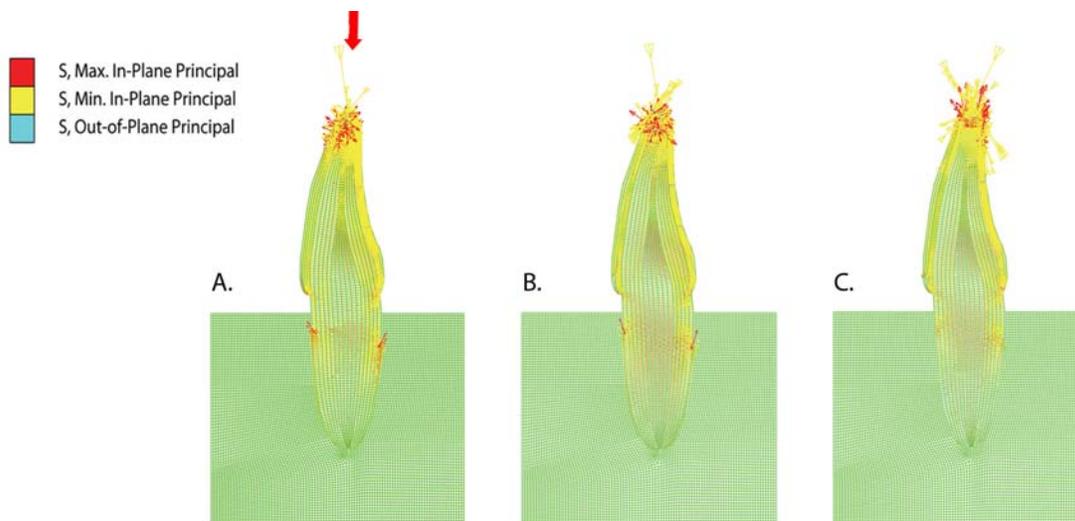


Figura 28: Representação vetorial das tensões principais nos ensaios com carregamento incisal (A= Dente hígido, B= Dente com preparo vestibular e C= Dente com extensão palatina).

5.1.4 DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES ENTRE FORMAS DIFERENTES DE PREPARO

Os resultados da distribuição das tensões de Von Mises nas diferentes formas de preparo estão apresentados na Figura 29. Os preparos vestibulares e com extensão palatina apresentavam distribuição de tensões principais máximas muito próximas, independente do ângulo da carga aplicada (Figura 32 e 34). A linha vermelha descrita abaixo corresponde aos nos 84 e 244 (linha X-Y) e representa a região cervical onde as estruturas dentárias, cerâmica e cimento são avaliadas nos gráficos das Figuras 30, 31, 33, e 35.

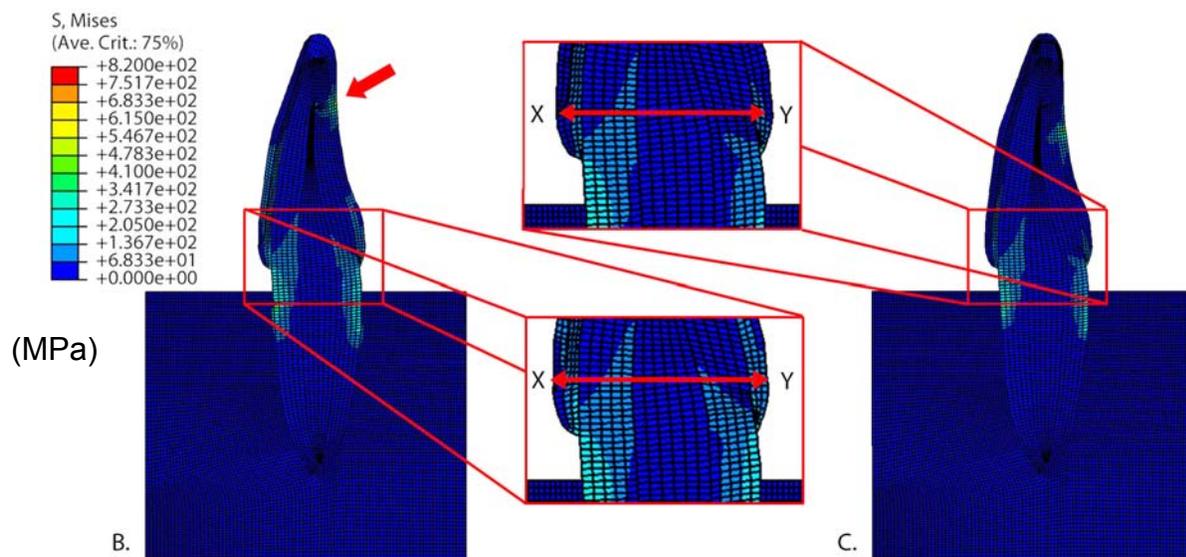


Figura 29: Correspondente à linha de referência. (B): com preparo vestibular. (C): dente com extensão palatina. Distribuição das tensões de Von Mises com destaque para região.

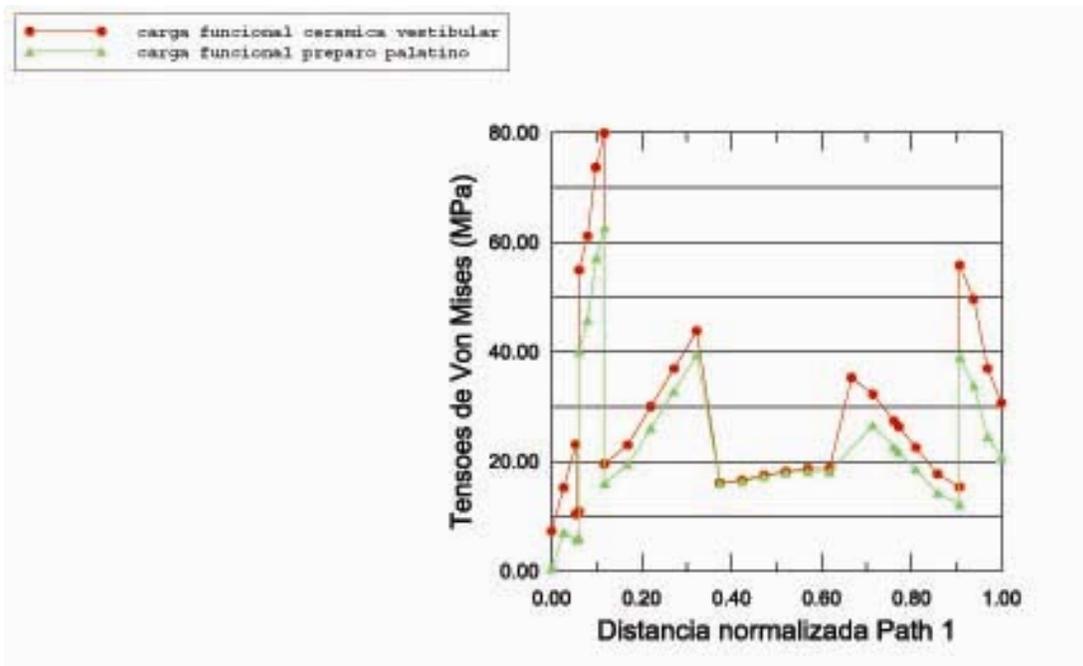


Figura 30: Valores das tensões de Von Mises para o dente submetido ao carregamento funcional, comparando-se as duas formas de preparo relativo à linha (X-Y).

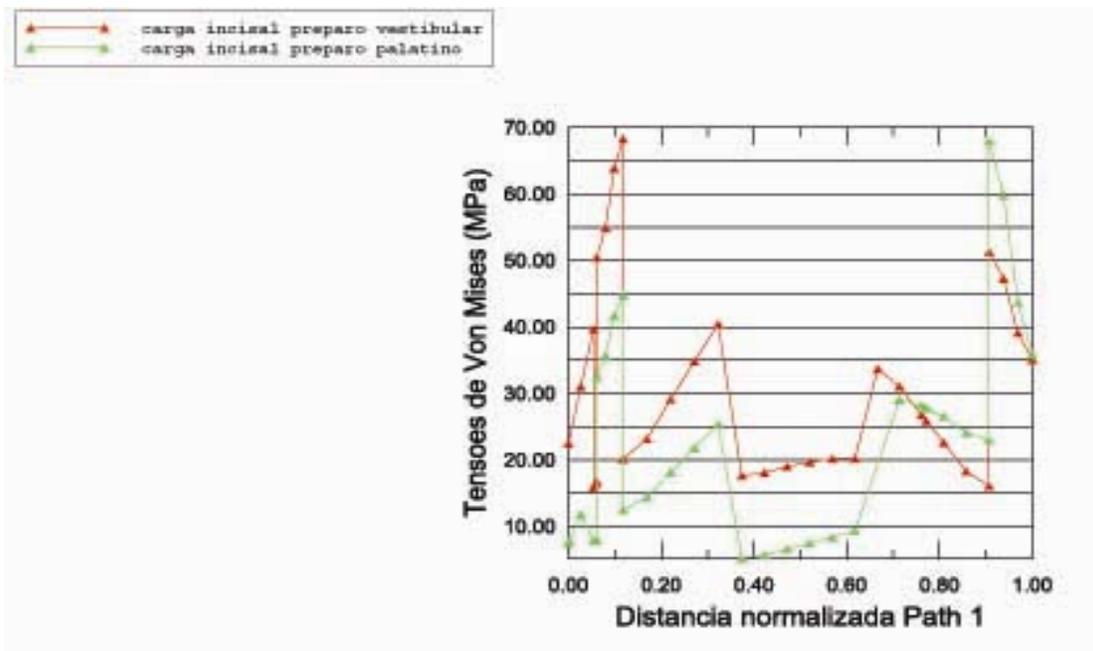


Figura 31: Valores das tensões de Von Mises para o dente submetido ao carregamento incisal comparando as duas formas de preparo relativo à linha (X-Y).

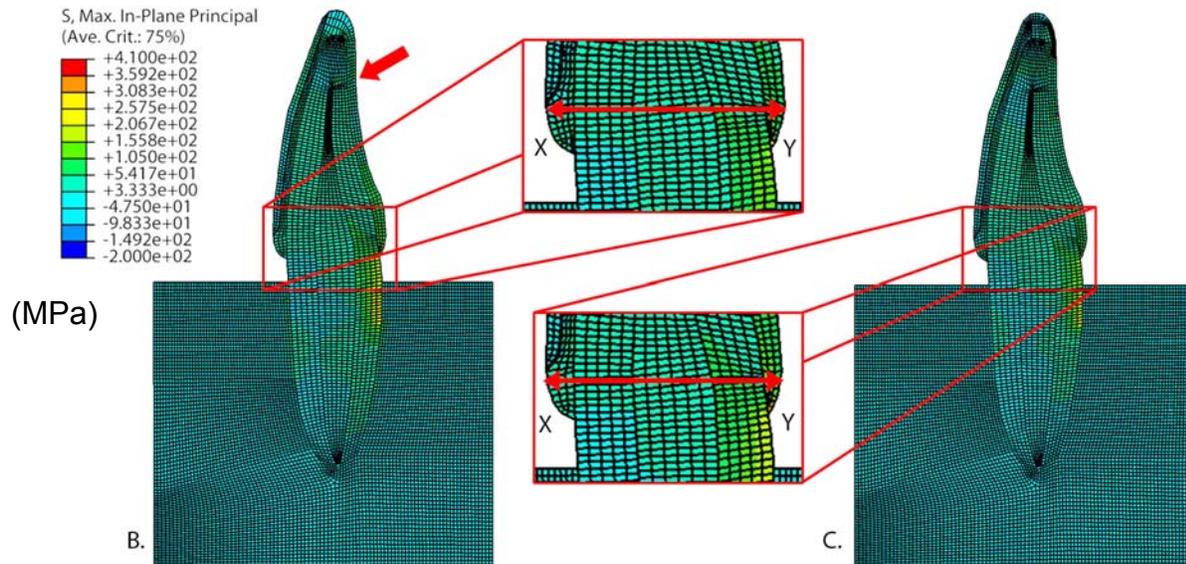


Figura 32: Correspondente à linha de referência (B= com preparo vestibular, C= dente com extensão palatina). Distribuição das tensões principais máximas com destaque para região.

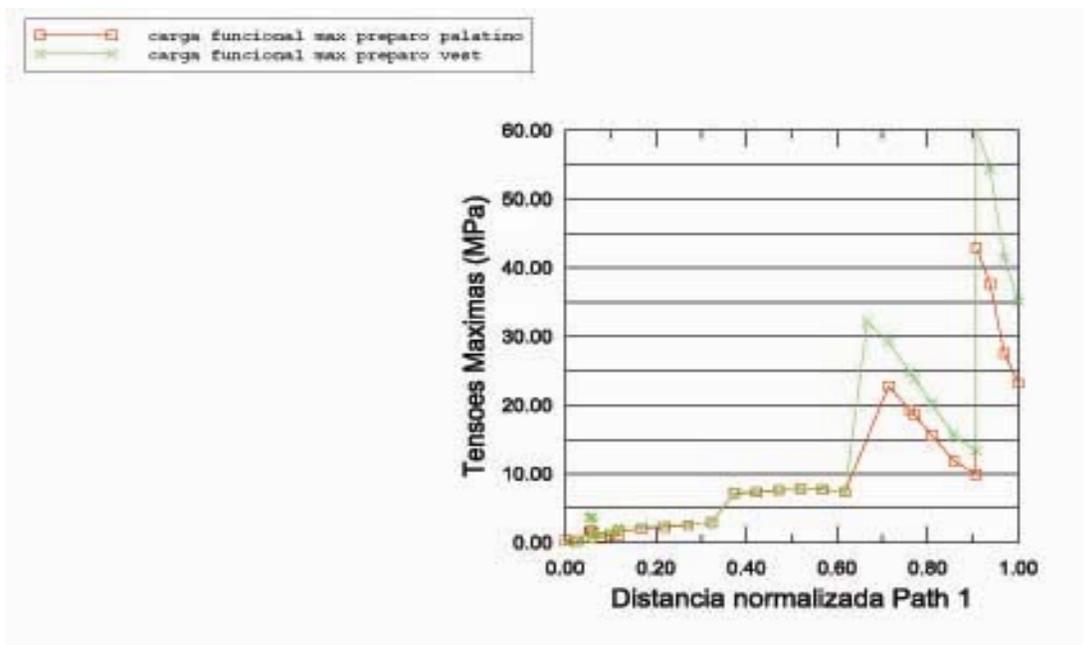


Figura 33: Valores das tensões principais máximas para o dente submetido ao carregamento incisal comparando as duas formas de preparo relativo à linha (X-Y).

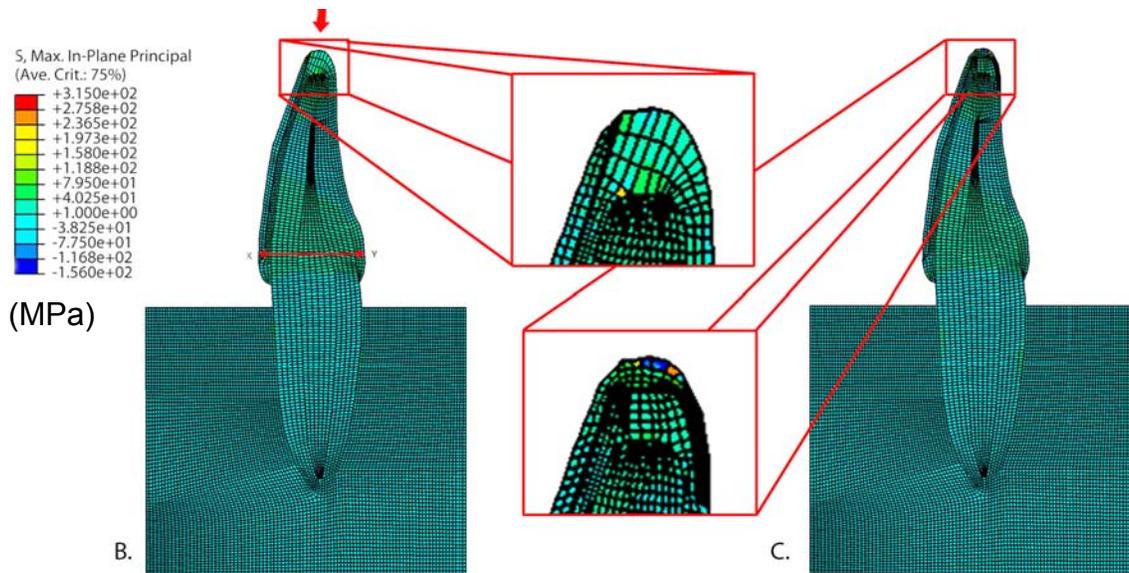


Figura 34: Distribuição das tensões principais com destaque para a região onde o carregamento incisal foi aplicado (B= Dente com preparo vestibular e C= dente com extensão palatina).

