

**Rayssa Ferreira Zanatta**

**Efeito do diâmetro da ponta aplicadora de carga e do orifício central da base  
no desempenho biomecânico do teste de push-out – avaliação experimental  
e validação por análise em elementos finitos**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

**Uberlândia / 2013**

RAYSSA FERREIRA ZANATTA

**EFEITO DO DIÂMETRO DA PONTA APLICADORA DE CARGA E DO ORIFÍCIO  
CENTRAL DA BASE NO DESEMPENHO BIOMECÂNICO DO TESTE DE PUSH-  
OUT – AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL E VALIDAÇÃO POR ANÁLISE EM  
ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares

Co-orientador: Prof. Dr. Antheunis Versluis

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares

Prof. Dra. Gisele Rodrigues Silva

Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto

Uberlândia

2013

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

- Z27e      Zanatta, Rayssa Ferreira, 1989-  
2013      Efeito do diâmetro da ponta aplicadora de carga e do orifício  
            central da base no desempenho biomecânico do teste de push-out : avaliação  
            experimental e validação por análise em elementos finitos  
            / Rayssa Ferreira Zanatta. -- 2013.  
            89 f. : il.
- Orientador: Carlos José Soares.  
            Co-orientador: Antheunis Versluis.  
            Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pro-  
            grama de Pós-Graduação em Odontologia.  
            Inclui bibliografia.
1. Odontologia - Teses. 2. Materiais dentários - Teses. 3. Método dos  
            elementos finitos - Teses. I. Soares, Carlos José. II. Versluis, Antheunis. III.  
            Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em  
            Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314

---

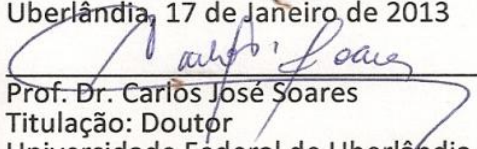


SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA


ATA DA COMISSÃO JULGADORA DA 236ª DEFESA DE MESTRADO DO (A) CD Rayssa Ferreira Zanatta DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA.

Às oito horas do dia dezessete de janeiro do ano de dois mil e treze, reuniu-se a Comissão Julgadora aprovada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pelo aluno (a), Rayssa Ferreira Zanatta com o título "Efeito do diâmetro da ponta aplicadora de carga e do orifício central da base no desempenho biomecânico do teste de push-out – avaliação experimental e validação por análise em elementos finitos". O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora. Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, legislação e regulamentação da UFU. Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às \_\_\_\_ horas e \_\_\_\_ minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

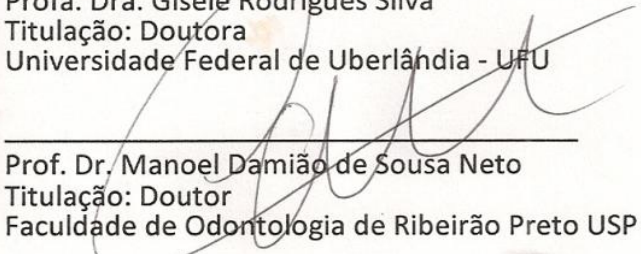
Uberlândia, 17 de Janeiro de 2013

  
Prof. Dr. Carlos José Soares  
Titulação: Doutor  
Universidade Federal de Uberlândia – UFU

Aprovado.  
Aprovado/Reprovado

  
Profa. Dra. Gisele Rodrigues Silva  
Titulação: Doutora  
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovada  
Aprovado/Reprovado

  
Prof. Dr. Manoel Damião de Sousa Neto  
Titulação: Doutor  
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto USP

Aprovado  
Aprovado/Reprovado

## DEDICATÓRIA

### ***À Deus,***

Pela presença diária em minha vida, sempre abençoando minha trajetória. Obrigada Senhor por ter guiado, iluminado e protegido meus passos durante todo o caminho e por não ter deixado que eu desistisse nos momentos de dificuldades.

### ***À minha mãe Maria das Graças e meu pai Rebson***

Dedico a vocês mais essa vitória! Vocês sempre foram fonte de amor e carinho em minha vida e nunca deixaram que nada me faltasse. Hoje chego ao final de mais uma jornada, e nada disso não teria sido possível sem a presença de vocês. Querida mãe, muito obrigada por todo o carinho, paciência e esforço em sempre me ter bem. Só você poderia se preocupar tanto e cuidar tanto para que eu sempre fosse feliz! Obrigada por todo apoio em cada uma das minhas decisões e por acreditar e confiar incondicionalmente nas minhas ações. Amo muito vocês!

### ***Ao meu irmão, Rafael***

Por todo companheirismo que somente irmãos sabem ter! Obrigada pela presença e por cuidar tão bem de mim e da mamãe. Você é o melhor irmão que eu poderia ter. Amo você!

### ***Ao meu anjo Daniel***

Exatamente isso, você é um anjo que Deus me deu! Obrigada por todo carinho e atenção que você tem comigo todos os dias, e por sempre cuidar tão bem de mim. Obrigada por me ouvir em todos os momentos que precisei de um ombro amigo pra desabafar e por me entender como ninguém. Ter você ao meu lado foi fundamental na minha trajetória até aqui. Obrigada pela paciência que teve comigo quando não pude estar tão presente e por sempre respeitar minhas decisões. Você é o meu melhor amigo! Eu amo você!

***“Happiness is only real when shared”***  
*(“A felicidade só é real quando compartilhada”)*  
*Christopher McCandless*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

### **Ao meu orientador Prof. Carlos José Soares**

Querido Prof. Carlos, serei eternamente grata por tudo que você fez por mim durante esses dois anos. Deus colocou você em minha vida de uma forma tão inesperada, mas que acabou sendo incrivelmente importante na minha formação. Só tenho a agradecer a você por ter me aceitado como orientada, mesmo sem me conhecer. Obrigada por ter me dado condições de chegar aqui e por sempre ter confiado e acreditado no meu potencial. Na pós-graduação muitas vezes os alunos se tratam como “irmãos” por serem “filhos” de um mesmo orientador. Você foi realmente como um pai nesses dois anos, sabendo muito bem cobrar os trabalhos que precisavam ser feitos, chamar atenção quando alguma coisa estava errada e elogiar quando era necessário. Sou muito grata por ter tido a oportunidade de trabalhar e aprender com você não somente coisas voltadas para Odontologia, mas também valores que com certeza me farão uma pessoa mais humana e melhor. Uma das coisas que mais aprendi nesses dois anos foi a ter paciência, e acreditar que no final tudo dá certo; essa é uma lição que vou levar pra sempre. Obrigada por me fazer correr atrás das coisas que precisei, e sempre me desafiar a ter respostas para o que precisava; isso com certeza me ajudou a crescer e ver que posso ser e ter o que eu quiser. Espero ter conseguido corresponder suas expectativas com relação a minha pessoa e me desculpe por todo e qualquer inconveniente que possa ter trazido a você. Isso nunca foi minha intenção. Obrigada por todas as oportunidades que você me concedeu durante o mestrado e por toda paciência que você sempre teve comigo. Você é um pesquisador excepcional, um professor incrível e uma pessoa fantástica! Obrigada por tudo! Conte comigo para o que precisar!

***"Tell me and I forget. Teach me and I remember. Involve me and I learn."***

Benjamin Franklin

### **Ao Prof. Antheunis Versluis**

Dear Anthony, even we don't met in person, you always helped me and never hesitated answer my doubts. I can't thank you enough for all the support and the enormous patience you had teaching and explaining me how to operate MARC. Thank you for all the support you gave me and if today I know a little bit of finite element analysis it's because you made it possible. I also have to thank you for all the support you gave helping me and my colleagues understanding the results of this paper, and for all the effort you had improving it. THANK YOU A LOT for everything! Hope we can meet personally some day!

### **A Profa. Gisele**

Gi, você foi mais que uma tutora na clínica! Obrigada por toda ajuda, não só durante esses dois anos, mas desde as clínicas da graduação. Você se tornou pra mim uma amiga e pessoa pela qual tenho imenso respeito! Obrigada por ter aceitado me ajudar (muito!) no caso da Maria de Fátima! Eu sei que não foi fácil e que requereu muita disposição de tempo, mas era algo que eu queria fazer há muito tempo e sei que mudamos a vida de uma pessoa. Eu com certeza aprendi muito com você nesses últimos anos! Muito obrigada por tudo!

### **Aos Profs. da Banca de Qualificação: Veridiana, Murilo e Paulo Vinicius**

Obrigada pelas importantes considerações na qualificação, que só contribuíram com a melhoria deste trabalho. Tenho imensa consideração por cada um de vocês, que estão comigo desde a graduação. Se hoje estou aqui é porque pude contar sempre com a dedicação e esforço de pessoas como vocês.

### **Aos meus familiares**

Obrigada a todos os meus tios, tias, primos e primas pela presença constante em minha vida. Eu sei que a maioria de vocês não compreende o que eu fiz nos últimos dois anos, mas mesmo assim sempre me apoiaram e se preocuparam com meu bem estar. Não posso de deixar de agradecer em especial a minha prima Patrícia, que sempre cuidou de mim e se preocupou comigo como se fosse uma mãe; Paty tenho um enorme respeito e admiração por você, nunca vou esquecer nossos cafés-da-manhã nos dias de pilates!!!! Também preciso agradecer minha tia Arlinda, pelo carinho e cuidado comigo; e minha prima Kelén que sempre foi como uma irmã mais velha. Um agradecimento especial também à Lú e a Pri por toda alegria e risadas que tivemos juntas, e a meu querido primo Rodrigo, meu grande exemplo de esforço e dedicação em cima de um sonho; Rô acredito muito em você, não desista!

### **A minha querida Avó Helena**

Obrigada pelo carinho e amor que a senhora sempre teve comigo. Desculpe-me pela ausência nos últimos anos. Ao meu querido avô Altamiro, onde quer que esteja, o meu muito obrigado também! Amo vocês!

### **A minha amiga Laila**

Você nunca vai me deixar esquecer o tamanho de língua que eu paguei nos últimos anos, mas mesmo assim, muito obrigada por dividir comigo todos os momentos de alegria e desespero durante o mestrado. Você é uma amiga incrivelmente única e sempre se preocupou demais comigo. Muito obrigada pela presença, mesmo quando eu estive muito ausente e principalmente por escutar e escutar (e escutar mais um pouco) os meus problemas e sempre me lembrar de ficar calma, pois tudo ficaria bem no final! Ainda, obrigada

pela companhia na viagem mais incrivelmente legal da minha vida: foi verdadeiramente incrível viver a magia de virar criança de novo ao conhecer o Mickey com 22 anos de idade! Jamais esquecerei sua cara no final de cada montanha russa! Muito Obrigada por sua amizade e por dividir comigo mais essa conquista!!!

### **A minha amiga Manuella, “irmã” de orientação no mestrado**

“Aneeeeeemmmmm” Manú!! “Rsrsrs” Menina adorei ter dividido os dois últimos anos com você. Foi muito bom me aproximar um pouco mais de você e sua amizade foi fundamental para me fazer perceber que eu não estava só, e que não era só comigo que as coisas não davam certo. Muito obrigada por sua amizade e por todas as sobremesas gostosas que você levava para nós no laboratório. Agora que tudo passou, sentirei saudades de todos os momentos que passamos juntas, desde os almoços descontraídos no D’Gust até os momentos de sufoco com nossos projetos, aqueles milhões de seminários sem fim e sua deliciosa palha italiana “hahaha”. Conte comigo para o que você precisar!!!

### **Aos “bródis” do doutorado Aline Bicalho, Crisnicaw e Andrea Dolores**

Vocês nunca hesitaram em me fornecer ajuda quando precisei. Obrigada por todos os momentos de descontração e desabafo quando as coisas ficavam difíceis, e por todos os conselhos durante os trabalhos. Admiro muito o trabalho de vocês. Adorei conviver com cada um de vocês!! Contem comigo para o que precisarem!

### **Aos amigos do pós-doutorado Bruno e Tathy**

Bruno você nunca me negou ajuda nas coisas que precisei, mesmo quando você tinha milhões de coisas pra fazer. Nunca esquecerei toda ajuda que você me deu no desenvolvimento desse trabalho, em especial na fase laboratorial, quando íamos para o laboratório sem hora para ir embora, mesmo nos finais de semana. Obrigada por tudo e conte sempre comigo!

Tathy, você com certeza foi um anjo que Deus colocou no meu caminho este ano! Não sei como posso agradecer por toda ajuda que você me deu não só com esse trabalho, mas com outros projetos! Obrigada por todas as “seções de terapia” na salinha de vidro e por me fazer enxergar luz quando achava que tudo estava perdido. E, principalmente, por sempre me lembrar de que ficar doente custa caro (rsrs). Muito Obrigada por tudo! Conte sempre comigo!

### **As minhas amigas Liana, Larissa e Camila**

Amigas de longa data! Vocês estiveram presentes em momentos de grande importância na minha vida e não posso deixar de agradecer por isso! Vocês são grandes amigas que quero muito bem e que espero ter para o resto da vida! Obrigada por todos os momentos de risadas e por me fazer esquecer um pouquinho do mestrado! Nunca me esquecerei dos nossos



almoços no shopping e das nossas conversas no açaí. Apesar de todos os problemas e mudanças, nossa amizade permanece de um jeito ou de outro e espero ter vocês do meu lado para sempre. Contem sempre comigo para o que precisarem e muito obrigada por tudo!!

### **Aos meus sogros Francisco e Lori, e minhas cunhadas Lais e Liza**

Vocês sempre me acolheram muito bem e me trataram como se eu fosse da família. Vocês estiveram presentes desde o primeiro minuto do mestrado (lembra que estávamos no aeroporto de Brasília, indo visitar o Dani e a Lais quando saiu o resultado?). Obrigada por vibrarem com cada etapa dessa conquista.

### **A minha cunhada Roberta Catani**

Obrigada por todos os momentos de risadas e descontração! Foi muito divertido todas nossas noites de Ooze, Mario Time e filmes de terror nos sábados de madrugada com os meninos!

### **As alunas de Iniciação Científica, Rhanielly e Ludimilla**

Obrigada meninas pela oportunidade de orienta-las na IC de vocês. Obrigada pela paciência que tiveram comigo durante a execução dos seus trabalhos, quando muitas vezes nem eu sabia o que fazer. Aprendi muito com vocês. Ludimilla, nunca esquecerei aqueles dias no LIPO que saímos tarde da noite e nem da sua ajuda na fase laboratorial, mesmo quando precisamos repetir “tuuuuudo” de novo. Obrigada! Rhany, obrigada pela velocidade com que conduziu seu trabalho quando precisei! Eu também sei que você não saiu cedo do LIPO “rsrsrs”. Parabéns a vocês pela dedicação e esforço que tiveram durante esses anos.

### **Aos amigos da 11ª Turma de Mestrado**

Aline, Asbel, Cristhiane, Fabiana, Patricia, Lais, Luisa, Giovana, Hany Angelis, Thiago, Marcel, Juliana, Kellen, Maiolino, Marina, Keller e Marcos. Mais do que ninguém vocês sabem como foram os últimos dois anos! Foram horas e horas de seminários e aulas que pareciam nunca acabar. Passamos juntos por inúmeros sufocos, momentos de desânimo, onde nada parecia dar certo. Vivemos também horas boas, momentos de descontração e risadas. Enfim, crescemos juntos! E hoje vencemos! Parabéns a todos nós e muito obrigada por cada momento que partilhamos juntos!

### **Ao Prof. Flávio Domingues das Neves**

Obrigado Prof. Flávio por toda ajuda nos primeiros dias do mestrado. Lembro-me de você falar que eu tinha conseguido uma chance única e que deveria aproveitá-la ao máximo, pois meu orientador era fantástico. Levei essas palavras comigo todos os dias, e hoje sei que dei o melhor de mim para não decepcionar nenhum de vocês dois. Tenho uma grande admiração pelo seu trabalho. Muito obrigada!

### **Aos Profs. Do Programa de Pós Graduação da FOUFU**

Professores que dedicam muito do seu tempo pela melhoria e crescimento do programa de pós-graduação da FOUFU, em especial aos Profs. Alfredo, Paulo Simamoto, Liliane, Denildo, Biffi, Henner e Paula Dechichi. Obrigada pela oportunidade de fazer parte desse programa! Espero ter contribuído e correspondido às expectativas do programa.

### **Aos Demais Professores da FOUFU**

Vocês participaram de toda a minha formação como Cirurgiã-Dentista. A minha conquista hoje também é de vocês.

### **Aos funcionários da FOUFU, em especial à Dani, Seu Advaldo, Aline e Graça**

Obrigada pela atenção que sempre tiveram comigo e por sempre estarem dispostos a me ajudar em tudo que precisei.