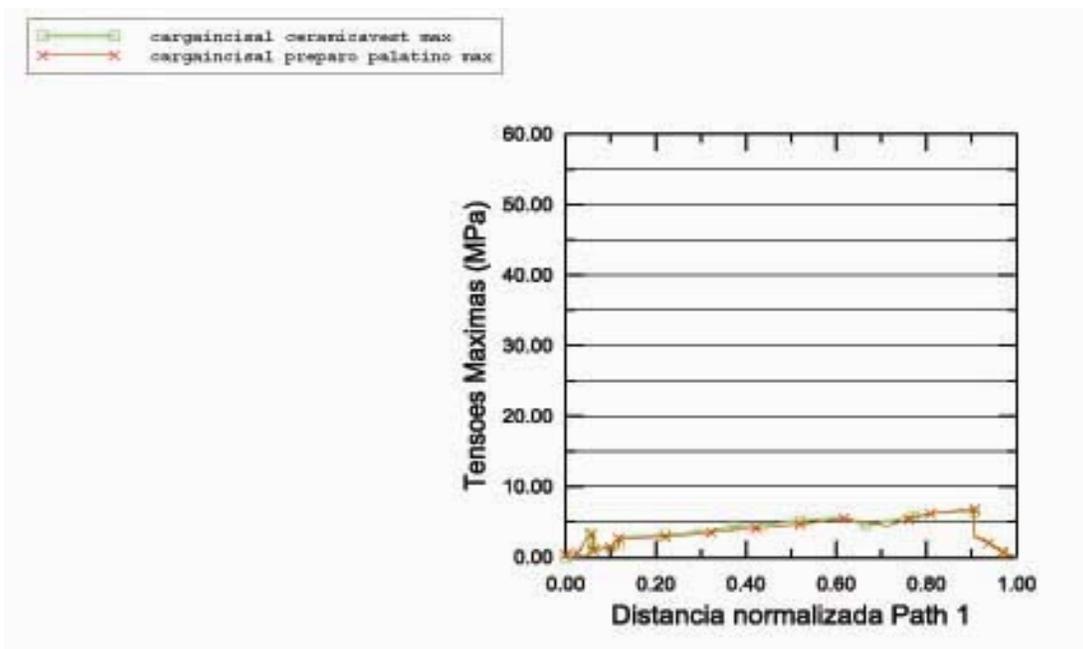


Figura 35: Valores das Tensões Máximas no carregamento incisal comparando-se as duas formas de preparo relativo à linha (X-Y).

5.2 RESULTADOS DOS ENSAIOS MECÂNICOS:

Os ensaios mecânicos dos dentes sob carregamento compressivo forneceram os valores da carga máxima e do tipo de fratura, apresentados nas tabelas 5 e 6. Os resultados dos ensaios estão organizados pelos títulos: Tipo de fratura (descrito na figura 13), Tipo de preparo (classificados em dentes hígidos, com preparo vestibular e com extensão palatina) e valores de carga máxima de fratura.

Tabela 5: Resultados de carga de fatura e classificação do modo de fratura. Ensaio com carga funcional (45°).

5.1: Resultados do ensaio funcional (45°) do dente hígido

| TIPO DE FRATURA | TIPO DE PREPARO | CARGA MÁXIMA DE FRATURA (N) |
|--------------------|-----------------|-----------------------------|
| CERVICAL | HÍGIDO (45°) | 912,93 |
| CERVICAL | HÍGIDO (45°) | 506,57 |
| CERVICAL | HÍGIDO (45°) | 809,67 |
| FRATURA 1/3INCISAL | HÍGIDO (45°) | 578,36 |
| FRATURA 1/3INCISAL | HÍGIDO (45°) | 486,96 |
| FRATURA 1/3INCISAL | HÍGIDO (45°) | 265,44 |
| FRATURA 1/3INCISAL | HÍGIDO (45°) | 493,04 |
| FRATURA 1/3 MÉDIO | HÍGIDO (45°) | 588,15 |

5.2: Resultados do ensaio funcional (45°) do dente com preparo vestibular

| TIPO DE FRATURA | TIPO DE PREPARO | CARGA MÁXIMA DE FRATURA (N) |
|--------------------|------------------|-----------------------------|
| CERVICAL | VESTIBULAR (45°) | 724,71 |
| CERVICAL | VESTIBULAR (45°) | 479,36 |
| CERVICAL | VESTIBULAR (45°) | 288,50 |
| FRATURA 1/3INCISAL | VESTIBULAR (45°) | 508,51 |
| FRATURA 1/3INCISAL | VESTIBULAR (45°) | 551,45 |
| FRATURA 1/3INCISAL | VESTIBULAR (45°) | 361,67 |
| FRATURA 1/3INCISAL | VESTIBULAR (45°) | 536,92 |
| FRATURA 1/3INCISAL | VESTIBULAR (45°) | 995,93 |

5.3 Resultados do ensaio funcional (45°) do preparo palatino

| TIPO DE FRATURA | TIPO DE PREPARO | CARGA MÁXIMA DE FRATURA (N) |
|-----------------|-----------------|-----------------------------|
| INCISAL | PALATINO (45°) | 1.031,14 |
| INCISAL | PALATINO (45°) | 962,18 |
| CERVICAL | PALATINO (45°) | 504,10 |
| CERVICAL | PALATINO (45°) | 1087,12 |
| CERVICAL | PALATINO (45°) | 549,92 |
| CERVICAL | PALATINO (45°) | 474,83 |
| CERVICAL | PALATINO (45°) | 888,38 |
| CERVICAL | PALATINO (45°) | 614,92 |

Tabela 6: Resultados de carga de fatura e classificação do modo de fratura. Ensaios com carga incisal (90°).

6.1: Resultados do ensaio funcional (90°) do dente hígido

| TIPO DE FRATURA | TIPO DE PREPARO | CARGA MÁXIMA DE FRATURA (N) |
|-----------------|-----------------|-----------------------------|
| INCISAL | HÍGIDO (90°) | 4.427,43 |
| LONGITUDINAL | HÍGIDO (90°) | 2.289,51 |
| LONGITUDINAL | HÍGIDO (90°) | 2.427,53 |
| LONGITUDINAL | HÍGIDO (90°) | 3.674,43 |
| LONGITUDINAL | HÍGIDO (90°) | 4.119,42 |
| LONGITUDINAL | HÍGIDO (90°) | 3.561,61 |
| LONGITUDINAL | HÍGIDO (90°) | 4.870,36 |
| LONGITUDINAL | HÍGIDO (90°) | 4.250,15 |

6.2: Resultados do ensaio funcional (90°) do dente com preparo vestibular

| TIPO DE FRATURA | TIPO DE PREPARO | CARGA MÁXIMA DE FRATURA (N) |
|---------------------------|------------------|-----------------------------|
| FRATURA 1/3INCISAL | VESTIBULAR (90°) | 2.166,43 |
| FRATURA 1/3INCISAL | VESTIBULAR (90°) | 1.106,46 |
| FRATURA 1/3INCISAL | VESTIBULAR (90°) | 1.815,18 |
| FRATURA 1/3INCISAL | VESTIBULAR (90°) | 2.397,23 |
| FRATURA 1/3INCISAL | VESTIBULAR (90°) | 279,96 |
| FRATURA E DESCOLAMENTO | VESTIBULAR (90°) | 1.352,65 |
| FRATURA E DESCOLAMENTO | VESTIBULAR (90°) | 859,33 |

6.3 Resultados do ensaio funcional (90°) do preparo palatino

| TIPO DE FRATURA | TIPO DE PREPARO | CARGA MÁXIMA DE FRATURA (N) |
|--------------------|-----------------|-----------------------------|
| FRATURA 1/3INCISAL | PALATINO (90°) | 818,96 |
| FRATURA 1/3INCISAL | PALATINO (90°) | 663,03 |
| FRATURA 1/3INCISAL | PALATINO (90°) | 658,54 |
| FRATURA 1/3INCISAL | PALATINO (90°) | 1.063,22 |
| FRATURA 1/3INCISAL | PALATINO (90°) | 881,24 |
| FRATURA 1/3INCISAL | PALATINO (90°) | 341,54 |
| FRATURA 1/3INCISAL | PALATINO (90°) | 354,06 |
| FRATURA 1/3INCISAL | PALATINO (90°) | 908,33 |

Tabela 7: Valores dos parâmetros geométricos e das cargas máximas (fratura) considerando-se os casos dentes que fraturavam na cervical. Ensaios realizados com carga funcional (45°).

| TIPO DE PREPARO | ÁREA TOTAL (mm ²) | ÁREA POLPA (mm ²) | ANEL DENTINA (mm ²) | CARGA FRATURA GRÁFICO (N) |
|-----------------|-------------------------------|-------------------------------|---------------------------------|---------------------------|
| HÍGIDO3 | 37,350712 | 5,9386649 | 31,4120471 | 504(N) |
| HIGIDO4 | 48,332272 | 4,9926052 | 43,3396668 | 1087(N) |
| HIGIDO5 | 34,879177 | 6,6697903 | 28,2093867 | 549(N) |
| HIGIDO6 | 31,196644 | 7,3029742 | 23,8936698 | 474(N) |
| HIGIDO7 | 35,595486 | 1,4667197 | 34,1287663 | 888(N) |
| HIGIDO8 | 45,628017 | 8,2789059 | 37,3491111 | 614(N) |
| VESTIBULAR4 | 38,143463 | 4,9906292 | 33,1528338 | 724(N) |
| VESTIBULAR6 | 33,538155 | 5,8407707 | 27,6973843 | 479(N) |
| VESTIBULAR8 | 35,197464 | 10,837468 | 24,359996 | 288(N) |
| PALATINO2 | 45,993065 | 8,4626513 | 37,5304137 | 809(N) |
| PALATINO5 | 46,540726 | 8,0140133 | 38,5267127 | 912(N) |
| PALATINO8 | 39,324402 | 3,7795353 | 35,5448667 | 506(N) |

Tabela 8: Valores dos parâmetros geométricos e das tensões máximas calculadas utilizando-se as Eq. 2-6 de dentes que apresentavam fratura cervical. Ensaios realizados com carga funcional (45°)

| Tipo de Preparo | D1 Plano (mm) | D2 Plano (mm) | Ângulo (grau) | Carga(N) | Área (mm ²) | Momento (MPa) | R (mm) | I (mm ⁴) | A (mm ²) | Tensão (MPa) |
|-----------------|---------------|---------------|---------------|----------|-------------------------|---------------|--------|----------------------|----------------------|--------------|
| HIGIDO 3 | 2,59 | 7,90 | 58° | 504 | 31,41 | 685,73 | 3,95 | 188,89 | 43,73 | 203,9 |
| HIGIDO 4 | 1,67 | 7,34 | 11° | 1.087 | 43,33 | 953,61 | 3,67 | 142,03 | 40,10 | 388,8 |
| HIGIDO 5 | 3,43 | 6,74 | 35° | 549 | 28,2 | 989,22 | 3,37 | 94,46 | 26,43 | 462,1 |
| HIGIDO 6 | 3,77 | 6,20 | 34° | 474 | 23,89 | 938,74 | 3,10 | 62,59 | 19,02 | 595,9 |
| HIGIDO 7 | 1,71 | 7,19 | 22° | 888 | 34,12 | 797,69 | 3,60 | 130,70 | 38,29 | 341,3 |
| HIGIDO 8 | 3,69 | 8,64 | 39° | 614 | 37,34 | 1.190,20 | 4,32 | 264,31 | 47,91 | 261,9 |
| VESTIBULAR 4 | 2,96 | 7,63 | 31° | 724 | 33,15 | 1.125,79 | 3,82 | 162,52 | 38,82 | 362,2 |
| VESTIBULAR 6 | 2,76 | 6,62 | 33° | 479 | 27,69 | 694,50 | 3,31 | 91,38 | 28,42 | 340,1 |
| VESTIBULAR 8 | 4,25 | 6,82 | 33° | 288 | 24,35 | 642,99 | 3,41 | 90,14 | 22,33 | 311,0 |
| PLATINO 2 | 4,38 | 8,88 | 55° | 809 | 37,53 | 1.861,44 | 4,44 | 287,01 | 46,84 | 378,7 |
| PLATINO 5 | 3,73 | 7,76 | 8° | 912 | 38,52 | 1.787,02 | 3,88 | 168,41 | 36,35 | 543,5 |
| PLATINO 8 | 2,24 | 7,23 | 26° | 506 | 35,54 | 595,42 | 3,62 | 132,83 | 37,10 | 233,7 |

| | |
|---|-----------|
| 5. RESULTADOS..... | 35 |
| 5.1 RESULTADOS DO MEF | 35 |
| 5.1.1 DENTES HUMANOS X DENTES BOVINOS..... | 35 |
| 5.1.2 MODELOS DE ENGASTE..... | 37 |
| 5.1.3 APLICAÇÃO DE CARGA..... | 40 |
| 5.1.4 RESULTADOS DE TENSÕES ENTRE FORMAS DIFERENTES DE PREPARO..... | 43 |
| 5.2 RESULTADOS DOS ENSAIOS MECÂNICOS: | 47 |

6. DISCUSSÃO

6.1 ANÁLISES DAS TENSÕES POR MEF

As análises por Método de Elementos Finitos (MEF) possibilitaram simular a atuação do carregamento mecânico em dentes, que apresentavam diferentes formas geométricas de preparo, em laminados cerâmicos. Assim foi possível avaliar situações de desempenho do sistema restaurador e compará-lo com a estrutura hígida. Para tanto, três modelos bidimensionais foram utilizados e dois modos de carregamento empregados: modelo de dente hígido (Grupo 1), modelo com preparo vestibular para laminado cerâmico (Grupo 2) e modelo com preparo vestibular e extensão palatina (Grupo 3).

As propriedades mecânicas e físicas dos materiais utilizados no modelo foram obtidas na literatura, e foi assumido que esses elementos são isotrópicos no que se refere a essas propriedades. Isso pode ser considerado como uma simplificação da realidade, particularmente para o esmalte, já que os dados da literatura indicam que o esmalte apresenta propriedades anisotrópicas (BARINK *et al.*, 2003). A dentina e a polpa também já foram consideradas como exibindo comportamento anisotrópico (THRESHER e SAITO, 1973), porém, uma avaliação experimental mostrou que sua anisotropia mecânica era mínima (WATANABE, 1996).

Os modelos foram submetidos a dois tipos de carga: (a) simulando um carregamento funcional entre incisivos e (b) carregamento na porção incisal da coroa dentária. A força de mastigação é descrita por vários autores, e apresenta variações nesses estudos principalmente quanto à idade e sexo (HARBERG, 1987 e HOWELL & MANLY, 1948; HELKMO & INGERVALL 1978; WALTIMO e KONONEN, 1993). No presente trabalho optou-se por uma carga pontual compressiva de 200N, utilizado no trabalho em MEF de SEYMOUR *et al.*, (2001). As análises por Método de Elementos Finitos utilizando-se o programa ABAQUS permitiram a obtenção dos valores das tensões no plano de corte considerado (modelo 2D).

Neste estudo, como os materiais em questão são frágeis, as tensões de Von Mises foram utilizadas como representativas do conjunto das tensões principais que atuam no sólido uma vez que elas incorporam tanto tensões compressivas, como trativas em um valor único, facilitando a visualização dos resultados de distribuição localizada de tensões. No entanto, pelas características da estrutura dentária e do material restaurador, estes se comportam em carregamentos compressivos com cargas maiores que carregamentos trativos. O uso da representação gráfica das tensões principais máximas

(tração) foi utilizado para visualizar os resultados a partir de uma tensão mais significativa em materiais de comportamento frágil.

6.1.1 COMPARAÇÃO ENTRE MODELOS HUMANOS E BOVINOS

Os modelos permitiram avaliar as diferenças entre a estrutura dentária bovina e humana (Figuras 16, 17, 18 e 19). Esses modelos apresentavam a mesma forma, tendo em vista que morfológicamente os dentes bovinos apresentam similaridade com dentes humanos. Os resultados estão de acordo com aqueles dos ensaios mecânicos descritos por vários pesquisadores (FOWLER *et al.*, 1992; SCHILKE *et al.* 1999; NAKAMIHI *et al.* 1983; STETLER, 1986): a estrutura dentária bovina se comporta de forma muito próxima aos dentes humanos, principalmente quando são analisadas as tensões máximas.

6.1.2 COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES FORMAS DE ENGASTE

O modo de fixação adotado no modelo tem influência na distribuição de cargas das estruturas analisadas em MEF (REES, 2002). Os modelos submetidos ao carregamento a 45°, apenas com a parte coronária (sem a presença da porção radicular, (Figuras 20 e 23) apresentavam níveis de tensões maiores, principalmente na região cervical e na região onde a carga foi aplicada, e estão de acordo com os resultados da literatura (MAGNE *et al.*, 1999; MORIN *et al.*, 1988). Nesses modelos a distribuição se torna mais homogênea no grupo de dentes que não apresentava nenhum tipo de restauração, sendo as regiões de aplicação da carga e a cervical as áreas concentradoras de tensões, estando de acordo com os resultados obtidos por SEYMOUR *et al.* 2001; MAGNE *et al.*, 1999. Nos modelos que contém restaurações, os resultados se mostraram muito próximos, independente da forma do preparo usado, porém com maior concentração na região cervical.