## **AGRADECIMENTOS**

### **A Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU)**

#### **A Universidade Federal de Uberlândia**

**Ao CNPq**, pela concessão da bolsa de estudos, e à **FAPEMIG** pelo financiamento do projeto.

**As Empresas FGM e 3M ESPE**, pela doação do material de consumo utilizado no projeto.

**Aos funcionários do Frigorífico Real**, pelo bom humor e ajuda na coleta dos dentes bovinos usados no projeto.

## EPÍGRAFE

***“Hakuna Matata!”***  
(Timon & Pumbaa)  
(*The Lion King Movie* )

## Sumário

Lista de abreviaturas e siglas .....	14
Resumo.....	15
Abstract.....	17
1. Introdução .....	19
2. Revisão de Literatura.....	23
2.1. Restauração de dentes tratados endodonticamente.....	24
2.1.1. Retentores intrarradiculares.....	24
2.1.2. Cimentos resinosos autoadesivos .....	27
2.2. Análise da resistência adesiva .....	30
2.2.1. Padronização dos ensaios de resistência de união .....	30
2.2.2. Teste de Push-out.....	34
2.2.3. Padrão de falha .....	40
2.3. Método de elementos finitos .....	41
3. Proposição.....	46
4. Materiais e Métodos .....	48
4.1. Delineamento experimental:.....	49
4.1.1. Unidade Experimental .....	49
4.1.2. Fatores em estudos.....	49
4.1.3. Variáveis respostas .....	49
4.1.4. Método de análise .....	49
4.1.5. Forma de análise dos dados.....	49
4.2. Teste de resistência adesiva.....	49
4.2.1. Seleção dos dentes .....	49
4.2.2. Preparo das raízes e amostras .....	50
4.2.3. Grupos experimentais .....	53
4.2.4. Ensaio mecânico de push-out .....	54
4.2.5. Análise do padrão de falha .....	57
4.3. Análise estatística .....	58
4.4. Análise por elementos finitos .....	59
5. Resultados.....	65
5.1. Análise da resistência adesiva – ensaio laboratorial (push-out).....	66
5.2. Análise da resistência adesiva – padrão de falha.....	66
5.3. Análise das tensões .....	68

6. Discussão .....	74
7. Conclusões .....	80
8. Referências Bibliográficas .....	82
9. Obras Consultadas .....	89

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ml – Unidade de volume (mililitro)  
 $\mu\text{m}$  – Unidade de comprimento (micrômetro)  
mm – Unidade de comprimento (milímetro)  
 $\text{mm}^2$  - Unidade de área (milímetro quadrado)  
mm/min - Unidade de velocidade (milímetro por minuto)  
N – Unidade de força - carga aplicada (Newton)  
mvm – von Mises modificado  
 $\sigma_{\text{max}}$  – Tensão máxima principal  
PFV - Pino de fibra de vidro  
2D - Bidimensional  
3D - Tridimensional  
 $^{\circ}\text{C}$  – Unidade de temperatura (graus Celsius)  
Kg – Unidade de massa (quilograma)  
g – Unidade de massa (grama)  
% – Porcentagem  
s – Unidade de tempo (segundo)  
min - Unidade de tempo (minuto)  
h – Unidade de tempo (hora)  
Nº – Número  
 $\varnothing$  – diâmetro  
 $\text{mW}/\text{cm}^2$  – Unidade de densidade de energia (miliwatts por centímetro quadrado)  
Kgf – Unidade de força - carga aplicada (quilograma força)  
MEF – Método de elementos finitos  
AEF – Análise por elementos finitos  
MPa – Unidade de força (MegaPascal)  
GPa – Unidade de força (GigaPascal)  
UFU – Universidade Federal de Uberlândia  
FOUFU – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia

## RESUMO

O teste de push-out é largamente utilizado para avaliar a resistência adesiva de materiais no interior do canal radicular, determinando procedimentos clínicos e caracterizando materiais. Porém, seus parâmetros não estão bem estabelecidos na literatura. O objetivo desse trabalho foi avaliar a influência do diâmetro da ponta aplicadora de carga e do orifício central da base no desempenho do ensaio de push-out, por meio de ensaio laboratorial e método por elementos finitos (MEF). Três bases com diferentes diâmetros do orifício central (2,5; 3,0 e 3,5mm) e três pontas (0,5; 1,0 e 1,5mm) foram testadas. Para o ensaio laboratorial 90 raízes de incisivos bovinos retilíneas, com 15mm de comprimento e dimensões semelhantes foram utilizados. Estas foram preparados e restauradas com o pino de fibra de vidro White Post nº3 (FGM, Brasil) e RelyX Unicem (3M ESPE, USA). As raízes restauradas foram aleatoriamente divididas em nove grupos e duas fatias de 1 mm de espessura foram obtidas do terço cervical de cada uma. Todas as fatias foram analisadas em microscópio ótico e o maior e menor diâmetro do pino foi determinado por meio de software de medição digital para cálculo da área adesiva (mm<sup>2</sup>). Para realização do teste de push-out, as fatias foram centralizadas sobre o orifício central da base com o lado de maior diâmetro do pino voltado para baixo, permitindo sua extrusão durante o teste. Na sequência, foi realizado carregamento de compressão com velocidade constante de 0,5 mm/min, até ocorrer falha do sistema e a resistência adesiva (MPa) foi calculada pela razão entre a força (N) necessária para causar falha e área da superfície adesiva (mm<sup>2</sup>) do pino. A análise estatística foi realizada com ANOVA fatorial (3x3) seguido do teste de Tukey ( $p < 0,05$ ). Todas as fatias foram observadas com lupa estereoscópica com aumento de 40x e classificadas em seis tipos de padrão de falha em função da localização das mesmas. O MEF foi realizado com modelos 3D no software MARC/MENTAT, seguindo os mesmos parâmetros do ensaio laboratorial. As tensões analisadas foram von Mises modificado, tensão máxima principal, tensões de cisalhamento e tração. Os valores de resistência adesiva foram significativamente menores apenas para a menor ponta (0,5mm). A análise do padrão de falha indicou que bases maiores e pontas menores tendem a causar falhas coesivas (dentina ou pino). MEF mostrou que o diâmetro da base tem maior significância na distribuição de tensões do que a

ponta. Os diâmetros da ponta e o da base influenciam na distribuição de tensões e nos resultados experimentais do teste de push-out. A associação do padrão de falha e da distribuição de tensões usando MEF é importante no entendimento do comportamento biomecânico do teste. O uso de pontas e bases específicas para amostras de diferentes terços radiculares deve ser preconizado.

**Palavras chave:** resistência adesiva, padronização, diâmetro da base, diâmetro da ponta, análise por elementos finitos.



## ABSTRACT

Even though the push-out test is widely used, its parameters aren't well established in literature. The aim of this study was to evaluate the influence of indenter and base diameters on push-out test results, by means of laboratorial and finite element analysis (FEA). Three bases with different central orifices diameters (2.5, 3.0, and 3.5 mm) and three diameters of indenters (0.5, 1.0, and 1.5 mm) were used. For the push-out test 90 bovine incisors with similar roots were selected and had its coronal part removed, leaving a root remanescence of 15 mm. These roots were prepared and restored with the fiberglass post White Post n°3 (FGM, Brazil) and RelyX Unicem (3M ESPE, USA). The roots were randomly divided into nine groups and two slices of 1 mm height were obtained from the cervical third of each one. All slices were analyzed in an optical microscope and the higher and smaller diameter of the post was determined by software of digital measurement for the bonding surface area (mm<sup>2</sup>). For the push-out test the slices were placed in the center of the base orifice, with the side of the higher diameter of the post facing downwards, allowing its extrusion during the test. A compressive load was applied with constant velocity of 0.5 mm/min, until failure of the system occurs. The bonding resistance (MPa) was calculated by the ratio between the load (N) required to cause failure of the system and the bonding area (mm<sup>2</sup>) of the post. Statistical analysis were made with ANOVA two-way and Tukey's test ( $p < 0.05$ ). All slices were analyzed with stereoscopic magnifying glass (40x) and classified into six failure pattern. FEA was performed using 3D models in the MARC/MENTAT software, following the same parameters of the laboratorial test. Modified von Mises stress, principal maximum stress, shear stress and tensile component were analyzed. Bond strength values significantly lower only for the smaller indenter (0.5mm). The failure pattern indicated that larger bases and small indenter lead the samples to fail more cohesively (dentin or post). FEA showed that the diameter base size had more significant influence on the stress distribution than the indenter. The indenter diameter and base size influence on stress generation and the experimental results of push-out tests. The association of failure mode and stress distribution analysis using FEA is important to better

explain bonding test performance. The use of specific indenter and base diameter sizes for specimens originated by different root third should be pursued.

**Key Words:** bond strength, standardization, base size, indenter diameter, finite element analysis.

## ***Introdução***

---

## 1. INTRODUÇÃO

A restauração de dentes tratados endodonticamente é guiada por requisitos funcionais e estéticos. Seu objetivo é respeitar os princípios biomecânicos, transferindo as tensões de forma favorável da restauração coronária e radicular às estruturas dentárias remanescentes (Huysmans & Van der Varst, 1993; Toksavul et al., 2006). Dentes tratados endodonticamente com severa perda de estrutura dentária requerem o uso de pinos intrarradiculares com propósito de retenção da restauração coronária (Heydecke et al., 2001). Os pinos de fibra de vidro (PFV) têm sido amplamente utilizados na Odontologia, por apresentarem propriedades mecânicas similares as da dentina (Lanza et al., 2005), além de características estéticas favoráveis (Cecchin et al., 2010). No entanto, o comportamento biomecânico desses pinos, representado pela distribuição homogênea de tensões, depende da sua interação adesiva com a dentina radicular (Santos et al., 2010; Soares et al., 2012a).

Procedimentos e materiais restauradores adesivos são frequentemente analisados usando testes laboratoriais de resistência adesiva (Schwartz, 2006), devido ao baixo custo, baixa demanda de tempo e possibilidade de controlar as variáveis do estudo. Vários testes têm sido empregados para medir a resistência adesiva dos pinos de fibra de vidro à dentina radicular, como por exemplo: microtração (Soares et al., 2008; Castellan et al., 2010), pull-out (Amaral et al., 2009; Castellan et al., 2010) e push-out (Castellan et al., 2010; Soares et al., 2012a). O teste de push-out busca causar falha na amostra pela geração predominante de tensões de cisalhamento na interface (Soares et al., 2008; Xavier et al., 2009), pela extrusão do pino; além de permitir a análise da resistência adesiva em todos os terços radiculares. Comparado com o teste de microtração, o teste de push-out é o mais recomendado para determinar a resistência adesiva de PFV à dentina radicular, por apresentar melhor distribuição de tensões ao longo da interface adesiva (Soares et al., 2008).

Um aspecto crítico dos testes de resistência adesiva é a falta de padronização, o que pode causar importantes diferenças e alterações nos padrões de distribuição de tensão (Versluis et al., 1997; Soares et al., 2008; Xavier et al., 2009; Castellan et al., 2010; Ferreira

et al., 2011; Raposo et al., 2012). Devido ao aumento das falhas coesivas nos testes usando novos adesivos, começou-se a questionar sobre a eficiência dos testes de resistência adesiva (Versluis et al., 1997; Placido et al., 2007). Enquanto alguns sistemas adesivos falham sob baixo nível de tensões na interface, sistemas mais efetivos falham depois da dentina ou do material restaurador, onde altos valores de tensões são encontrados (Placido et al., 2007). De acordo com Della Bona e van Noort (1995), as tensões se concentram principalmente no substrato dental, levando à falha prematura antes que a mesma ocorra na interface. Isso deve ser interpretado com cautela pelos autores, uma vez que pode levar a falsa ideia de que os atuais sistemas adesivos promovem adesão suficiente e durável à dentina.

Outro fator que deve ser observado é a grande discrepância entre os resultados numéricos de resistência adesiva encontrados em testes de push-out usando os mesmos materiais (Cecchin et al., 2011; Soares et al., 2012a). Embora alguns estudos tenham usado pontas com diferentes diâmetros (Bitter et al., 2006; Carneiro et al., 2012), geralmente a mesma ponta e base são usadas nos testes de adesão para todas as fatias de todos os terços radiculares (Cecchin et al., 2011; Novais et al., 2011; Soares et al., 2012a). Como o canal radicular e o pino de fibra de vidro podem ser cônicos, os diâmetros do pino e do canal mudam no sentido cervical para apical. Esse fato leva a reflexão sobre a distribuição de tensões em cada amostra, uma vez que as distâncias entre a interface (área de interesse) e a base (ponto fixo); e entre a interface e a ponta (carregamento) dependem do terço radicular testado. Além disso, também se questiona se a tensão predominante é cisalhamento ou tração.

Os ensaios mecânicos destrutivos, como o push-out, apesar da extrema importância no entendimento do comportamento dos materiais restauradores, apresentam muitas limitações para obtenção de informações do comportamento estrutural interno do complexo dente-restauração, uma vez que tensões são geradas até resultar em deformações estruturais que atinjam a ruptura da estrutura (Soares et al., 2006). Dessa forma, para melhor entendimento do comportamento biomecânico e da análise dos fatores que nele interferem, a associação de metodologias destrutivas com métodos computacionais, como o método de elementos finitos, é bastante interessante (Magne & Belser, 2003).

O método de elementos finitos pode ser usado para comparar testes de cisalhamento e tração, porém a resistência adesiva pode variar de acordo com a geometria do modelo, carregamento, condições de contorno, configuração e propriedades dos materiais, tal como o módulo de elasticidade (Van Noort et al., 1989). O uso dessa metodologia pode ocorrer antes dos ensaios laboratoriais com o objetivo de explicar fenômenos ultraestruturais que não podem ser isolados ou detectados, e também auxiliar no planejamento pré-teste; sendo importante a associação de outros métodos com as simulações computacionais devido à interferência de pequenos fatores tridimensionais (Ausiello et al., 2001; Soares et al., 2012b). A identificação dos campos de tensões e sua distribuição interna e externa ajudam na resposta das hipóteses nulas. No entanto, estudos biomecânicos que usam MEF requerem a validação experimental para provar os resultados (Korioth & Versluis, 1997). Isso se deve ao fato da grande variabilidade anatômica, constituição e diferença no comportamento estrutural das amostras biológicas (Soares et al., 2012b).

Diante deste contexto parece oportuno estudar importante parâmetro metodológico determinado pela relação do diâmetro das pontas aplicadoras de carga e do diâmetro do orifício da base de sustentação da amostra no desempenho biomecânico do teste de push-out, empregando a associação de metodologia laboratorial e análise computacional por meio do método de elementos finitos.

## ***Revisão de Literatura***

---

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1. Restauração de dentes tratados endodonticamente**

#### *2.1.1. Retentores intrarradiculares*

Heydecke et al. (2001), compararam a resistência à fratura de incisivos superiores tratados endodonticamente, restaurados com de diversas formas. Todos os dentes envolvidos no estudo tiveram cavidade classe III confeccionadas na coroa, seguido pela restauração endodôntica. O primeiro grupo (G1) foi restaurado com pinos de titânio; o G2, com pinos de zircônia, G3 teve o canal preenchido com resina composta e o G4 (controle) teve somente as cavidades preenchidas com resina composta. Após termociclagem e resistência à fratura, os resultados mostraram que nos grupos com pinos intrarradiculares e controle as amostras apresentaram maior resistência à fratura, porém o padrão de fratura foi menos favorável para os grupos 1 e 2. Assim, os autores concluíram que os pinos intrarradiculares não causam aumento da resistência da raiz e devem ser usados apenas no aumento da retenção mecânica da restauração coronária.

Lanza et al. (2005), analisaram a distribuição de tensões na dentina e na linha de cimentação em incisivo central superior reabilitado com pino metálico, pino de fibra de carbono ou pino de fibra de vidro, submetido a carregamento estático de 10N. Os autores utilizaram o método de elementos finitos para construção de modelos tridimensionais, tendo considerado os pinos cimentados com cimentos resinosos de diferentes módulos de elasticidade, simulando cimento fosfato de zinco para o pino metálico, e, cimento resinoso de baixo módulo de elasticidade (C&B) e alto módulo (Panavia) para os pinos de fibra de carbono e vidro. Os sistemas mais rígidos, como o pino metálico e fibra de carbono, apresentaram comportamento contrário ao funcionamento normal do dente. As tensões de von Mises foram de 7,5 MPa para o pino metálico, seguido de 5,4 e 3,6 MPa para o pino de carbono associados com cimento de alto e baixo módulo de elasticidade, respectivamente.



O pino de fibra de vidro apresentou tensões de 2,2 MPa com ambos cimentos resinosos. Os autores concluíram que os pinos mais rígidos e os cimentos tradicionais, por não serem adesivos, não promovem homogeneidade na distribuição das tensões. Os autores destacaram ainda que pinos mais elásticos acompanham os movimentos flexurais do dente, tendendo a diminuir o risco de fraturas catastróficas da raiz, além de possuírem afinidade adesiva com o cimento (e este com a dentina) permitindo melhor distribuição das tensões durante a função mastigatória.

Toksavul et al. (2006), compararam a distribuição de tensões na dentina em incisivos centrais superiores reabilitados com pino de fibra de vidro, pino de zircônia e pino de titânio, utilizando modelos tridimensionais (3D). Os modelos foram fixados e sofreram carregamento de 100N em 45° na face palatina da coroa. A análise das tensões de von Mises mostrou que houve concentração de tensões no terço cervical da face coronária da dentina, lado este contrário a aplicação da carga. As tensões se dissiparam na estrutura do núcleo para a raiz, e segundo os autores, materiais com módulo de elasticidade semelhante tendem a ter distribuição de tensões mais homogênea, como foi o caso do pino de cerâmica com núcleo cerâmico ou núcleo em resina.