Os resultados dos modelos onde apenas à região coronária foi modelada limitam as áreas de concentração de tensões, onde normalmente essa carga seria distribuída para as estruturas adjacentes como o periodonto e a estrutura radicular (Figura 20). O uso de modelos com definições mais precisas dessas estruturas se torna necessário nestes estudos. Os modelos que apresentavam a porção radicular fixada no embutimento de resina epóxi, simulando as condições dos ensaios mecânico, demonstraram resultados de concentração de cargas em regiões localizadas abaixo daquelas dos modelos onde

apenas a porção coronária era modelada (próxima da fixação), evidenciando a diferença entre a concentração das cargas pelo modo de fixação (Figuras 21, 22 e 24).

6.1.3 INFLUÊNCIA DA CARGA APLICADA

Neste estudo, foram consideradas duas formas de carregamento (Figura 25): a primeira, classificada como contato funcional, foi modelada através do contato de 135° na face palatina do incisivo central superior com a borda incisal do incisivo central inferior. Foram empregados dois vetores com valores de carga de 141.4N cada para se chegar à resultante de 200N (Figura 2). O segundo carregamento, simulando o contato de corte, ou seja, contato entre as bordas incisais dos incisivos superior e inferior, se fez com um vetor de 200N comprimindo a região incisal (Figura 2).

No carregamento correspondente ao contato funcional, para o modelo de dente hígido, observou-se uma distribuição homogênea das tensões, havendo uma concentração nos locais de aplicação de carga e na cervical (Figura 21). Os grupos correspondentes aos modelos com restauração apresentavam áreas de tensões de maiores valores na região onde a carga foi aplicada e nas regiões de esmalte, cimento e cerâmica na cervical da face vestibular e na palatina do dente (Figuras 21, 22 e 24). Analisando-se a Figura dos vetores de tensões máximas (Figura 24), observa-se que as componentes de compressão também se concentraram preferencialmente nos pontos de aplicação das cargas nos três grupos e na região cervical vestibular. Os vetores de componentes trativos se concentram tanto na área de aplicação como na região cervical palatina, área descrita como iniciadora das fraturas cervicais do ensaio mecânico. Pela análise desses vetores, observou-se que as componentes de compressão estão agrupadas na região cervical e vestibular para todos os grupos (Figuras 24). Deve-se ressaltar que a concentração de tensões trativas na região cervical pode atuar no aumento da incidência de patologias nessa região, como a abfração (TANAKA *et al.*, 2003; REES 2002; REES *et al.*, 2003; LEE e EAKLE, 1984).

Nesses mesmos modelos, mas modificando-se para um contato que simule a função de corte, uma carga de 200N foi aplicada na região incisal. Esse ensaio foi descrito no trabalho de TROEDSON e DÉRAND (1998) que classificou essa angulação de *zero graus*. Nos grupos onde os modelos representam a estrutura dentária hígida e preparo vestibular, foi possível observar uma maior concentração de tensões apenas no ponto de aplicação de carga (Figura 26 e 27).

Para o grupo que representava o dente preparado com extensão palatina, observou-se maior concentração de tensões, que se estendiam do ponto de aplicação da carga até a região de extensão do material cerâmico (Figura 27). Pela análise dos vetores, observa-se que as componentes de tração estão agrupadas na região onde a carga foi aplicada, principalmente no material restaurador e no esmalte (Figura 28). Embora os materiais possam apresentar maior resistência à fratura sob as cargas compressivas descritas neste ensaio, os materiais de comportamento frágil (como o laminado cerâmico e o esmalte) quando submetidos às tensões de tração podem vir a fraturar com maior facilidade.

A análise pelo MEF feita neste estudo não levou em consideração a anisotropia dos elementos dentários como representação de uma situação real. Os resultados encontrados são coerentes e sugerem claramente que as componentes das cargas oblíquas (incluindo-se a carga funcional) concentram tensões na região cervical (Figura 22) e que cargas incisais levam a uma concentração de tensão no material restaurador quando este é estendido para palatina (Figura 27).

6.1.4 COMPORTAMENTO ENTRE DUAS FORMAS DE PREPARO.

Atualmente, com a evolução dos materiais odontológicos, a utilização de técnicas restauradoras busca cada vez mais preservar a estrutura dentária. Nesse intuito, os sistemas de restauração que empregam laminados tornam-se uma forma de obter resultados estéticos e funcionais com mínimo de perda de dente.

Os modelos estudados se comportaram de maneira muito similares, mostrando que a extensão de material cerâmico para palatina não tem influência quanto à concentração de tensões no caso do carregamento funcional (Figuras 29, 30 e 33). No entanto, quando o ensaio foi realizado aplicando-se uma carga vertical, foram encontradas diferenças entre os tipos de preparo, principalmente no caso do preparo com extensão palatina onde a carga estava em contato com o material restaurador (Figura 34). Os modelos do dente hígido e preparo vestibular tiveram o desempenho muito próximo em todos os ensaios, enquanto que os modelos com extensão palatina apresentavam áreas de tensões maiores, principalmente na região onde o preparo em esmalte apresentava no seu desenho ângulos vivos, que funcionavam como concentradoras de tensão (Figura 27). A diferença nas áreas de concentração de tensões encontrada nos ensaios de carregamento incisal não torna o uso do material cerâmico na região palatina um problema, mas pode influenciar na escolha do material restaurador. O presente

trabalho utilizou cerâmica feldspática como material restaurador por ser a mais utilizada na prática clínica. No entanto novos materiais cerâmicos vêm sendo produzidos, podendo levar a um melhor desempenho nessa aplicação.

6.2 ENSAIOS MECÂNICOS.

O uso de estruturas que não sejam de origem humana para uso em ensaios mecânicos com laminados já foi realizado em trabalhos anteriores (ANDREASEN *et al.*, 1992; HIGTON *et al.*, 1987). HIGTON *et al.* (1987) utilizaram modelos feitos de materiais poliméros (plásticos) que imitam a características da estrutura dentária e apresenta proporção 2,5 vezes maior que o dente humano para simular ensaios de fratura, aumentando a área de contato entre estrutura dentária e material restaurador, com maior confiabilidade nos ensaios.

Os dentes bovinos utilizados neste trabalho são pelo menos 50% maiores que dentes humanos e apresentam suas estruturas, como dentina e esmalte, com as mesmas proporções e características.

As dificuldades encontradas durante o presente estudo se destacaram quanto à confecção da restauração respeitando a espessura de 0.5mm descrita na literatura como ideal. Durante o processo de queima da cerâmica, esta apresentava trincas, principalmente quando a extensão palatina esteve envolvida, o que levou, em alguns preparos, a um aumento da espessura do material restaurador, além de problemas de adaptação de alguns laminados com os dentes na fase de cimentação criando uma linha de cimento maior que o ideal.

Os valores de fratura encontrados neste experimento foram obtidos pelo sistema de controle de carga do equipamento, que foi programado para interromper o ensaio quando a carga apresentava uma diminuição brusca de 70% do seu valor de aplicação, ou quando o examinador visualizava, com o uso de uma lupa, algum processo de trinca do material restaurador. A avaliação visual pode gerar algum erro na determinação do instante da fratura e assim nos valores encontrados, principalmente no ensaio de carga incisal, onde a observação de trincas era dificultada pelo atuador. O posicionamento do atuador foi definido por dois observadores pois, em alguns casos, a variação anatômica encontrada nos dentes leva à aplicação da carga em pontos diferentes. A classificação das fraturas descritas nas tabelas 5 e 6 mostram resultados onde existe o descolamento da restauração. Esse processo de falha, utilizado para categorizar os ensaios, pode

mostrar a dificuldade de se avaliar as trincas antes do processo de fratura, tendo em vista que alguns casos as trincas foram encontradas com cargas muito baixas, e algumas amostras foram obtidas cargas mais altas. Acredita-se que não foi possível visualizar o processo de início de falha nestes casos.

HAHN *et al.* (2000) utilizaram a forma de carregamento incisal com dentes humanos incisivos inferiores, e sugerem o uso de uma folha metálica de 2mm para absorver impactos possíveis no início do ensaio. Na verdade essa intervenção altera o gráfico de carga, que vai apresentar uma fase de deformação e acomodação maior, mas não altera o resultado final. Os resultados desses autores demonstram que o dente hígido fratura com uma carga inferior quando comparado com o dente restaurado apenas na parte vestibular. Essa diferença não foi encontrada nos ensaios realizados no presente trabalho, onde a carga de fratura dos dentes hígidos foi maior que a dos dentes restaurados.

No presente trabalho verifica-se que uma estrutura dentária hígida consegue dissipar as cargas de forma mais homogênea e alcançar níveis de carga muito superiores, em comparação aos dentes com laminados (Figuras 21 e 22). STOKES e HOODS (1993) mostraram no seu estudo de impacto que dentes restaurados com laminados apresentavam maior resistência à fratura quando comparados com dentes sadios. Os ensaios mecânicos realizados no presente trabalho, utilizando carregamento estático, mostram claramente o comportamento superior das estruturas sem restaurações, que para iniciarem o processo de fratura necessitaram de cargas muito superiores quando comparadas com as estruturas restauradas. Esses resultados não estão relacionados com o local da carga, mas mostram claramente que a estrutura restauradora não pode ser considerada como reforço para o dente.

6.2.1 AVALIAÇÃO DAS DUAS FORMAS DE PREPARO

Entre os dentes preparados houve diferença significativa quanto às cargas de fratura no ensaio de carregamento incisal, conforme os resultados obtidos nas análises por MEF (Figuras 26 e 27). Os dentes que apresentavam a extensão do material restaurador na face palatina fraturaram com cargas mais baixas do que os corpos de prova que tinham o laminado cerâmico aderido apenas na face vestibular. Assim, se justificaria o uso da extensão palatina do preparo apenas por motivos estéticos (possibilidade de caracterização da região incisal) e por facilitar a adaptação da

incrustação. Não existe um consenso sobre onde deve terminar o preparo incisal para laminados. Alguns autores (HIGHTON *et al.*, 1987 e MEIJERING *et al.*, 1997) acreditam que, em todos os casos, a extensão palatina aumenta a resistência deste tipo de restauração. Outros sugerem a extensão apenas por estética ou por motivos de contato oclusal (NORDBQ *et al.*, 1994).

HUI *et al.* (1991) concluíram no seu estudo *in vitro* que laminados com extensão palatina transmitiram mais carga e aumentaram o risco de fratura.

HAHN *et al.* (2000) aplicou carregamento incisal e concluiu no seu ensaio destrutivo que as cargas necessárias para fratura eram maiores nos dentes restaurados com extensão palatina, encontrando valores maiores do que ocorre no ciclo mastigatório normal.

Destaca-se no presente trabalho o fato de que, além da área onde o carregamento funcional foi aplicado, uma outra região fora do ponto de carga, a cervical, apresentou valores elevados de tensões (Figuras 29 e 32). Essa localização é descrita na literatura como aquela onde ocorrem problemas de descolamento e infiltração, principalmente pelo sistema de cimentação usado nesse tipo de restauração (MEIJERING *et al.*, 1998; CALAMIA, 1989; CRISTENSEN & CRISTENSEN, 1991).

FERRARI *et al.* (1992) sugerem que em alguns casos a espessura de 0.5mm de esmalte na cervical pode levar à exposição de dentina, aumentando o risco de microinfiltração. O processo de infiltração na região cervical é maior que em outras regiões que também receberam preparo. A possível razão para isso seria a orientação dos prismas de esmalte e a espessura de esmalte na região. A interface entre o esmalte, cervical e material compósito parece ser mais vulnerável ao processo de infiltração quando comparado com o sistema esmalte, incisal e material compósito.

No trabalho de HEKIMOGLU *et al.* (2004) que compara as duas formas de preparo descritas igualmente neste estudo, os resultados de infiltração se mostraram iguais nas duas formas avaliadas.

Clinicamente as restaurações estudadas são submetidas a um complexo dinâmico de cargas em um ambiente onde a saliva está presente, situação bem diferente da observada neste trabalho. O comportamento das duas formas de preparo é muito parecido quando se trata do carregamento funcional. No entanto, quando foi feito o carregamento incisal, os dentes com extensão do preparo palatino apresentam menor resistência se comparados com o grupo de preparo vestibular. Os valores de fratura

encontrados nos dois grupos (Tabela 5 e 6), entretanto, sempre foram maiores que as cargas do ciclo mastigatório para região de incisivos.

6.2.3 CÁLCULO DAS TENSÕES DE FRATURA

Na avaliação dos dentes após os ensaios mecânicos foram encontradas diferenças significativas na anatomia interna dos dentes que sofreram a fratura com descolamento da porção coronária. Esses dentes, pertencentes ao grupo com carga a 45°, apresentavam variação do diâmetro do conduto pulpar formando anéis de dentina de espessura diferentes. Essas amostras foram avaliadas a partir de imagens digitalizadas e realizados os cálculos das áreas de seção resistente. Com esses resultados foi possível esclarecer a diferença de cargas encontradas durante os ensaios e explicar porque estes dentes fraturavam com valores de cargas tão diferentes. Isso mostra que, além da anatomia externa ser fundamental nas escolhas dos dentes, existe também a necessidade da perfeita identificação e quantificação da sua morfologia interna. Isso pode ser demonstrado a partir das Figuras 36, 37, 38 e 39 onde estão apresentados os gráficos de fratura e o diâmetro pulpar correspondente.

Analisando-se as imagens dos elementos fraturados é possível considerar que a estrutura do dente na região de fratura se aproximava a um cilindro oco, onde as paredes seriam a dentina e o vazio seria a porção pulpar (Figura 14). Essa aproximação possibilitou o uso de fórmulas relacionadas à resistência dos materiais (Momento de Fratura) na região de início de falha da estrutura dentária. Os valores encontrados (Tabela 8) foram comparados com as tensões calculadas na cervical palatina obtidas a partir dos modelos do MEF (Figura 21). Essa avaliação mostrou claramente a capacidade das análises pelo MEF reproduzirem situações de ensaio mecânico com resultados muito próximos. No entanto esses resultados revelam a necessidade de uma análise 3D por MEF para uma melhor avaliação dos valores das tensões de fraturas de dentes.