As falhas mais comuns associadas aos PFV estão associadas ao descolamento do pino na interface pino/cimento/dentina ou pino/cimento/núcleo de preenchimento. Santos et al. (2010), analisaram a contradição entre a alta distribuição de tensões citados em alguns trabalhos e as observações clínicas encontradas para casos de dentes tratados endodonticamente reabilitados com pino de baixo módulo de elasticidade. Foram realizadas simulações computacionais em elementos finitos de pré-molares reabilitados com núcleo moldado fundido (NMF) e PFV em duas condições: completamente aderidos com o cimento e o pino e cimento não aderidos. Os autores calcularam o risco de descolamento dos pinos e o risco de fratura da raiz, do pino e do núcleo, e pela análise da distribuição de tensões verificaram que o PFV, por ter menor módulo de elasticidade, leva a menores concentrações de tensões na interface pino/cimento quando comparado com o NMF. De acordo com os resultados, em uma situação clínica não se deve esperar que os pinos sejam perfeitamente aderidos na superfície dentinária: variações na interface de união aumenta o

risco de falha, levando a situações onde se tem regiões aderidas e não aderidas simultaneamente. Ainda, quando um pino se solta completamente do cimento ou canal, no interior do canal radicular, um NMF tem maiores chances de permanecer no local, por ser melhor adaptado na raiz e possuir maior área de contato com a dentina. O baixo módulo de elasticidade dos PFV, faz com que, quando descolado da interface, concentre maiores tensões na dentina, por flexionar mais comparado ao NMF. Os autores concluíram que o baixo módulo de elasticidade do PFV é vantajoso por transferir menores tensões para a interface adesiva, reduzindo o risco de descolamento; porém quando ocorre falha da interface pino/cimento, os PFV transferem mais tensões para a raiz do que os NMF.

de Sousa Menezes et al. (2011), avaliaram o efeito do preparo da superfície do pino na resistência adesiva entre pino e resina composta. Os autores testaram duas concentrações de peróxido de hidrogênio (24% e 50%) e três tempos de aplicação (1, 5 e 10 minutos) do produto no pino, previamente a sua cimentação. Foi observado um aumento na resistência adesiva dos pinos tratados com peróxido de hidrogênio, para todas as concentrações e tempos testados. O peróxido de hidrogênio agiu dissolvendo a resina epóxica na superfície do pino, expondo as fibras de vidro, melhorando o embricamento mecânico e união química da resina. Os autores concluíram ser viável o uso do peróxido de hidrogênio a 24%, por um minuto, no tratamento da superfície dos pinos previamente a sua cimentação, como forma de otimizar sua resistência adesiva com materiais resinosos.

Goracci & Ferrari (2011), realizaram revisão da literatura buscando evidências mais recentes e confiáveis sobre os diferentes sistemas de pinos intrarradiculares. Em busca eletrônica de artigos no MEDLINE, acessados através do PubMed, foram selecionados artigos em inglês, com busca utilizando palavras chaves e limitada a artigos publicados nos últimos 10 anos em revistas odontológicas com fator de impacto alto. Os autores concluíram que as evidências clínicas e laboratoriais disponíveis validam a utilização de pinos de fibra como alternativa aos pinos metálicos além de serem preferíveis em relação aos demais tipos de retentores não metálicos, como os pinos de zircônia. Os mesmos ainda afirmaram que a preservação de estrutura dentária, a utilização de retentores com propriedades similares à dentina e efetiva adesão ao canal radicular são os fatores principais para o sucesso do desempenho clínico de dentes tratados endodonticamente.

Segundo Castellan et al. (2010), diversos fatores influenciam na taxa de sucesso dos procedimentos restauradores envolvendo dentes tratados endodonticamente. Para avaliá-los os autores realizaram revisão de literatura em artigos prospectivos e retrospectivos com relação a sobrevida das restaurações e causas de falhas em dentes adultos tratados com pinos metálicos ou em fibra de vidro. Os autores selecionaram artigos em inglês entre 1990 e 2010 no banco de dados do MEDLINE e The Cochrane Library. A revisão da literatura objetivava responder três perguntas: a) pinos de fibra de vidro possuem taxa de sobrevida clínica similar a dos pinos metálicos fundidos?; b) em quais condições de remanescente dental cada tipo de pino está indicado; e, c) qual é a falha mais comum quando se usa pinos de fibra de vidro e metálicos fundidos? Foram selecionados 22 artigos. Os autores concluíram que o sucesso clínico depende da adequada seleção do tipo de pino para o remanescente dental; o procedimento clínico deve envolver o menor desgaste possível da estrutura dental; a presença da férula indica maior segurança e longevidade do procedimento restaurador com pinos intrarradiculares; os pinos de fibra de vidro têm mostrado bons resultados de sucesso clínico, com desempenho similar a dos pinos metálicos fundidos; e, as falhas associadas aos pinos metálicos geralmente são mais irreversíveis quando comparadas às falhas dos pinos de fibra de vidro.

### *2.1.2. Cimentos resinosos autoadesivos*

Com objetivo de simplificar a técnica de cimentação de PFV no canal radicular, materiais de passo único foram desenvolvidos, eliminando a fase de hibridização da dentina, com bons resultados aos testes laboratoriais e aceitação clínica. O RelyX Unicem foi o precursor desses cimentos, surgindo em meados de 2005.

Abo-Hamar et al. (2005), realizaram estudo para testar a resistência adesiva do cimento RelyX Unicem comparado a outros sistemas de união. Os autores descrevem que este cimento é composto por grupos metacrilatos bifuncionais, de natureza ácida, que promovem a desmineralização da dentina e sua posterior infiltração no tecido dental, resultando em retenção micromecânica. Durante a polimerização do cimento ocorre

neutralização dos grupos fosfatos ácidos que constituem o cimento pela sua reação com os sais de apatita da estrutura dental, e água é liberada da reação. Ainda, no estudo, os autores informam que a polimerização desse cimento é dual, sendo iniciada com luz, promovendo a ativação de radicais livres que iniciam o processo de conversão dos monômeros; e ocorre também por processo de oxiredução dos monômeros. Os testes laboratoriais de resistência adesiva, por meio de teste de cisalhamento, mostrou que esse cimento tem boa adesão na dentina, mas no esmalte a resistência adesiva foi menor se comparada com os cimentos convencionais testados. Os autores concluíram que o RelyX Unicem apresenta técnica de uso bastante simplificada e está indicado como agente de união para cerâmicas e restaurações metálicas indiretas quando não há muito remanescente de esmalte.

Pegoraro et al. (2007), discutem as vantagens e desvantagens dos cimentos mais usados nas restaurações estéticas, enfatizando os cimentos resinosos. Segundo eles, os cimentos resinosos se tornaram populares devido a sua capacidade de união tanto com as estruturas dentais quanto com os materiais restauradores. Além da interação do cimento com a dentina radicular, o sucesso da adesão desses cimentos depende de outros fatores relacionados aos mecanismos de união, tais como: a incompatibilidade de alguns cimentos com adesivos dentinários; a contaminação do canal ou das restaurações indiretas durante a prova dos materiais e a necessidade de silanizar peças indiretas, como cerâmicas e pinos, e a correta polimerização do cimento.

Amaral et al. (2009), testaram diferentes estratégias de cimentação na resistência ao pull-out de um PFV. Foram testados cinco cimentos resinosos (RelyX Unicem, RelyX Arc, Panavia F, Allcem, RelyX Luting), variando a presença ou ausência de sistemas adesivos (ScotchBond- 3 passos, Single Bond- frasco único e ED Primer-autocondicionante). Os autores verificaram que o RelyX Unicem simplifica a cimentação de pinos intrarradiculares, sendo este cimento também uma boa opção nas coroas livre de metal ou próteses fixas parciais em alumina, coroas metalocerâmicas e coroas metálicas. No teste de pull-out realizado neste estudo, o RelyX Unicem apresentou altos valores de resistência ao deslocamento, similar aos cimentos convencionais.

Mazzitelli et al. (2010), avaliaram a resistência de união de cimentos resinosos autoadesivos a dentina em relação a diferentes tratamentos de superfície dentinária. Foram

selecionadas 45 raízes de pré-molares humanos preparadas para reabilitação com PFV. As raízes foram divididas em 3 grupos (n=15) de acordo com o tratamento de superfície a ser recebido: EDTA por 60 segundos, ácido poliacrílico 10% por 30 segundos, ambos seguidos de lavagem com água deionizada por 30 segundos e ausência de tratamento. Esses grupos iniciais foram divididos em 3 subgrupos (n=5) de acordo com os cimentos resinosos utilizados: RelyX Unicem, BisCem e G-Cem. Após inserção dos pinos foi esperado tempo de 5 minutos para cura química seguido de fotoativação por 20 segundos. A resistência adesiva foi medida com ensaio de microtração em fatias de 1 mm de espessura. Os cimentos resinosos RelyX Unicem e BisCem não tiveram seus valores de resistência de união aumentados pelos tratamentos de superfície, já o cimento G-Cem apresentou maior resistência de união com o tratamento com ácido poliacrílico. Os autores concluem que os cimentos autoadesivos não conseguem desmineralizar/dissolver completamente a smear layer por si só; assim, o condicionamento da dentina facilita essa remoção, porém a resistência de união dos cimentos autoadesivos não aumentou devido a sua viscosidade que dificulta sua penetração nos túbulos.