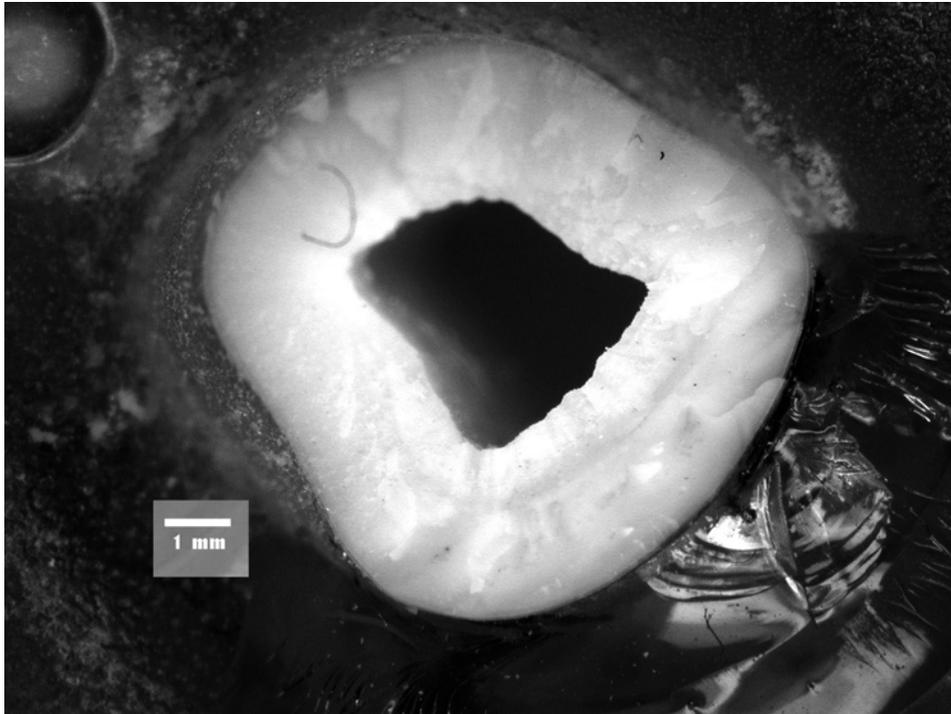


Figura 36: Imagem aumentada da cervical fraturada do dente hígido número 6

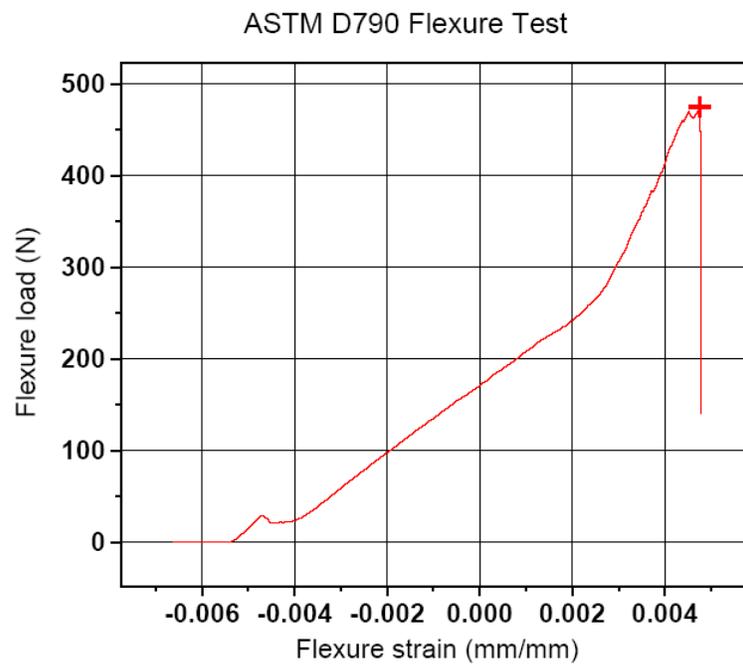


Figura 37: Gráfico correspondente ao dente fraturado da figura 36

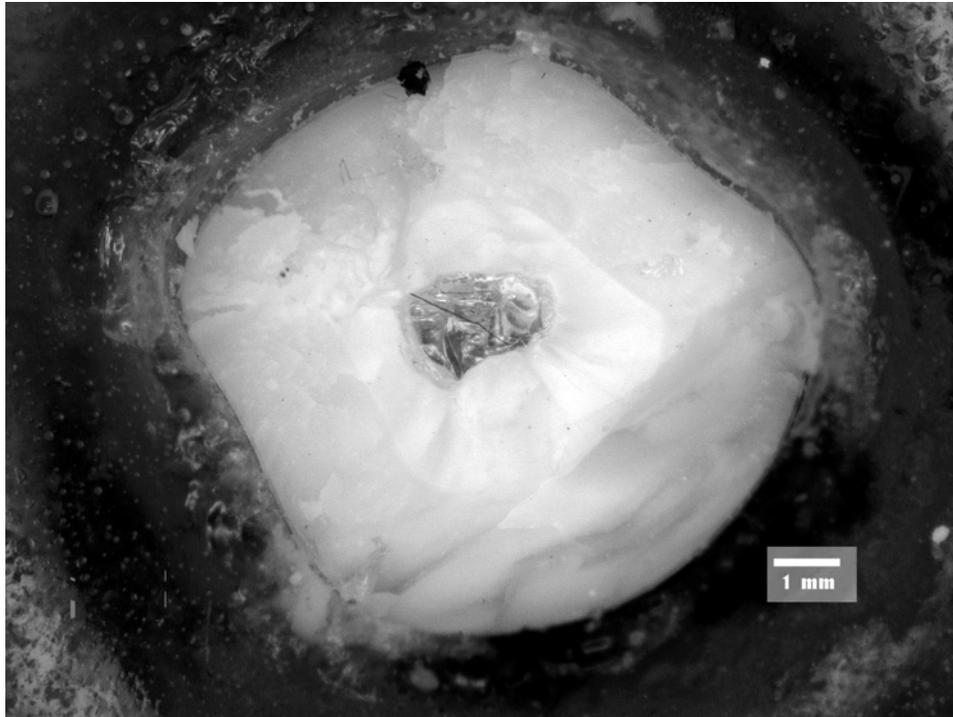


Figura 38: Imagem aumentada da cervical fraturada do dente hígido número 4

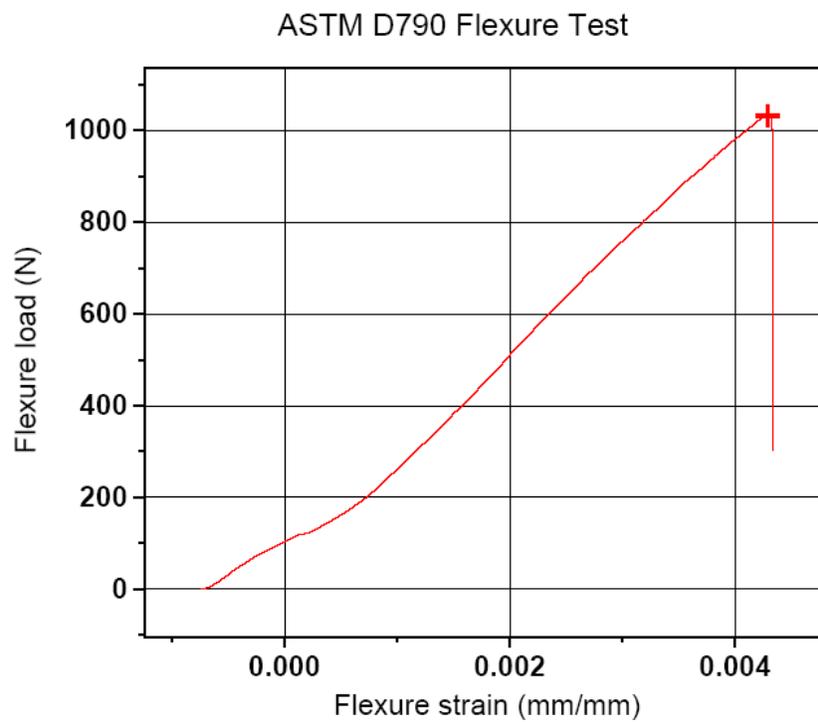


Figura 39: Gráfico correspondente ao dente fraturado da figura 37

6.3 COMPARAÇÃO ENTRE AS ANÁLISES POR MEF E ENSAIOS IN VITRO.

O uso de uma metodologia de simulação do comportamento de um sólido, submetido a um sistema de carregamento por meio de um programa de computador (MEF), é complementar aos ensaios mecânicos realizados neste estudo.

Os resultados obtidos em MEF mostraram que esses modelos de dentes, quando submetidos a uma carga de 200N na face palatina simulando um contato funcional, têm como área de maior concentração de tensão a região cervical próxima à área de fixação, principalmente nos dentes restaurados, e assim se constituem locais para ocorrência de fratura (Figura 21). Esses resultados foram comprovados nos ensaios mecânicos nos quais o grupo controle (não restaurado) apresentou seis dentes com esse tipo de fratura, classificada como cervical. Nos dentes restaurados, as análises por MEF mostram a mesma região de concentração de tensão além da área do material restaurador na porção cervical (Figuras 28 e 32). No entanto nos ensaios mecânicos ocorreram fraturas no material restaurador, principalmente na região incisal, onde em alguns casos o material se descolava (Tabela 6). Isso acontecia para cargas menores do que dos ensaios com dente hígido, mostrando nitidamente que essa seria a região de concentração de tensões, podendo assim alcançar o valor de tensão crítica de fratura do material restaurador.

Nos grupos de dentes restaurados também foram encontradas fraturas do tipo cervical, no total de cinco amostras, mostrando que os modelos dentários submetidos ao MEF contribuíram de forma eficiente na visualização das tensões desses sólidos (Figuras 28 e 32). No caso dos modelos de MEF onde foi aplicada a carga incisal indicaram claramente o que viria acontecer nos ensaios mecânicos: a área de tensão se concentrava principalmente no local de aplicação da carga (Figuras 27 e 28). Os resultados encontrados nesses ensaios para os dentes hígidos apresentam um tipo de fratura classificada como longitudinal, na qual o dente, pela carga aplicada, tinha sua coroa totalmente destruída. Nos dentes restaurados o ensaio era interrompido com valores de carga mais baixos (fato que também aconteceu no ensaio de contato funcional), pois a presença de trincas visualizada pelo operador levava à interrupção do experimento, mesmo que a variação nos valores de carga não fossem suficientes para acionar a interrupção do ensaio. As fraturas ficaram distribuídas somente na região incisal, área descrita no MEF como concentradora de tensões. Os ensaios mecânicos apresentaram resultados de fratura muito próximos àqueles das tensões obtidas por MEF (Figuras 34 e 35).

Verifica-se assim que os resultados obtidos pelo MEF conseguem mostrar, através de modelos matemáticos, as áreas concentradoras de tensões, possibilitando uma comparação com resultados encontrados nos ensaios mecânicos. Não existe método ideal para testar os materiais dentários, sendo a melhor conduta utilizar os resultados encontrados tanto no teste mecânico como no MEF.

| | |
|--|-----------|
| 6. DISCUSSÃO | 50 |
| 6.1 ANÁLISES DAS TENSÕES POR MEF | 50 |
| 6.1.1 COMPARAÇÃO ENTRE MODELOS HUMANOS E BOVINOS..... | 51 |
| 6.1.2 COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES FORMAS DE ENGASTE..... | 51 |
| 6.1.3 INFLUÊNCIA DA ANGULAÇÃO E CARGA APLICADA | 52 |
| 6.1.4 COMPORTAMENTO ENTRE DUAS FORMAS DE PREPARO..... | 53 |
| 6.2 ENSAIOS MECÂNICOS. | 54 |
| 6.2.1 AVALIAÇÃO DAS DUAS FORMAS DE PREPARO | 55 |
| 6.2.3 CÁLCULO DAS TENSÕES DE FRATURA..... | 57 |
| 6.3 COMPARAÇÃO ENTRE AS ANÁLISES POR MEF E ENSAIOS IN VITRO..... | 60 |

7. CONCLUSÕES

1. O dente bovino apresentou comportamento muito próximo do dente humano nos ensaios de MEF, e assim poderão ser aproveitados como forma alternativa para ensaios onde se tenha dificuldade de obter amostras de dentes humanos.
2. As análises de tensões obtidas por MEF nos quais a forma de engaste do modelo era modificada, mostram claramente as alterações na distribuição das tensões principais em relação à área de fixação, sendo necessário criar modelos o mais próximo possível do ensaio mecânico simulado.
3. Os modelos apresentavam variações de distribuição e de tensões relacionadas com o ângulo de aplicação da carga. Nos modelos com cargas a 45 graus estas se limitavam à região cervical e no ponto de aplicação, enquanto nos modelos onde a carga foi aplicada apenas na incisal verifica-se uma concentração de tensões apenas nesta região.
4. Não se verificou diferença significativa na distribuição e intensidade de tensões entre as diferentes formas de preparo a partir das análises por MEF.
5. O comportamento dos dentes submetidos ao ensaio mecânico está de acordo com os resultados obtidos nas análises da distribuição das tensões por MEF. No entanto as cargas de fratura obtidas nesses ensaios mecânicos foram muito superiores às cargas aos quais esses dentes estarão submetidos no ambiente bucal. No ensaio com cargas a 45 graus os anéis de dentina influenciaram os resultados, devendo ser observado nos trabalhos futuros a relação da anatomia interna com os resultados de fratura.
6. Nos ensaios mecânicos o comportamento dos dentes restaurados com laminados e extensão palatina foi inferior aos dentes restaurados apenas na região vestibular.

| | |
|----------------------------|-----------|
| 7. CONCLUSÕES | 62 |
|----------------------------|-----------|

8. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

1. Utilização de modelos tridimensionais para análise em Métodos de Elementos Finitos (MEF – 3D).
2. Utilização de dentes humanos para comparar com os resultados obtidos no presente trabalho, de modo que a utilização de dentes bovinos possa ser assegurada neste tipo de estudo.
3. Simular o carregamento mastigatório *in vitro* (carregamento cíclico) para análise da propagação dos defeitos localizados na região de interface.

8. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS 63

9. BIBLIOGRAFIA

- ABDALLA, A.I., DAVIDSON, L.C., 1996, "Effect of mechanical load cycling on the marginal integrity of adhesive class I resin composite restoration". **J Dent.** v. 24, n. 1-2, pp. 87-90.
- ALBUQUERQUE R.C., ABREU, P.L.T., FONTANA, R.H.B.T.S., CIMINI C.A., 2003, "Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts" **J Oral Rehabil.** v.30, pp. 936-943.
- ANDREASEN, F.M., FLUGGED E., DAUGAARD-JENSEN, J., MUNKSGAARD E.C., 1992, "Treatment of crown fracture incisors with laminate veneers restorations. An experimental study". **Endod Dent Traumatol.** v. 8, pp. 30-5.
- ANTONIADENS, M.H., KOLINIOTU-KUBIA, E., DIONYSSOPOULUS, P., 2004, "The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive". **J Oral Rehabil.** v.31, pp. 911-917.
- BARINK, M., VAN DER MARK, P.C.P., FENNIS, W.M.M., et al., 2003, "A three-dimensional finite element model of the polymerization process in dental restorations", **Biomaterials**, v. 24, pp.1427-1435.
- BARSOUM, M., 1997, **Fundamentals of Ceramics**, ed.McGraw-Hill
- BOWEN, R.L., 1956, "Use of epoxy resins in restorative materials", **J Dental Res**, v.35, pp.360-369.
- BOWEN, R.L., 1963, "Properties of silica-reforced polymer for dental restorations". **J Am Dent Assoc**; v. 66. pp. 57-64.
- BUONOCORE, M.G., 1955, "A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces", **J Dent Res**, v. 34, pp. 849-853.
- CALAMIA, J.R., 1989, "Clinical evaluation of etched porcelain veneers". **Am J Dent.** v. 2, n. 10, pp. 9-15.
- CALLISTER WD. **Ciência da Engenharia dos Materiais: Uma Introdução.**, 2002, 2 ed.LTC.
- CHERUKARA, G.P., SEYMOUR, K.G., SAMARAWICKRAMA, D.Y.D., 2003, "Geographic distribution of porcelain veneer preparation depth with various clinical techniques". **J Prosthet Dent.** v. 89, n.6, pp .544-50.
- COHEN, B.I., PAGNNILLO, M., CONDOS, S.E., DEUTSCH, A.S., 1995, "Comparación of the torsional forces at failure for seven endodontics post systems". **J Prosthet Dent.** V.74, n.4, pp. 350-357.

- CRISTENSEN, G.J., CRISTENSEN, R.P., 1991, "Clinical observation of porcelain veneers – A three year report". **J Esthet Dent**. v.3, n. 5, pp.174-179.
- CUNHA, A.R.C.C., 2005, "Efeito do modo de carregamento oclusal na distribuição de tensões em dentes pré-molares com lesão cervical de abfração". Tese MSC COPPE/UFRJ. Rio de Janeiro.RJ. Brasil,
- DEAN, J.P., JEANSONNE, B.G., SARKAR, N., 1998, "In vitro evaluation of a carbon fiber post". **J Endodo**. v. 24, n. 12, pp. 807-810.
- DIETER, G.E., **Mechanical Metallurgy**, 1988, SI Metric Edition. London, McGraw-hill Book Company.
- DUNNE, S.M., MILLAR, B.J., 1993, "A Longitudinal study of the clinical performance of porcelain veneers". **BR Dent J**. v.6, pp. 317-321.
- DUMFART, H., 1999, "Porcelain Laminate Veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part I- Clinical Procedure". **Int J Prosthodont**. v.12, n.6. pp. 505-513.
- DUMFART, HERBERT, 2000, "Porcelain Laminate Veneers. A retrospective evaluation after 1 to 10 years of service: Part II- Clinical Results". **Int J Prosthodont**. v.13, n.1. pp. 9-18.
- EDELHOFF, D., SORENSEN, J., 2002, "Tooth structure removal associated with various preparations designs for anterior teeth". **J Prosthet Dent**. v. 87, pp. 503-9.
- ENSAFF, H., O'DOHERTY, D.M., JACOBSEN, P.H., 2001, "The influence of the restoration-tooth in light cured composite restorations: a finite element analysis", **Biomaterials**, v.22, pp. 3097-3103.
- EWALDS, H.L., WANHILL, R.J.H., 1986, **Fracture Mechanics**, Edward Arnold 3 ed.
- FRIEDMAN, M.J.A., 1998, "A 15 year review of porcelain veneer failure – "A clinican observation". **Compend Contin Educ Dent**. v. 19, n. 6, pp. 625-36.
- FERRARI M., PATRONI S., BALLERI P., 1992, "Measurement of enamel thickness in relation to reduction for etched laminante veneers". **Int J Periodont Rest Dent**. v.8, pp.407-13.
- FENNER, D.N., 1987, **Engineering stress analysis: a finite element approach**. **Chichester: Ellis Horwood**..
- FENNER, D.N., 1998, "Three-dimensional finite element análise of termal shock in a premolar with a composite resin MOD restoration", **Medical Engineering & Physics**, v.20, pp.269-275.

- FOUAD, K.W., FIRAS, J.S., STEVEN, M.M., 2003, "The effect of thermocycling on microleakage of several commercially available composite classe V restoration in vitro". **J Prosthet Dent.** v. 90, n. 2, pp. 168-74.
- FOWLER, C.S., SWARTZ, M.L., MOORE, B.K.; RHODES, B.F., 1992, "Influence of selected variables on adhesion testing". **Dent. Mater.** v.8, pp. 265-269.
- GALIATSATOS. A.A., 2002, "Five-year clinical performance of porcelain laminate veneers". **Quintessence Inter.** v.33, pp.185-189.
- GWINNETT, A.J., MATSUI, A., 1967, "A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesives", **Arch Oral Biol**, v.12, pp.1615-1619.
- HAHN, P., GUSTAV, M., HELLWING, E., 2000, " An in vitro assessment of the strength of porcelain veneers dependent on tooth preparation". **J Oral Rehabi.** v. 27, pp. 1024-1029.
- HAREBERG, C., 1987, "Assessment of bite force: A review". **J Craniomandib Disord.** v. 1, pp. 162-169.
- HELKIMO, E., INGERVALL B., 1978, "Bite force and functional state of the masticatory system in young men". **Swed Dent J.** v. 2, pp.167-175.
- HEKIMOGLU, N.; ANIL, E., YALCIN., 2004, "A microleakage study of ceramic laminate veneers by autoradiography: effect of incisal edge preparation". **J Oral Rehabil.** n.31, pp.265-270.
- HIGHTON, R., CAPUTO, A.A., MÁTYÁS, J., 1987, "A photoelastic study of stresses on porcelain laminates preparation". **J Prosthet Dent.** v. 58, pp.157-161.
- HOWELL A.H., MANLY, R.S., 1948, "An electronic strain gauge for measuring oral forces". **J Dent Res.** v. 27, pp.705.
- HUI, K.K.K., WILLIAMS, B., DAVIS, E.H., 1991, "A comparative assessment on the strength of porcelain veneers for incisors teeth dependent on their design characteristics". **British Dental Journal.** v. 171, pp. 51-5.
- ISIDOR, F., BRONDUM, K., RAVNHOLT, G., 1999, "The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricate titanium posts". **Inter J Prosthodont.** v.12, n.1, pp. 78-82.
- JACOPO, C., ANTHONY, H.L.T., KEITH, P., JACK, I.N., JOHN, C.K., 2000, "Fracture load and mode of failure of ceramic veneers with different preparations". **J Prosthet Dent.** v. 83, pp. 171-80.
- JOHNSTON, C.D., 1998, "Bonding to molars – the effect of etch time (an in vitro study)", **Europ J Orthodont**, v.20, pp.195-199.

- LAMBJERG-HANSEN, H., ASMUSSEN, E., 1997, "Mechanical properties of endodontic posts". **J Oral Rehabil.** v. 24, n. 3, pp. 882-887.
- LEE, W.C., EAKLE, W.S., 1984, "Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth". **J Prosthet Dent.** n. 52, pp.374.
- LIN, C.P., DOUGLAS W.H., 1994, "Structure –Property Relations and Crack Resistance at the Bovine Dentin-Enamel Junction".**J Dent Res.** v.73, n.5, pp.1072-1078.
- LIBMAN, J. W., NICHOLLS, J.I., 1995, "Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns". **Inter J Prosthodont.** v. 8, n. 2, pp. 155-161.
- MAGNE P., KUNG-ROCK, K., BELSER, U.C., JAMES, S.H., WILLIAN H.D., 1999, "Crack propensity of laminate veneers: A simulated operatory evaluation". **J Prosthet Dent.** v. 81, n. 3, pp. 327-34.
- MEIJERING, A., GREUGERS, N.H.J., ROETERS, F.J.M., MULDER, J., 1998, "Survival of three types of veneers restoration in clinical trial: A 2.5 year interim evaluation". **J Dent.** v. 26, pp. 563-568.
- MENDOZA, D.B., EAKLE, W.S., KAHL, E.A.; 1997, "Root reinforcement with a resin-bonded preformed post". **J Prosthet Dent.** v. 78, n.1, pp.10-15.
- MOTA, C.S., FLAVIO, F.D., GUILHERME, B.C., JOHN, M.P., 2003, "Tensile bond strength of four resin lutin agents to bovine enamel and dentine". **J Prosthet Dent.** v. 89, pp. 558-64,
- MONDELLI, J., 2002, **Dentística: Procedimentos pré-clínicos.** 1ª edição, In: Editora Santos.
- MORIN, D.L., CROSS, M., VOLLER, V.R., DOUGLAS ,W.H., DELONG, R., 1988, "Biophysical stress analysis of restored teeth: Modelling and Analysis". **Dent Mater,** n.4, pp. 77-79.
- MOUSTAFA, E.S., JACOBI R., 1989, "The ceramic reverse three-quarter crown for anterior teeth: preparation design". **J Prosthet Dent.** v. 61, pp.4-6.
- NAKAMIHI, I., IWAKU, M., FUSAYAMA, T., 1983, "Bovine Teeth as possible Substitutes in the Adhesion Test". **J. Dent Res.** v .62, n. 10, pp. 1076-1081.
- NARONG P., GERARD C., ISRAEL F.M., 2004, "In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems". **J Prosthet Dent.** v. 92 pp. 491-5.

- NORDBQ, H., RYGH-THORESEN, N., HENAUG, T., 1994, "Clinical performance of porcelain laminate veneers without incisal overlapping: 3-year results". **J Dent.** v. 24, pp. 342-5.
- PINCUS, C.L., 1938, "Building mouth personality". **JS Calif Dent Assoc J.** v. 14, pp. 125-9.
- REES, J. S., 2002. "The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study". **J Oral Rehabil**, v.29, pp. 188-193.
- REES, J. S., HAMMADEH M., JAGGER, D. C., 2003, " Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: A finite element study". **Eur J Sci**, v. 111, pp. 149-154.
- RUBIN, C., KRISHNAMURTHY, N., CAPILOUTO, E. *et al.*, 1983, "Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model", **J Dent Res**, v.62, n.11, pp.82-86.
- RUCKER, L.M., RICHTER W. & MACENTEE, M.R., 1990, "Porcelain and resin veneers clinically evaluated: 2-years results". **J Am Dent Assoc**, v. 121, pp .594-6.
- SAMPAIO FILHO, H.R., DIAS, A.A.M.; RIBEIRO, L.C., 2003, "Microinfiltração em Restaurações Cervicais de Pré-molares após o Carregamento Oclusal. **RBO**, v.60, n.3, pp. 157-160.
- SANO, H., SHONO, T., SONDA, H., TAKATSU, T., CIUCHI, B., CARVALHO, R., PASLHEY, D.H., 1994, "Relationship between surface área for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of a micro-tensile bond test". **Dent Mater.** v. 10, pp. 236-240.
- SAUNDERS, W.P., 1988, "The shear impact retentive strengths of four dentine bonding agents to human and bovine dentine". **J. Dent.** v.16, n.5, pp.223-238.
- SEYMOUR, K.G., CHERUKARA, P.G., DAYANANDA, Y.D., 2001,"Stresses within porcelain veneers and the composite lute using different preparation design". **J Prosthet Dent.** v. 10, n.1, pp.16-21.
- SCHILKE, R., BAUB, O., LISSON, J.A., SCHUCKARM, M., GEURTSSEN, W., 1999, "Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements". **Am. J Dent.** v. 12, n. 2, pp. 92-96.
- SHAINI, F.J., SHORTALL, A.C.C., MARQUIS, P.M., 1997, "Clinical performance of porcelain laminate veneers. A retrospective evaluation over a period of 6.5 years". **J Oral Rehabil.** n.24, pp.553-559.

- SOUZA, E.M., SILVA E.S.J., LOPES, M.H., OSTERNACK F.H.R., 2002, “Facetas estéticas indiretas em porcelana”. **JBD**. v.1 pp. 256-62,.
- SOUZA, A.N., 2004, **Desenvolvimento de sistema para reparo de dutos submarinos utilizando materiais compósitos**. Tese D.Sc. COPPE/UFRJ. Rio de Janeiro,RJ, Brasil.
- STETLER-STEVENSON W.G., VEIS A., 1986, “Type I collagen shows a specific binding affinity for bovine dentin phosphophoryn”. **Calcif Tissue Int**. v.38, pp. 135.
- STOKES, A.N., HOOD, J.A., 1993, “Impact fracture characteristics of intact and crowded human central incisors”. **J Oral Rehabil**. v. 20, pp .89-95.
- SWATZ, M.L. et al., 1983, “Visible-light-activated Resins. Depth of Cure”, **J Am Dent Assoc**. v.106, pp. 634.
- SURMONT, P., et al., 1992, “Comparison in Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets between Five Bonding Systems Related to Different Etching Times: An in vitro Study”, **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.101, n. 5, pp. 414-419.
- WALTIMO, A., KONONEN, M., 1993, “A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults”, **Scand Journal Dental Res.**, v. 101, pp.171-175.
- WATANABE, I., NAKABAYASHI., 1996, “Dentin shear strength: effects of tubule orientation and intra tooth location”, **Dent Mater**, v.12, pp.109-115.
- WYLIE, S.G., KTAN, H., BROOKIE, K., 2000, “Restoring the vertical dimension of mandibular incisors with bonded ceramic restoration”. **Austr Dental J**. v. 45, n. 2, pp. 91-96.
- TANAKA, M., NAITO, T., YOKOTA, M. *et al.*, 2003, “Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force”. **J Oral Rehabil**, v.30, pp. 60-67.
- TANTBIROJN, D., VERSLUIS, A., PINTADO, M.R., et al., 2004, “Tooth deformation patterns in molars after composite restorations”, **Dent Mater**, v.20, pp. 535-524.
- THRESHER, R.W., SAITO, G.E., 1973 “The stress analysis of human teeth”, **J Biomech**, v.6, pp. 443-449.
- TIMOSHENKO, S.P., 1979, **Resistência dos Materiais**. 3. ed. Ed Livros técnicos e científicos.
- TROEDSON, M., DERND, T., 1999, “Shear stresses in the adhesive layer under porcelain veneers”. **Acta Odontol Scand**.v.56, pp. 257-62.

- VELLINE, F. Ferreira, 1996, **Ortodontia Diagnóstico e Planejamento Clínico**. Ed. Editora Arte Médica.
- VIEIRA F.V., LIMA S.C., 1992, " A espessura do esmalte no preparo de facetas estéticas". **Rev Assoc Paul Cir Dent**; v. 46, pp. 869-72.
- VILELLA, O. V. 1998, **Manual de Cefalometria**. 2 ed. Editora Filiada,
- YETTRAM, A. L., WRIGHT, K. W., PICKARD, H. M., 1976, "Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth", **J Dental Res**, v. 55, n. 6, pp. 1004 -1011.
- ZAIMOGLU, A., KARAAGAÇLIOGLU, L., UÇTASLI., 1992, "Influence of porcelain material and composite luting resin on microleakage of porcelain veneers". **J. Oral Reabil.**, v. 19, n. 4, pp. 319-27.
- ZISKIND, D., VENECIA, E., KREISMAN, I., et al., 2003, "Amalgam type, adhesive system, and storage period as influencing factors on microleakage of amalgam restorations", **J Prosthet Dent**, v. 90, n.3, pp. 255-260.
- ZIENKIEWICS, O.C., 1977, **The finite elements method**. New York: McgrawHill.

9. **BIBLIOGRAFIA**..... 64

10. ANEXO

Gráfico do ensaio no carregamento funcional dos dentes com restauração vestibular:

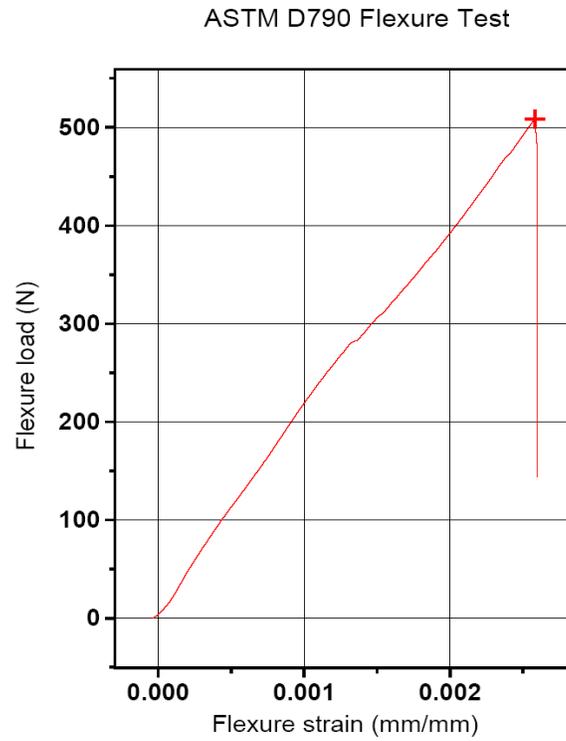


Gráfico do dente n°1

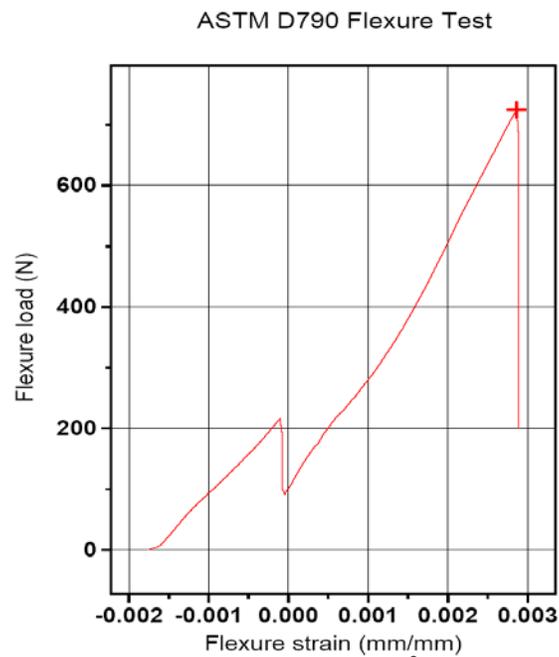


Gráfico do dente n°4

ASTM D790 Flexure Test

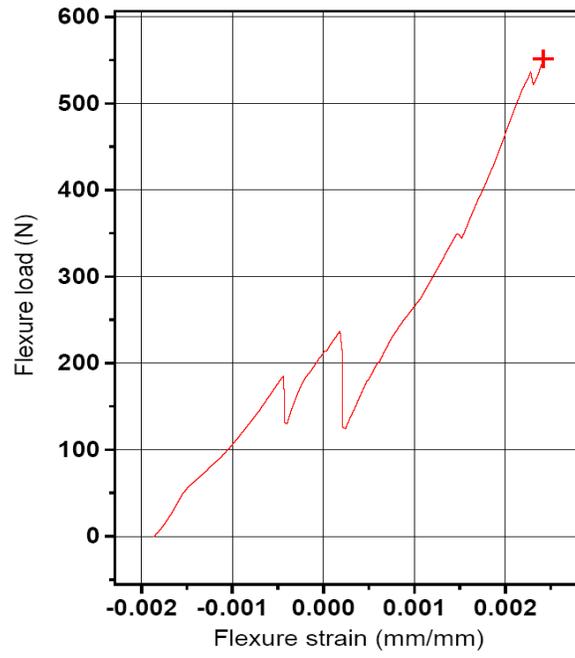


Gráfico do dente n°2

ASTM D790 Flexure Test

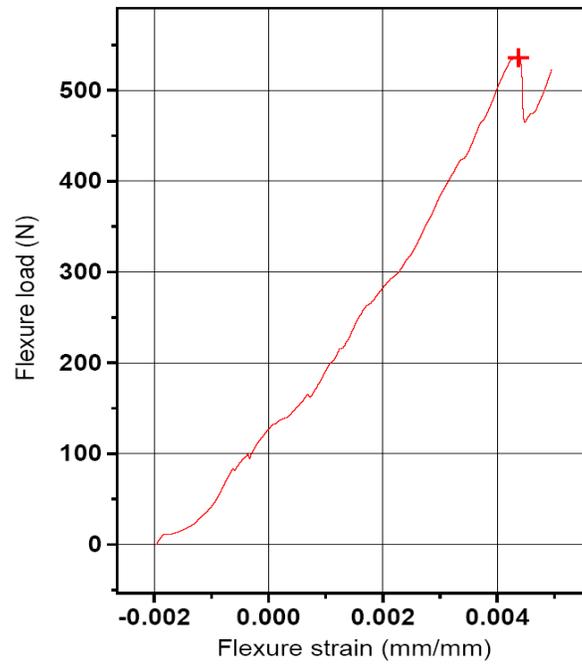


Gráfico do dente n°5

ASTM D790 Flexure Test

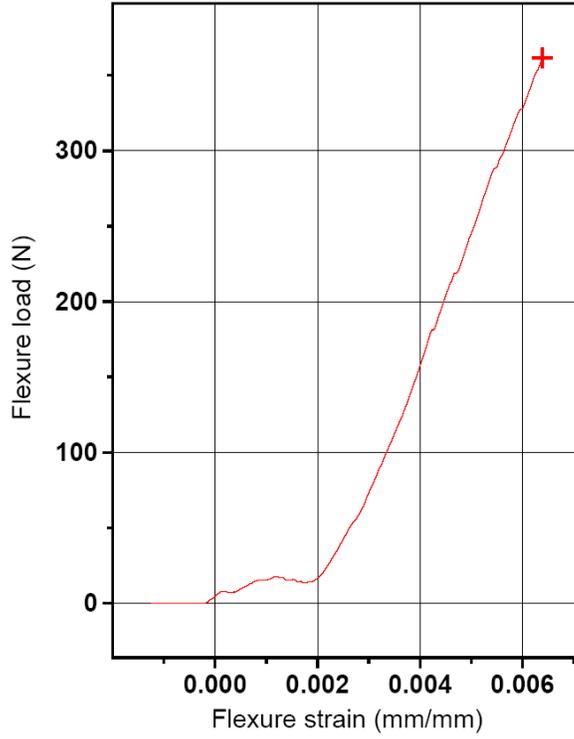


Gráfico do dente n°3

ASTM D790 Flexure Test

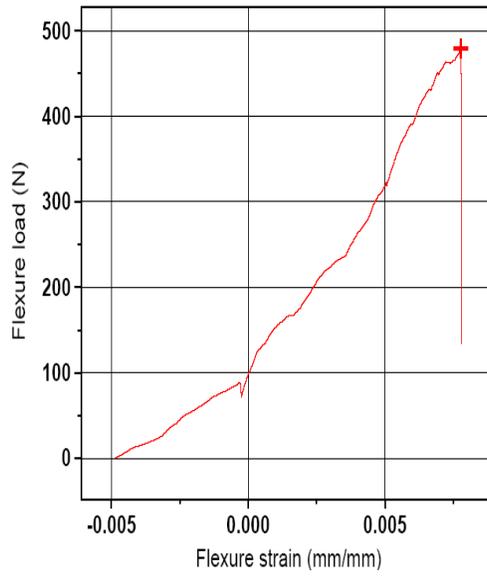


Gráfico do dente n°6

ASTM D790 Flexure Test

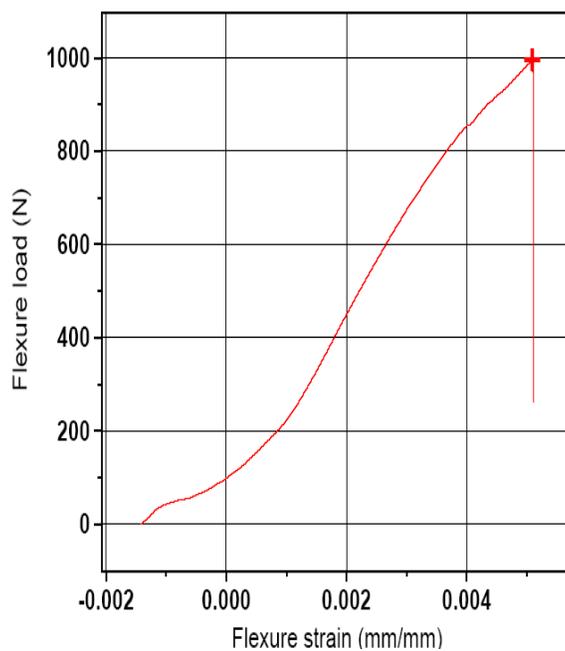


Gráfico do dente n°7

Gráficos do ensaio funcional dos dentes com preparo palatino:

ASTM D790 Flexure Test

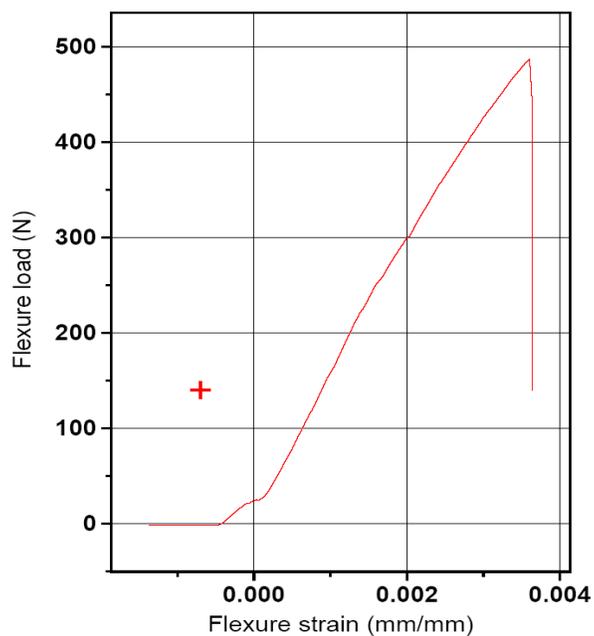


Gráfico do dente n°7

ASTM D790 Flexure Test

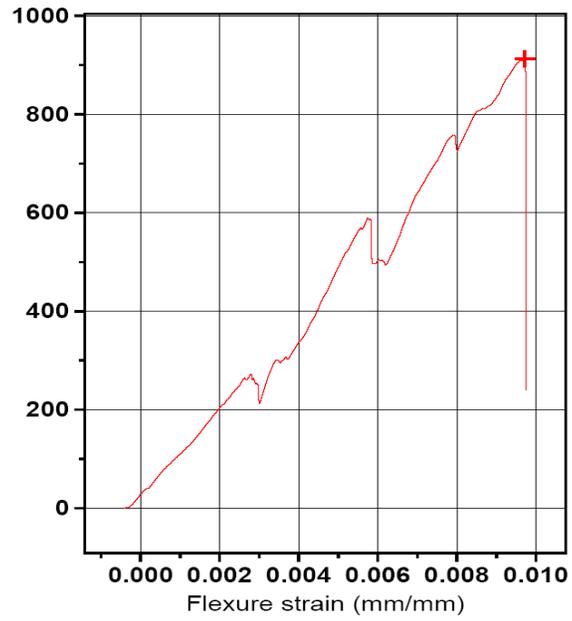


Gráfico do dente n°5

ASTM D790 Flexure Test

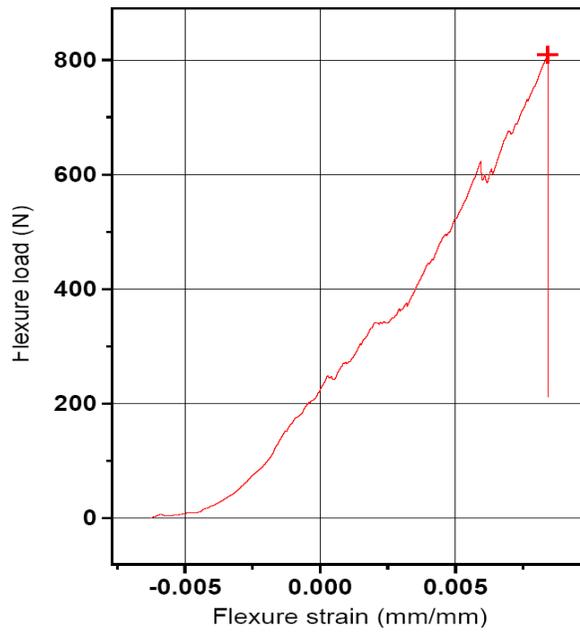


Gráfico do dente n°2

ASTM D790 Flexure Test

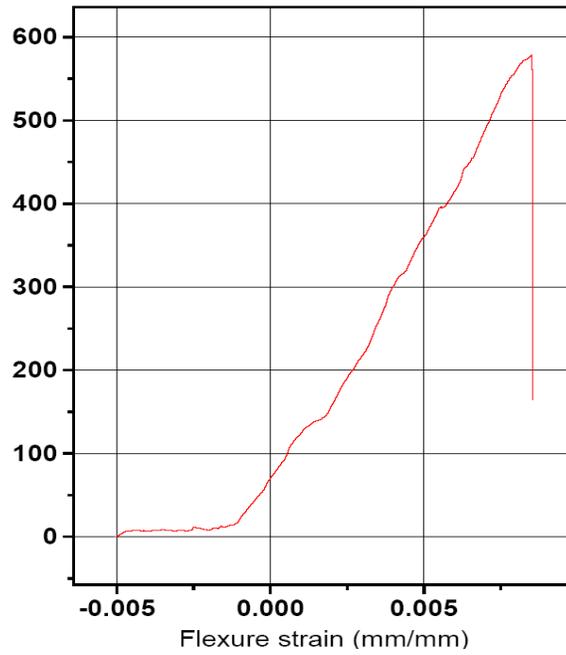


Gráfico do dente n°6

ASTM D790 Flexure Test

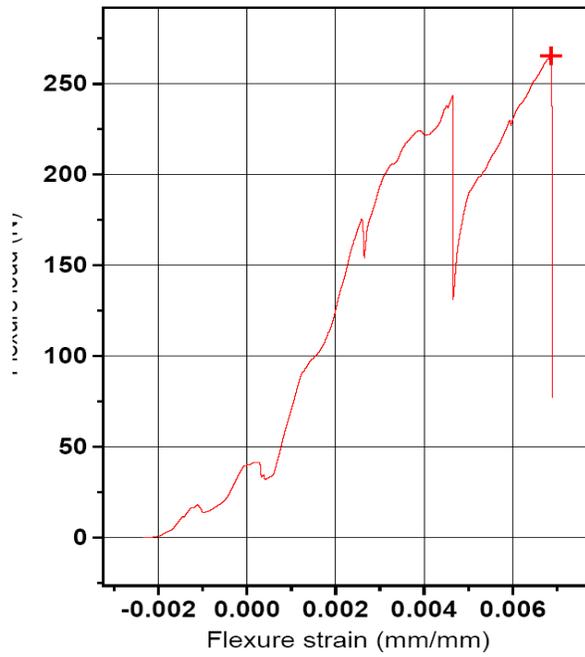


Gráfico do dente n°3

ASTM D790 Flexure Test

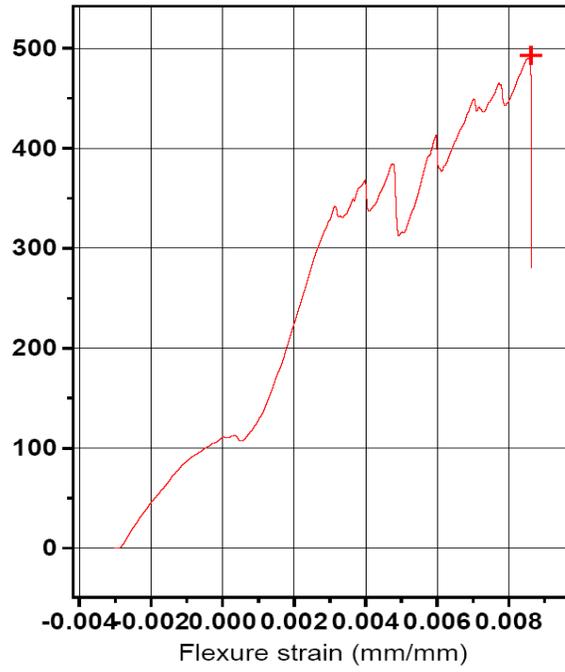


Gráfico do dente n°1

ASTM D790 Flexure Test

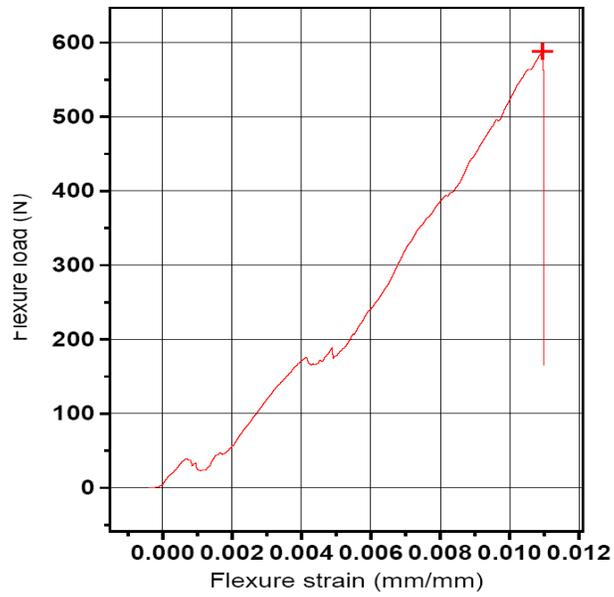
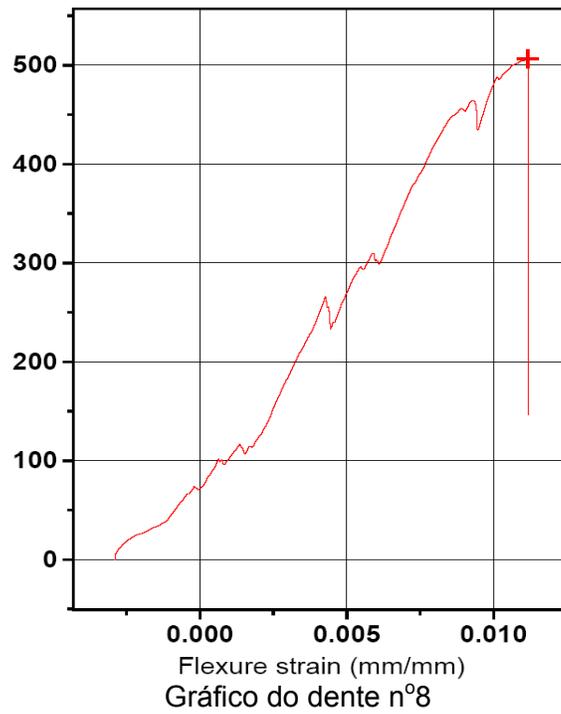


Gráfico do dente n°4

ASTM D790 Flexure Test



Gráficos do ensaio funcional dos dentes hígidos:

ASTM D790 Flexure Test

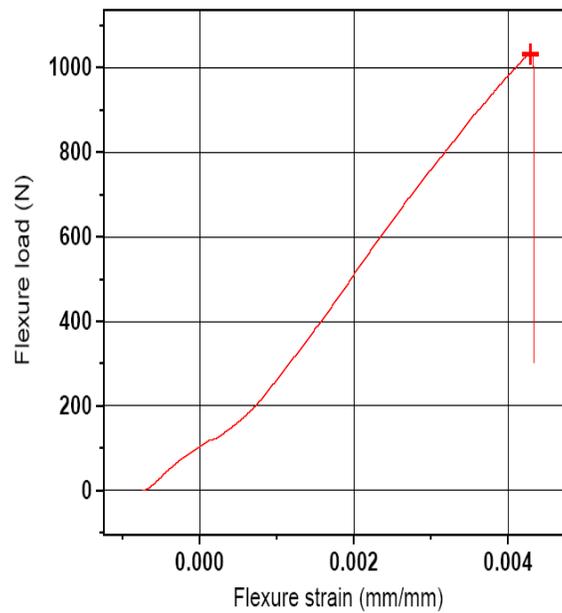


Gráfico do dente n°1

ASTM D790 Flexure Test

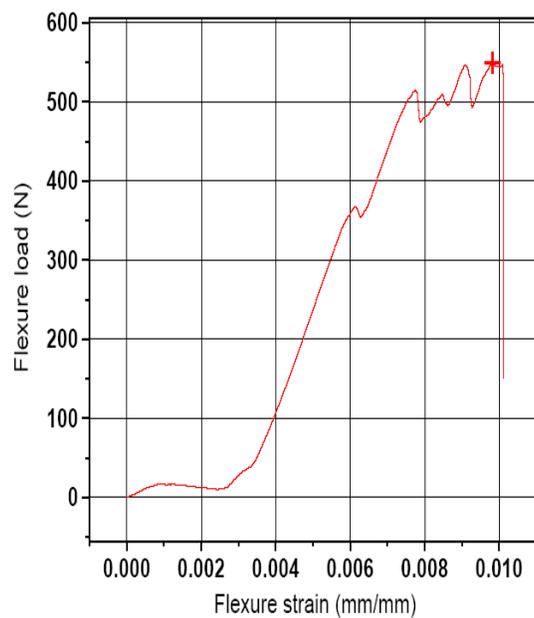


Gráfico do dente n°5

ASTM D790 Flexure Test

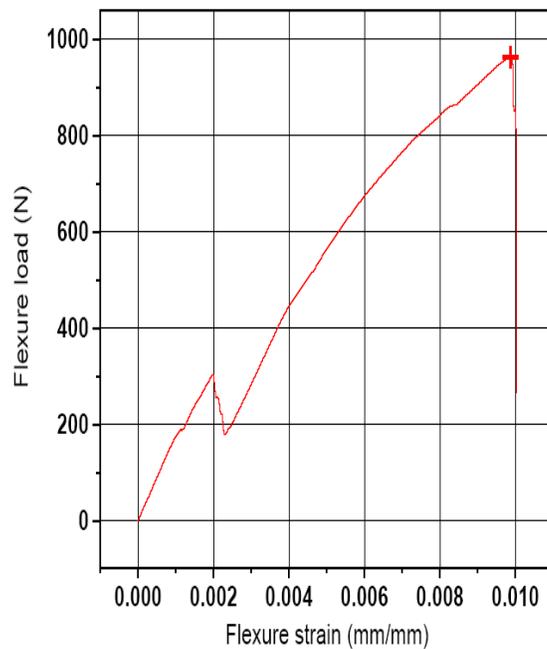


Gráfico do dente n°2

ASTM D790 Flexure Test

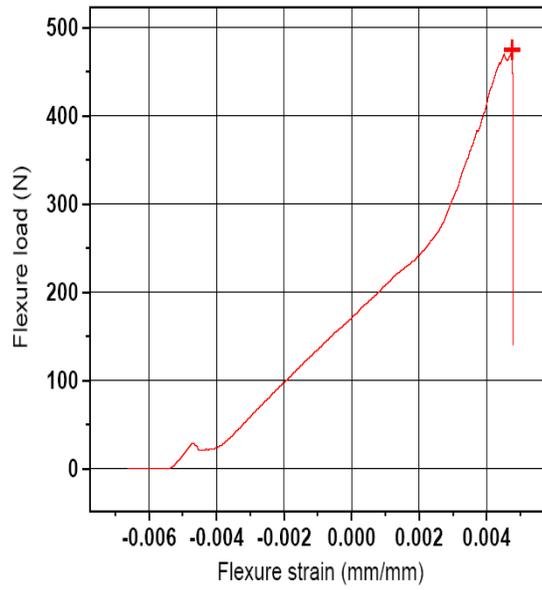


Gráfico do dente nº6

ASTM D790 Flexure Test

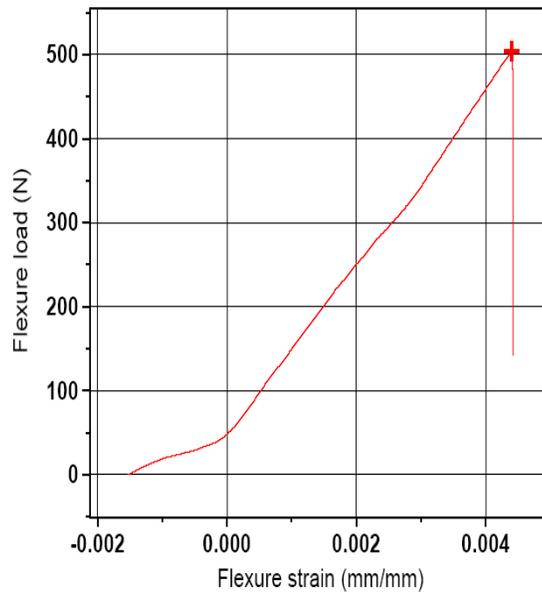


Gráfico do dente nº3

ASTM D790 Flexure Test

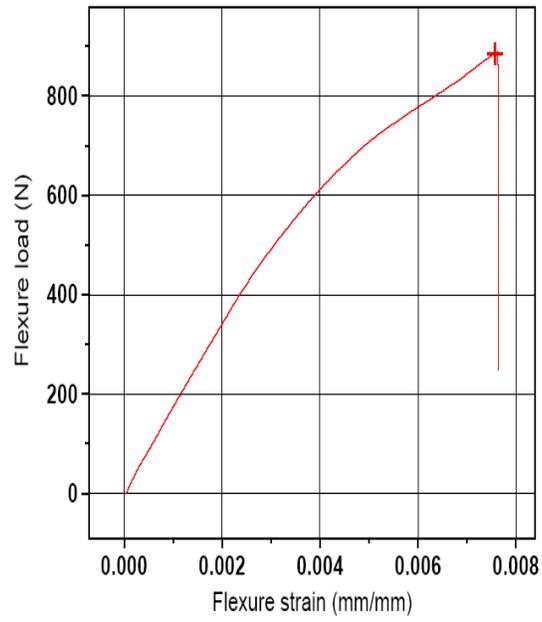


Gráfico do dente nº7

ASTM D790 Flexure Test

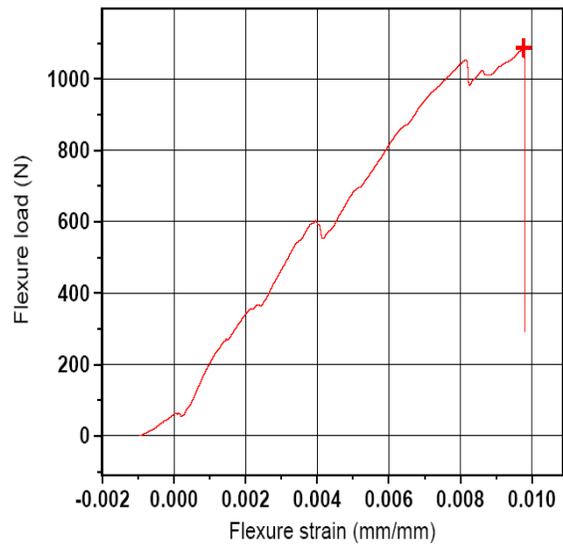


Gráfico do dente nº4

ASTM D790 Flexure Test

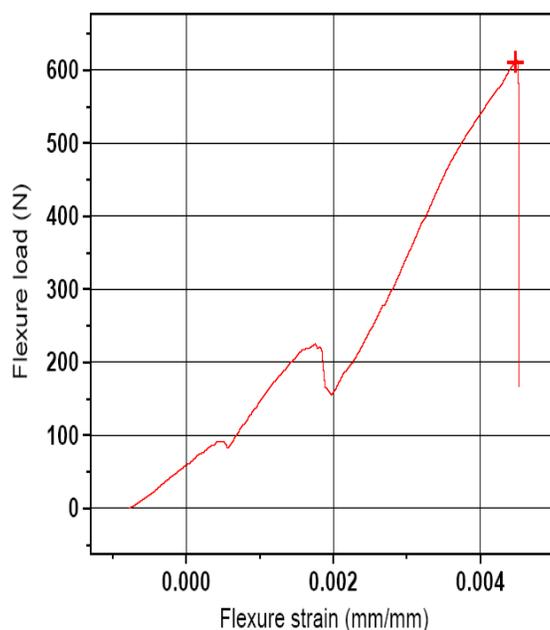


Gráfico do dente n°8

Gráficos do ensaio incisal dos dentes com preparo vestibular:

ASTM D790 Flexure Test

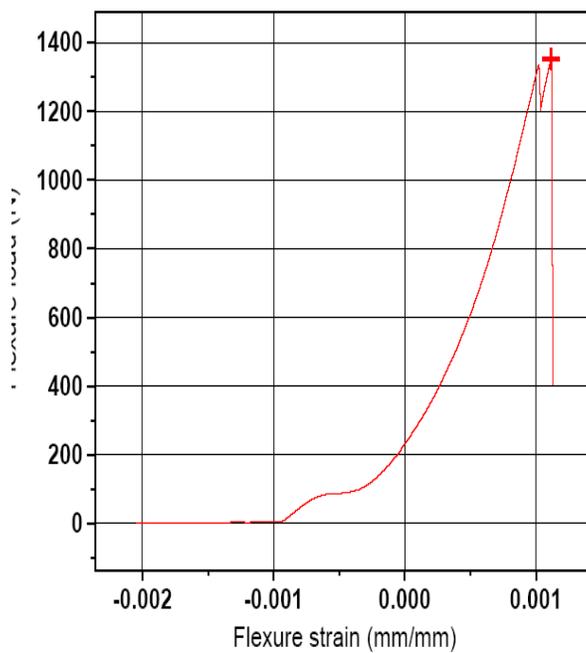


Gráfico do dente n°1

ASTM D790 Flexure Test

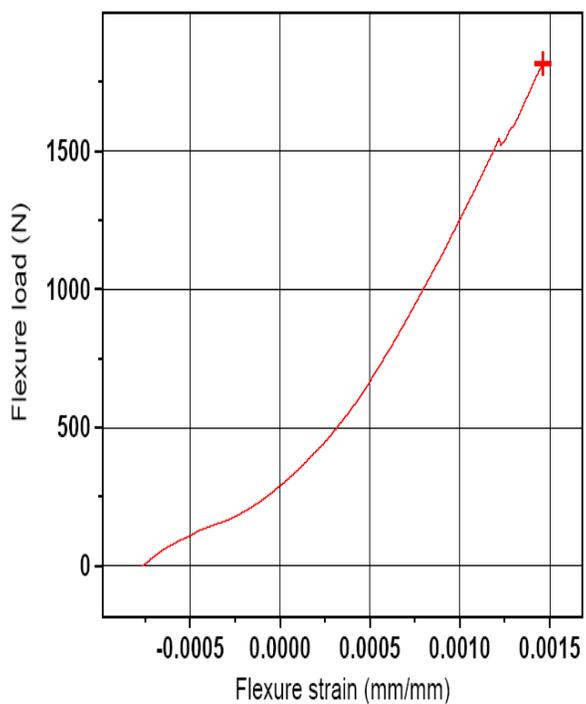


Gráfico do dente n°5

ASTM D790 Flexure Test

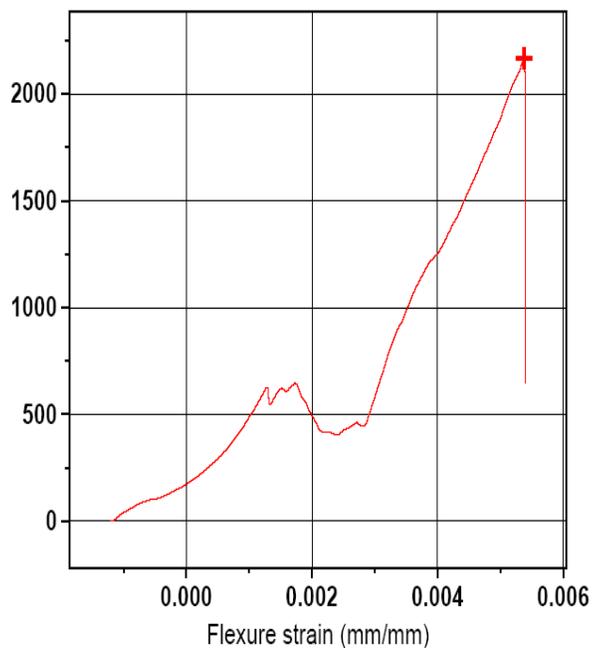


Gráfico do dente n°2

ASTM D790 Flexure Test

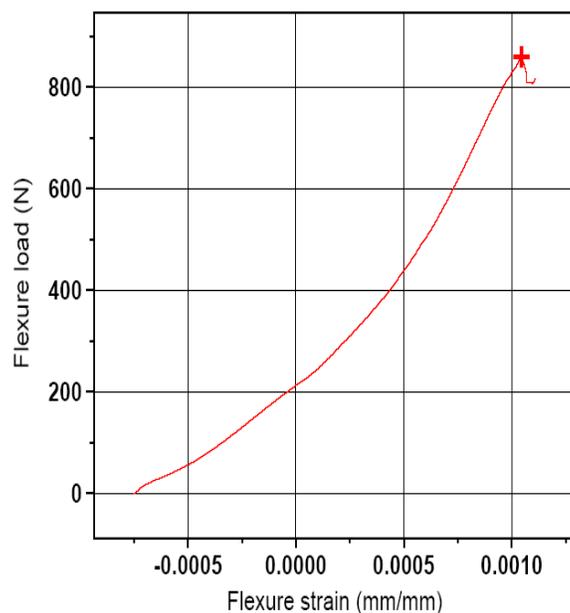


Gráfico do dente n°7

ASTM D790 Flexure Test

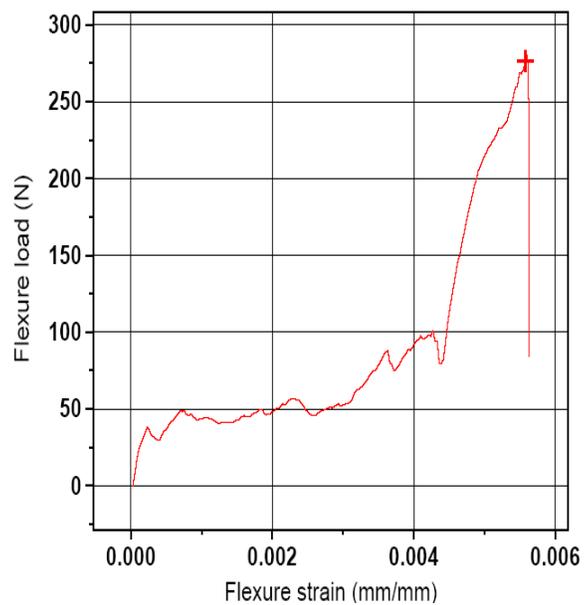


Gráfico do dente n°3

ASTM D790 Flexure Test

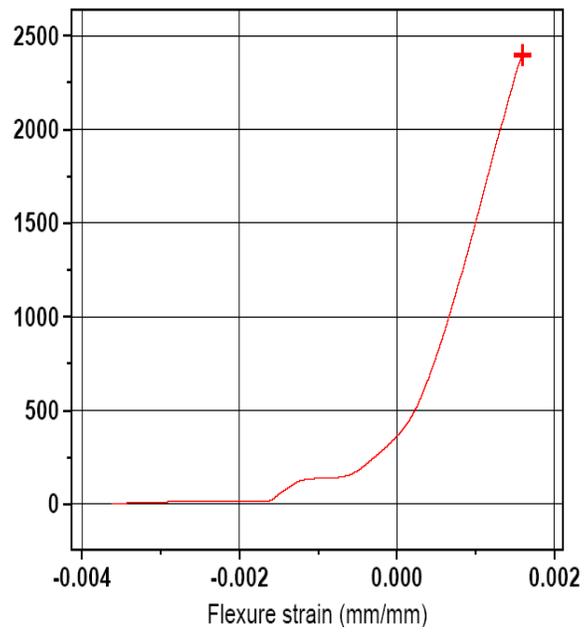


Gráfico do dente nº6

ASTM D790 Flexure Test

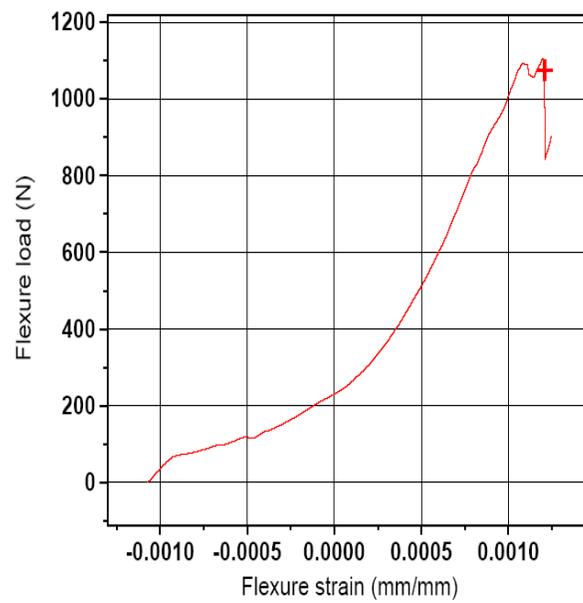
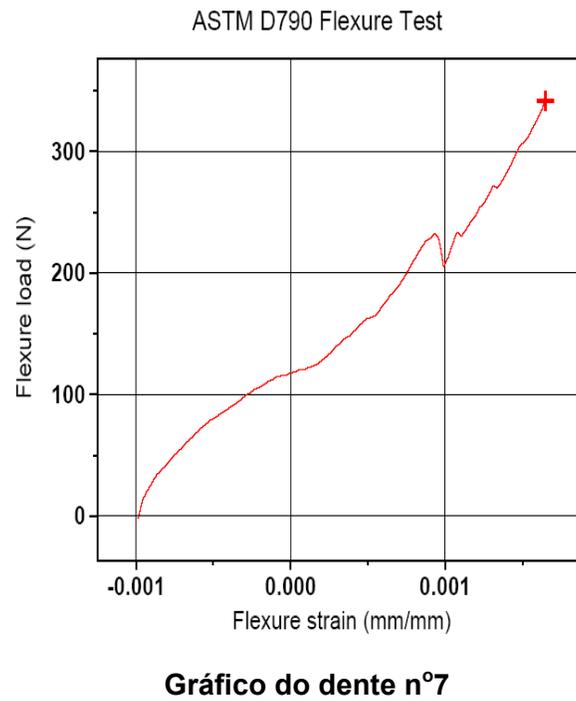
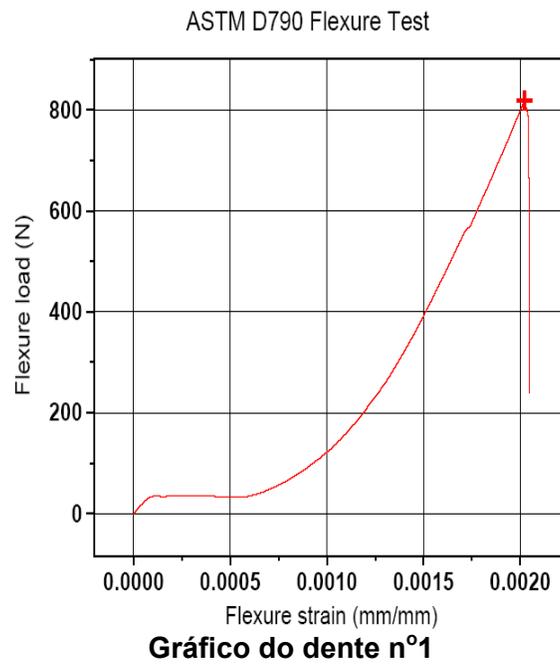