Stape et al. (2012), avaliaram a influência do pré-tratamento dentinário na resistência adesiva de cimentos resinosos, usando ensaio de microtração. Os autores testaram a resistência adesiva dos cimentos resinosos RelyX ARC (dual convencional) e RelyX Unicem (dual autoadesivo), na dentina humana previamente tratada com clorexidina 2% ou EDTA 24%, ambos durante 60 segundos, comparados com um grupo controle (cimentação sem tratamento prévio). O RelyX ARC obteve maiores valores que o RelyX Unicem, exceto quando o EDTA foi usado. Os autores atribuem a melhora da resistência adesiva com uso prévio do EDTA à maior remoção da smear layer, promovendo melhor interação entre o cimento e a dentina. Assim, os autores concluem que o uso do EDTA a 24% é uma alternativa para promoção do aumento da resistência adesiva dos cimentos resinosos autoadesivos.

## **2.2. Análise da resistência adesiva**

### *2.2.1. Padronização dos ensaios de resistência de união*

O comportamento biomecânico e previsibilidade de sucessos e falhas dos materiais odontológicos geralmente são definidos em testes *in vitro*. Os ensaios laboratoriais apresentam como vantagem a possibilidade de controlar variáveis do estudo isoladamente (Van Meerbeek et al., 2003). A resistência de união dos materiais adesivos geralmente é testada com testes mecânicos, como: microtração, cisalhamento, microcisalhamento, pull-out e push-out. Embora na literatura exista vasta documentação com relação ao comportamento dos materiais adesivos em esmalte e dentina, alguns aspectos relacionados aos cimentos resinosos utilizados na cimentação de pinos intrarradiculares permanecem incertos (Amaral et al., 2009).

Van Noort et al. (1989), realizaram análise crítica dos ensaios de resistência à tração e ao cisalhamento, sendo ambos os mais comumente usados para testar a resistência de união nessa época. Em análise computacional 2D os autores encontraram que nos modelos de tração as tensões se concentraram na interface entre resina e dentina, onde existe uma alteração de geometria, levando ao possível aumento das falhas nessa região. Já no ensaio de cisalhamento os modelos mostraram que a tensão ocorreu próxima a região de aplicação de carga, gerando momento de flexão na amostra; esse fato pode provocar falhas na amostra oriundas de outros tipos de tensão e regiões fora da área de interesse. Além da falta de padronização encontrada nos estudos disponíveis, os autores demonstraram que diferenças na geometria, no modo de aplicação de carga e na rigidez dos materiais (módulo de elasticidade) afetam diretamente os resultados de resistência adesiva, inviabilizando a comparação de estudos que usam diferentes configurações nos testes.

Della Bona & van Noort (1995), avaliaram a resistência de união de uma resina composta na superfície de uma cerâmica feldspática variando o tratamento da superfície

empregado. Os autores realizaram estudo *in vitro* com teste de resistência à tração e ao cisalhamento, além de simulação computacional pelo método de elementos finitos. A análise de tensões e os ensaios laboratoriais mostraram que o teste de cisalhamento resultou em grande quantidade de falhas coesivas, testando não a resistência da interface adesiva, mas sim a resistência dos materiais da base das amostras. Esses resultados foram atribuídos principalmente à configuração do teste de cisalhamento, como dimensão dos espécimes. Já o teste de tração mostrou mais falhas na interface adesiva, mesmo apresentando uma distribuição de tensões menos uniforme.

Com relação às configurações dos testes laboratoriais, em 1995, Pashley et al., realizaram revisão de literatura dos métodos de teste de adesão dos agentes adesivos à dentina. Após análise das diversas variáveis que influenciam nos ensaios de resistência de união dos sistemas adesivos, os autores verificaram que existe forte tendência dos testes de cisalhamento em gerar flexão das amostras. A necessidade de padronização dos testes deve ser bem controlada, sendo essencial para comparação de estudos diferentes. Os autores concluem que é necessário melhorar a padronização dos testes de resistência adesiva.

Versluis et al. (1997), questionam a resistência de união atribuída aos materiais adesivos em geral, investigando se a frequente ocorrência de falhas coesivas na dentina, durante ensaio de cisalhamento, ocorriam devido à união perfeita do material com o substrato dental, ou se era causada pela redução das propriedades mecânicas da dentina. Após análise em elementos finitos e validação experimental, os autores discutem que as falhas coesivas na dentina geradas após o teste, são causadas, em parte, pela própria configuração do teste. A característica frágil da dentina faz com que essa estrutura tenha boa resistência à compressão, mas seja fraca quando submetida a esforços de tração. Durante os testes de cisalhamento, há geração de tensões de tração próxima à dentina, podendo causar o início da falha da amostra nessa região. Os autores afirmam ainda que a padronização das amostras dificilmente irá corrigir as configurações básicas do teste; e que os testes de avaliação da resistência adesiva merecem ser mais bem estudados.

Segundo Van Meerbeek et al. (2003), na cavidade oral, a interface adesiva entre dente e material restaurador é submetida a diversas forças simultaneamente. Mesmo durante o procedimento restaurador, os compósitos resinosos já começam a sofrer tensões de contração que podem afetar sua adesão em longo prazo nas paredes cavitárias. O raciocínio por trás dos testes de resistência adesiva é que, quanto maior a capacidade de união do material, melhor ele conseguiria suportar todas as tensões geradas e maior seria o tempo que a restauração permaneceria em função. Os autores discutem ainda que os testes de resistência adesiva dependem muito dos parâmetros laboratoriais, como o preparo, a geometria e tamanho das amostras, tamanho da área da superfície estudada, tipo de compósito entre outros. Devido a tais fatores, os dados relativos à resistência adesiva dos materiais variam muito na literatura. Ainda, segundo os autores, os testes mais comuns de resistência adesiva são resistência à tração ou ao cisalhamento, porém as muitas variáveis envolvidas nesses testes fazem com que a padronização das metodologias dos testes dificilmente seja conseguida.

Placido et al. (2007), realizaram análise em elementos finitos da distribuição de tensões nos testes de cisalhamento e microcisalhamento, sugerindo alguns parâmetros que podem influenciar nos resultados dos mesmos. Modelos bidimensionais foram construídos seguindo os protocolos encontrados na literatura, com aplicação de carga nodal, seguida da análise das tensões de tração e cisalhamento obtidas. Os resultados mostraram que os estados de tensão em ambos os testes indicaram que a resistência adesiva subestimou as verdadeiras tensões presentes nas amostras no momento da fratura, uma vez que a distribuição uniforme das tensões na interface nunca são conseguidas laboratorialmente. Assim, os valores de tensão podem variar com a geometria, carregamento e propriedades do material, e não necessariamente com a resistência adesiva da interface. Os autores afirmam que a tensão predominante na interface, durante os testes de cisalhamento e microcisalhamento, muitas vezes é tração, muito provavelmente pela escolha da forma de carregamento do teste; e afirmaram ainda que a região de maior probabilidade de falha geralmente é a que concentra mais tensões de tração. Os autores concluíram que as configurações do teste afetam nos resultados, e mesmo usando carregamento cisalhante, as tensões predominantes em ambos os testes foi tração; e, com relação à resistência ao



cisalhamento o teste de microcisalhamento foi pior que o de cisalhamento, por apresentar maior concentração de tensões de tração.

Xavier et al. (2009), usou o método de elementos finitos para comparar a distribuição de tensões nos testes de cisalhamento (micro – diâmetro de 0,8 mm , e macro – diâmetro de 4mm) e testes de torsão, buscando ainda prever qual dos testes era menos sensível a configurações do teste e apresentava menor tendência à fraturas coesivas do substrato. Os autores observaram que em situações clínicas as interfaces estão sujeitas a tensões complexas. Em estudos *in vitro* que visam caracterizar um material ou técnica, comparando diferentes testes, é importante que cada um dos testes empregados avalie a resistência adesiva em diferentes condições de carregamento, com a predominância de apenas um tipo de tensão. Ou seja, segundo os autores, a boa resistência de união de um material submetido à tração não garante que ele tenha o mesmo desempenho sob cisalhamento. Por isso, a interpretação e comparação dos resultados geralmente são complicadas. Assim, para testarem efetivamente a resistência dos materiais, os testes devem gerar apenas um tipo de tensão, e resultados gerados por tensões diferentes, não devem ser comparados. Diante disso, os autores concluíram que é necessário conhecer efetivamente quais tensões são geradas nos testes de resistência adesiva, e quais levam a falha das amostras, como forma de melhor compreender o desempenho dos materiais.