Gráfico do dente nº4

Gráficos do ensaio incisal dos dentes com preparo palatino:



ASTM D790 Flexure Test

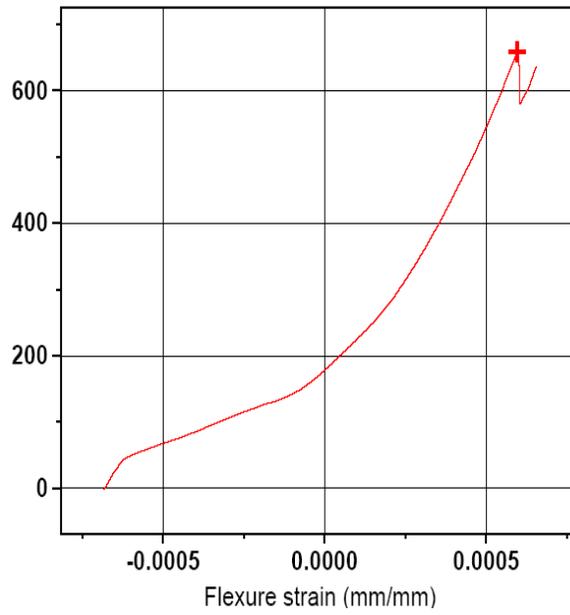


Gráfico do dente n°6

ASTM D790 Flexure Test

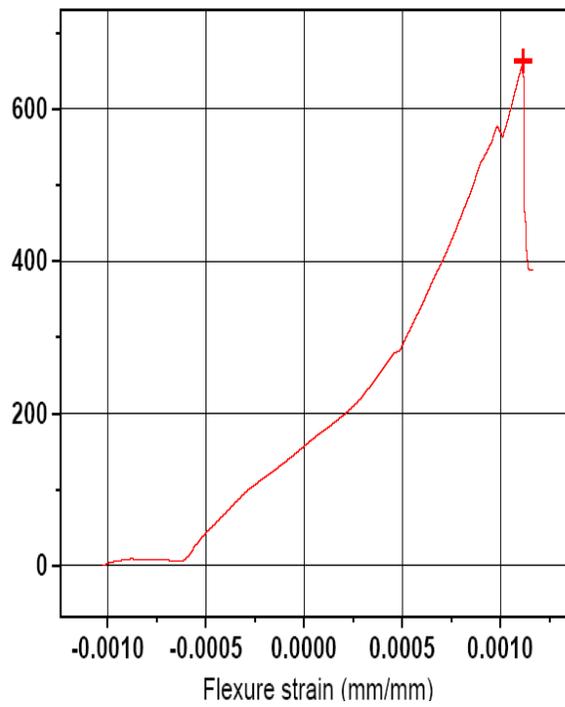


Gráfico do dente n°2

ASTM D790 Flexure Test

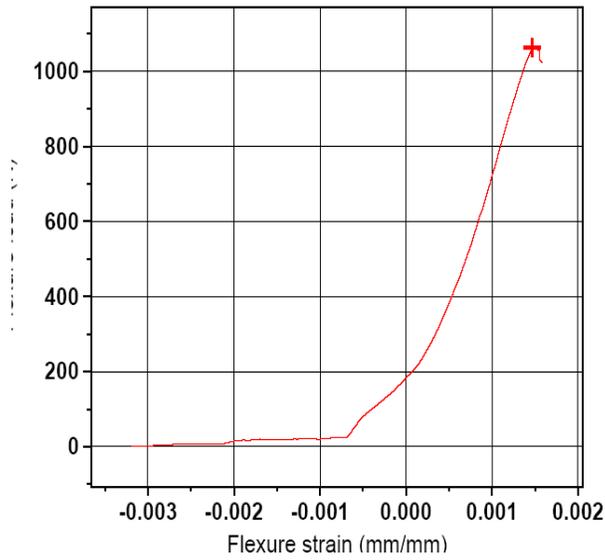


Gráfico do dente n°3

ASTM D790 Flexure Test

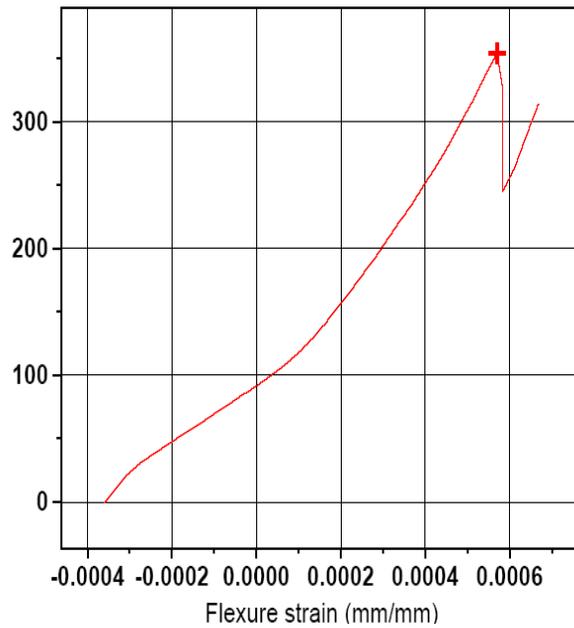


Gráfico do dente n°5

ASTM D790 Flexure Test

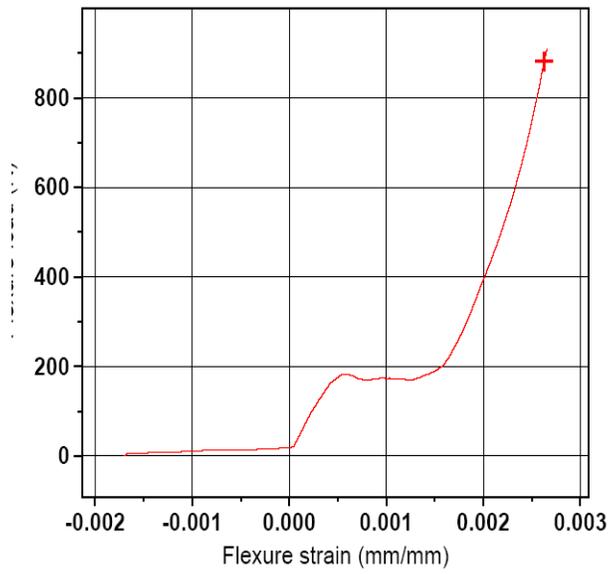


Gráfico do dente n°8

Gráficos do ensaio incisal dos dentes hígido:

ASTM D790 Flexure Test

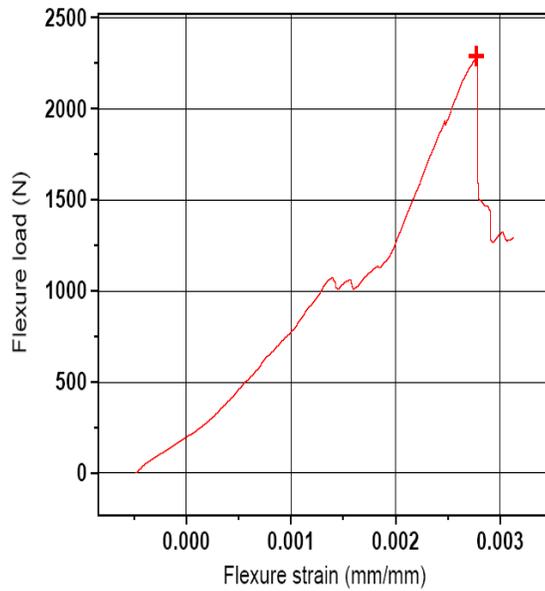


Gráfico do dente n°1

ASTM D790 Flexure Test

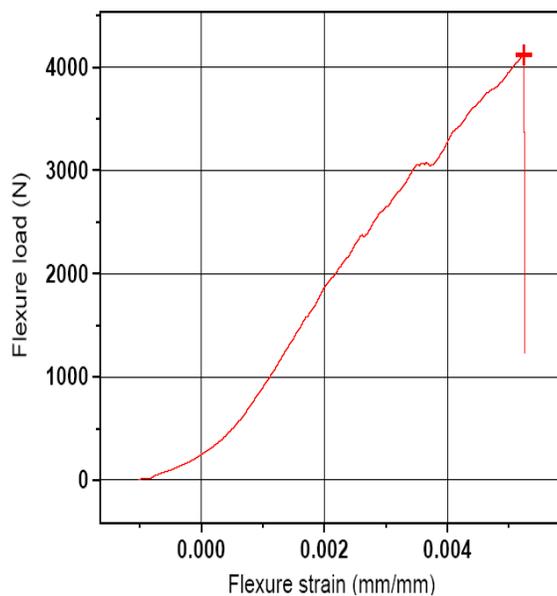


Gráfico do dente n°8

ASTM D790 Flexure Test

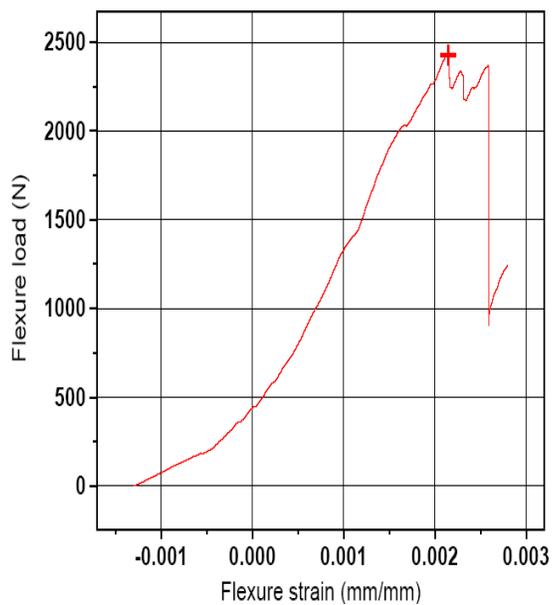


Gráfico do dente n°2

ASTM D790 Flexure Test

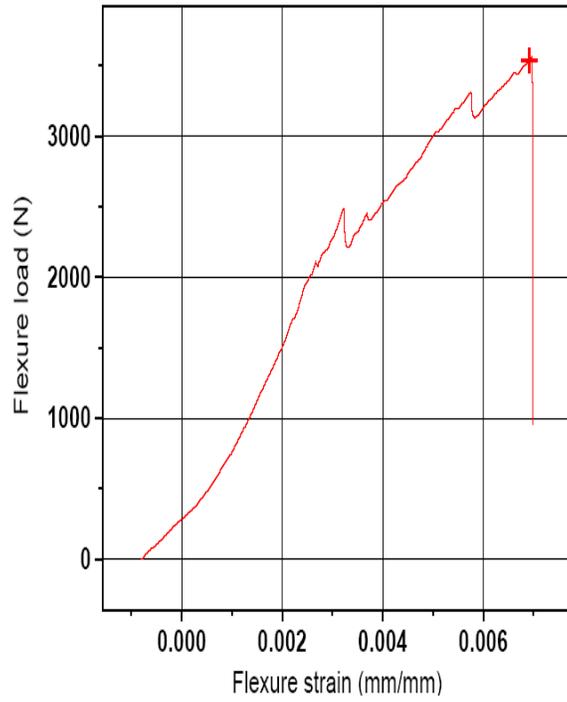


Gráfico do dente n°6

ASTM D790 Flexure Test

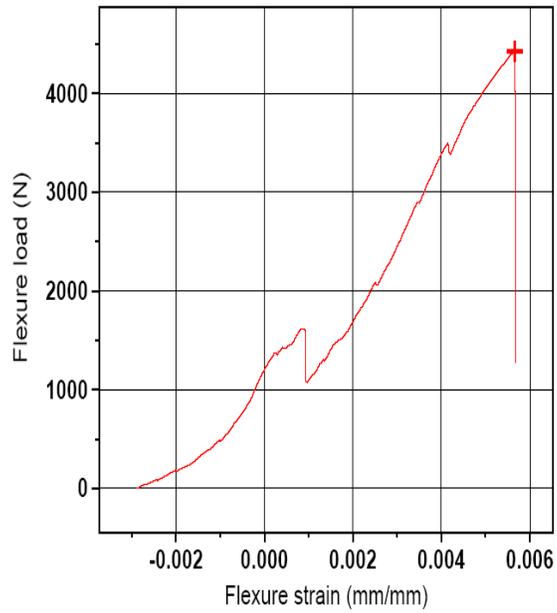


Gráfico do dente n°3

ASTM D790 Flexure Test

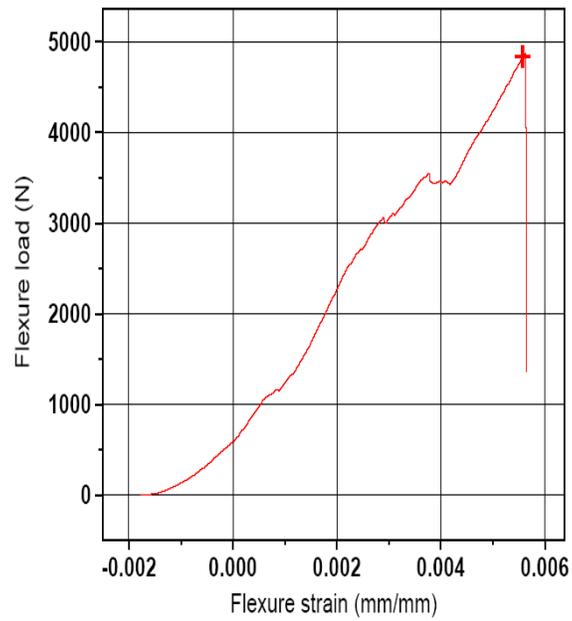


Gráfico do dente nº7

ASTM D790 Flexure Test

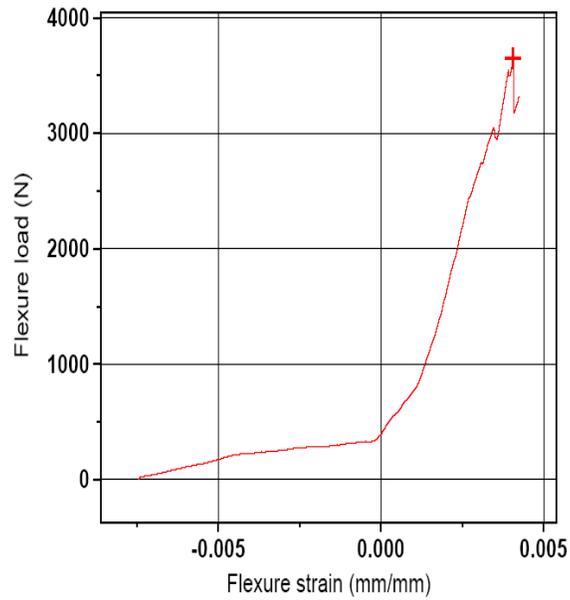


Gráfico do dente nº4

ASTM D790 Flexure Test

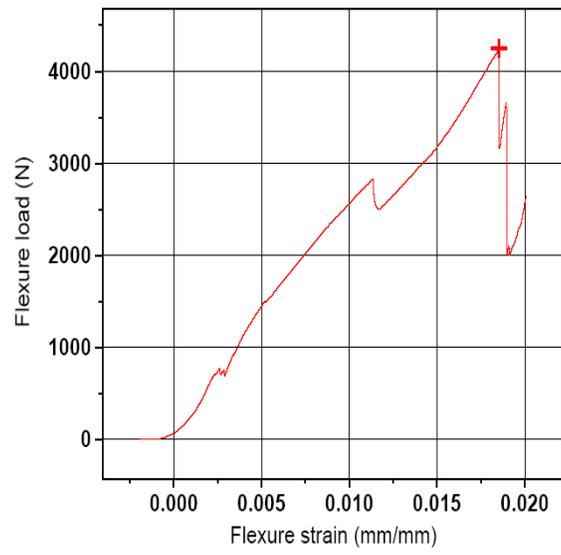


Gráfico do dente nº5

10. ANEXO 71