Ferreira et al. (2011), realizaram estudo em elementos finitos para análise da influência da área da superfície adesiva e da geometria das amostras na resistência adesiva. Os autores justificaram o uso da metodologia dos elementos finitos pela possibilidade de obter informações sobre o estado de tensões em estruturas complexas, por meio de análises numéricas. Além disso, este método tem se mostrado preciso por levar em consideração características intrínsecas das várias estruturas do dente. A possibilidade de análises bidimensional e tridimensional ainda permite o estudo de estruturas complexas, com geometrias irregulares. Os autores testaram a influência da geometria (palito paralelo e em forma de ampulheta) e da área adesiva (0,64 mm<sup>2</sup>, 1 mm<sup>2</sup> e 1,44 mm<sup>2</sup>) no teste de microtração e verificaram que a geometria influenciou na distribuição de tensões. As diferentes áreas adesivas não provocaram diferenças na concentração de tensões, porém os espécimes forma de ampulheta apresentaram melhor distribuição dessas tensões. Os autores

concordam com a necessidade de padronização dos testes adesivos, visto a influência dos parâmetros de configuração dos mesmos nos resultados de resistência adesiva.

Raposo et al. (2012), avaliaram a influência os diferentes parâmetros envolvendo o teste de microtração na resistência adesiva, padrão de falha e distribuição de tensões de adesivos dentinários. Os autores observaram que os diferentes métodos de realização do teste disponíveis na literatura resultam em valores conflitantes de resistência adesiva para materiais similares. A análise por elementos finitos mostrou que a geometria das amostras altera a distribuição de tensões. Os resultados laboratoriais não mostraram diferenças nos valores de resistência adesiva nas amostras testadas com os diferentes dispositivos do teste, a não ser que ocorra padronização da área adesiva. O padrão de falha das amostras coincidiu com a região de maior concentração de tensões em elementos finitos. Os autores mostraram que a padronização dessa metodologia é complexa, e que os parâmetros envolvidos nos testes devem ser mais bem estabelecidos a fim de evitar que influenciem nos resultados.

#### *2.2.2. Teste de Push-out*

No estudo da resistência adesiva de cimentos resinosos usados na cimentação de PFV o teste de push-out geralmente é o mais empregado. Esse teste promove a extrusão do pino e gera falha adesiva na amostra por meio de tensões de cisalhamento na interface (Anusavice, 2003).

O push-out foi discutido pela primeira vez na Odontologia por Roydhouse (1970). Em seu estudo, o autor propõe o uso de uma ponta de diâmetro conhecido para aplicação de carga em uma amostra cilíndrica posicionada sobre uma contra-matriz, com o objetivo de provocar falha por cisalhamento. O autor testou diversos materiais restauradores (amálgama, ligas de ouro e compósitos resinosos), com diferentes diâmetros de pontas e espessura de amostras, e concluiu que estes dois fatores provocaram diferenças na deformação e falha das amostras. O autor discute que tensões de cisalhamento e tração estão envolvidas nesse tipo de teste, e que a composição do material (homogêneo, como no

caso dos metais, e heterogêneo, como no caso dos compósitos resinosos) também influencia na deformação e resistência à falha. O autor concluiu que o teste utilizado em seu estudo é bastante versátil na comparação de materiais odontológicos restauradores.

O uso do teste de push-out para testar a resistência adesiva de PFV no interior do canal radicular remete ao ano de 2002, quando Boschian Pest et al., compararam o desempenho de cimentos químicos e fotoativados. Os autores utilizaram teste de push-out para avaliar a resistência adesiva e microscopia eletrônica de varredura para avaliar as interfaces adesivas. Foram utilizados dentes unirradiculares humanos tratados endodonticamente e reabilitados com pinos de fibra de carbono e vidro, cimentados com vários sistemas adesivos, materiais de fixação e resinas compostas flow. Os valores de resistência adesiva foram elevados (entre 18 e 60 MPa) e as amostras apresentaram diferenças para os fatores cimento resinoso e resina composta. O melhor desempenho foi atribuído aos PFV associados a resinas compostas fotoativadas.

Goracci et al. (2005), avaliaram a resistência de união do PFV com uso ou não de um sistema adesivo (ED Primer – autocondicionante; e Escite DSC – convencional) associado ao cimento resinoso (Panavia 21 – presa química e Variolink II – presa dual) por meio de ensaio de push-out. Os autores fixaram as amostras (1 mm de espessura) com cianoacrilato na base, e realizaram compressão com ponta de 1 mm, com velocidade constante de 0,5 mm/min. Os autores levam a crer que todas as fatias foram testadas com a mesma ponta e não informaram o diâmetro do orifício central da base utilizada. Foi verificado que a resistência não melhorou com o uso do sistema adesivo quando comparado às amostras sem agentes adesivos. Por outro lado, de Durao et al. (2007), compararam a resistência adesiva regional, nos três terços radiculares, com diferentes cimentos resinosos, com teste de push-out, e mostrou que a cimentação adesiva pode contribuir pelo aumento na resistência ao push-out de PFV aderidos a dentina radicular. No estudo os autores testaram os cimentos Ketac Cem, RelyX Unicem, Variolink II/Excite DCS, Panavia F/ED Primer, C&B cement/All Bond e Multilink/Multilink Primer. O teste de push-out foi realizado com ponta aplicadora de carga de 1 mm para os terços cervical e médio e de 0,8 mm para o terço apical, sem informações a respeito do diâmetro da base, e a velocidade de

aplicação de carga foi 1 mm/min. Os autores concluíram que a terço cervical apresentou maiores valores de resistência adesiva comparado ao terço apical, para todos os cimentos testados, com exceção do RelyX Unicem que apresentou valores similares para ambos os terços.

Bitter et al. (2006), testaram o efeito da termociclagem na resistência de união de agentes cimentantes à dentina. Foram testados seis cimentos: Panavia F, Multilink, Variolink II, Permaflo DC, Clearfill Core e RelyX Unicem. O ensaio de push-out foi realizado duas fatias de 1 mm de espessura de cada terço da raiz de caninos superiores. Para o teste foi utilizado três diâmetros de ponta (1,2; 1,0; 0,8 mm de diâmetro, usadas no terço cervical; médio e apical, respectivamente) e três diâmetros de base (2,5; 2,0; 1,5 mm de diâmetro, usadas no terço cervical; médio e apical, respectivamente). O método de definição dos diâmetros das pontas e das bases não foi informado. A velocidade de aplicação de carga foi de 0,5mm/min. Os autores encontraram que a resistência adesiva é influenciada pelo tipo de cimento, pela região da raiz e pela termociclagem. O cimento RelyX Unicem apresentou os maiores valores de resistência adesiva, inclusive após a termociclagem. Os autores não discutiram os parâmetros do teste de push-out utilizados.

Soares et al. (2008), avaliaram a resistência adesiva e a distribuição de tensões de pinos de fibra de vidro a dentina radicular usando três métodos diferentes: microtração com espécimes em forma de ampolheta, tração com espécimes em forma de bastão retangulares e push-out. Os resultados mostraram que o método de teste e o formato dos espécimes influenciam tanto na resistência adesiva quanto na distribuição de tensões. A análise por elementos finitos mostrou que a distribuição de tensões é mais homogênea ao redor do pino nos testes de push-out. Além disso, pode-se observar que os diferentes formatos dos espécimes e testes geram diferentes padrões de tensões (compressão, tensão ou cisalhamento) e isso deve ser analisado durante a validação dos modelos. Por fim, o estudo conclui que o melhor teste para avaliação de pinos de fibra de vidro no interior do canal radicular é o teste de push-out.

Em 2010, Castellan et al., testaram diferentes testes de resistência adesiva de pinos de fibra de vidro, como microtração, pull-out, push-out e push-out modificado, quanto aos valores de resistência adesiva, distribuição de tensões e modo de falha. Os autores encontraram que a geometria da amostra, variando em cada teste, altera profundamente na distribuição de tensões, bem como as diferentes formas de carregamento alteram os valores de resistência adesiva. O teste de microtração mostrou alto índice de fraturas coesivas prematuras, além de alta variabilidade dos resultados, provavelmente decorrentes de reflexos da construção das amostras. O teste de push-out mostrou os menores valores de resistência adesiva e também alta variabilidade dos resultados. A modificação do teste de push-out proposta pelos autores, aumentando o comprimento do pino, visou melhorar a confluência entre ponta aplicadora de carga e o pino, aumentando de fato o número de falhas adesivas comparadas com o teste de push-out convencional e o pull-out. O alto índice de fraturas coesivas em dentina obtidos com o push-out, neste estudo, foi atribuído aos parâmetros de configuração do teste. Os autores mostraram clara relação entre as tensões obtidas com elementos finitos e os resultados dos testes mecânicos. Os autores concluíram que os quatro testes influenciaram significativamente na resistência adesiva entre pino e dentina. Cada metodologia tem sua própria indicação e deve ser escolhida de acordo com os objetivos do estudo, sendo inviável e complexo comparar resultados obtidos com diferentes métodos.

Cecchin et al. (2011), avaliaram os efeitos de diferentes cimentos obturadores na resistência adesiva entre pino de fibra de vidro e cimento resinoso. Foi utilizado dentes caninos tratados com cimento obturador modificado por resina (AH Plus), cimento obturador modificado por resina autocondicionante (Epiphany), cimento obturador com hidróxido de cálcio (Sealer 26) e cimento obturador com óxido de zinco e eugenol (Septodont). O cimento resinoso utilizado foi o RelyX Unicem. Para análise da resistência adesiva foi realizado teste de push-out, em duas fatias de cada terço radicular, com 1 mm de espessura, sem informações sobre o diâmetro da ponta e da base. Para o grupo controle (sem cimento obturador) os valores de resistência adesiva encontrado foi 5,51/5,22/5,44 MPa para os terços cervical/médio/apical respectivamente. Os autores concluíram que

somente o cimento obturador com eugenol influenciou negativamente na resistência adesiva do pino à dentina.

Leme et al. (2011), testaram a resistência adesiva de um cimento resinoso convencional (RelyX ARC) e outro autoadesivo (RelyX Unicem) de acordo com a região da raiz e tempo de armazenagem (1 mês ou 9 meses). Foi utilizado dentes unirradiculares humanos, cortados em 3 fatias de 1,7 mm de espessura (uma de cada terço radicular). Não houve no estudo referência ao diâmetro da ponta e da base utilizados no teste. Nota-se que a espessura da fatia utilizada foi maior do que dos trabalhos anteriormente citados. Os autores relataram valores de resistência adesiva de 4,2/4,6/7,2 MPa nos terços cervical/médio/apical, respectivamente, para o RelyX Unicem, com um mês de armazenagem. Os autores concluíram o RelyX Unicem apresentou maiores valores de resistência adesiva comparado ao RelyX ARC, e que o tempo de armazenagem e a região da raiz testada não influenciou no teste.

Soares et al. (2012a), avaliaram a influência do cimento resinoso e do formato do pino na resistência adesiva nos três terços radiculares de incisivos bovinos. Os autores avaliaram um pino cônico (Exacto Post) e um pino paralelo (Reforpost) e quatro cimentos resinosos (RelyX ARC, RelyX Unicem, Cement Post e Maxcem). Para o teste de push-out foram seccionadas duas fatias de cada terço da raiz, sendo cada uma com 1 mm de espessura, e o teste foi realizado com velocidade de 0,5 mm/min. Não houve informações a respeito do diâmetro da ponta e da base utilizados, levando-se a crer ainda que a mesma ponta e base foram usadas para todos os terços radiculares. Foi encontrado valores de resistência adesiva em de 13,7/14,5/13,1 MPa para o cimento RelyX Unicem nos terços cervical/médio/apical respectivamente para ambos os pinos testados. Os autores concluíram que a resistência adesiva não depende do formato do pino; o cimento resinoso RelyX Unicem apresentou valores de resistência mais altos do que os outros cimentos testados, para todos os terço radiculares; os cimentos RelyX Arc e Cement Post apresentaram valores similares no terço cervical, mas para o RelyX ARC os valores diminuíram nos terços médio e apical, sendo este fato associado a baixa penetração de luz e polimerização deficiente do

cimento nessas regiões; e o cimento Maxcem apresentou os piores valores de resistência adesiva.

O teste de push-out também é usado para determinar os valores de resistência adesiva de outros materiais além dos cimentos resinosos. Onay et al. (2009), por exemplo, testaram a resistência adesiva de um cimento obturador por meio do ensaio de push-out. Com relação a configuração de teste, os autores padronizaram a ponta aplicadora de carga em 1 mm, testando apenas uma fatia do terço cervical, mas não mencionaram o diâmetro do orifício central da base utilizada no teste. A velocidade de aplicação de carga no teste foi de 1 mm/min. Novais et al. (2011), testaram a resistência adesiva de entre PFV e resina composta usada na construção de núcleos de preenchimento, variando a temperatura do agente silano. Os autores usaram uma ponta de 1 mm e uma base com orifício central de 2 mm de diâmetro para todas as fatias do pino. Sendo o pino utilizado cônico, a área adesiva mudava em cada fatia, que possuíam 1 mm de espessura. A velocidade de carregamento foi constante, definida em 0.5 mm/min. Já Carneiro et al. (2012), testaram a influência da compactação termomecânica na resistência adesiva de diversos materiais obturadores. Foram utilizados oitenta caninos humanos obturados com a técnica da condensação lateral (n=40) ou a compactação termomecânica (n=40), utilizando quatro diferentes cimentos: AH Plus (n=10), Epiphany (n=10), Resilon (n=10) e Sealer 26 (N=10). Para o teste de push-out, foram obtidas nove fatias de 2 mm de espessura (3 de cada terço radicular) e utilizado 3 pontas aplicadoras de carga com diâmetro de 1 mm, 0,6 mm e 0,4 mm para o terço cervical, médio e apical respectivamente. A velocidade de carregamento foi constante de 0,5 mm/min, sem informações a respeito do diâmetro da base. Os autores encontraram que a técnica da condensação lateral apresentou maiores valores de resistência adesiva, assim como os cimentos AH Plus e Sealer 26 foram melhores. O terço cervical apresentou maiores valores, seguido pelo médio e apical. Os autores concluíram que a compactação lateral foi melhor quando associada ao cimento AH Plus. O presente, embora tenha se atentado ao uso de diferentes pontas aplicadoras de carga, não relata como essas pontas foram selecionadas e também não se atenta para o diâmetro do orifício central da base.

Pode-se perceber que a literatura não é consistente com relação aos parâmetros de configuração do teste de push-out. Alguns detalhes importantes do teste não são relatados e há divergência com relação a outros, como por exemplo, espessura da fatia e velocidade de aplicação de carga. Existe muita variação nos resultados encontrados, o que leva ao questionamento a respeito da influência da padronização dos testes nos resultados de resistência adesiva.

### *2.2.3. Padrão de falha*

Após os testes de resistência adesiva, as amostras geralmente são submetidas à análise do padrão de falha a fim de verificar o modo de falha do material. Perdigao et al. (2006), avaliaram o efeito do silano na resistência adesiva de 3 pinos de fibra de vidro (DT Light Post, FRC Postec e ParaPost Fiber White). Os autores submeteram incisivos centrais superiores e caninos reabilitados com esses pinos ao teste de push-out e verificaram que o silano não alterou a resistência adesiva em nenhum dos grupos testados. Os autores utilizaram lupa estereoscópica para determinar o padrão de falha, classificando as amostras em 5 tipos: I) adesiva entre pino e cimento resinoso (ausência de cimento visível em torno do pino); II) mista, com cimento cobrindo entre 0 e 50% do pino; III) mista, com cimento cobrindo entre 51 e 100% do pino; IV) adesiva entre cimento e dentina radicular (pino envolto por cimento resinoso) e V) coesiva em dentina.

D'Arcangelo et al. (2008), avaliaram o efeito da espessura de cimento resinoso na resistência adesiva de PFV cimentados em raízes. Os autores utilizaram incisivos humanos preparados com 4 brocas de diferentes diâmetros e submetidos ao teste de pull-out. Os autores classificaram as falhas, com aumento de 50x em microscópio ótico, em 4 tipos: I) coesiva do pino, II) adesiva entre pino e cimento, III) adesiva entre cimento e dentina radicular e IV) coesiva da raiz.

Teixeira et al. (2009), testaram a resistência adesiva de PFV em raízes fragilizadas, com diferentes tempos de fotopolimerização. Usando lupa estereoscópica com



aumento de 40x classificou o padrão de falha seguindo a mesma classificação de Perdigão et al. (2006). O mesmo foi feito por Cecchin et al. (2011) e Calixto et al. (2012), empregando lupa estereoscópica em aumento de 20x.

### **2.3. Método de elementos finitos**

A análise de tensões pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) refere-se a uma análise numérica e computacional que busca resolver geometrias complexas por meio da somatização de um determinado número de geometrias simples (Korioth & Versluis, 1997), e seu uso remete-se a década de 50. Trata-se de uma metodologia não destrutiva, de uso consolidado na engenharia, e com muito potencial de uso em diversas outras áreas, inclusive na saúde, para o estudo do comportamento biomecânico de materiais e sua relação com as estruturas vitais.

O MEF permite análises de concentração e distribuição de tensões que os ensaios laboratoriais não permitem; além de ser relativamente barato e demandar pouco tempo, dependendo do software e capacidade de processamento de dados do computador. Para análises tridimensionais, porém, que envolve a construção de modelos e análises mais fiéis e completas, muitas vezes é necessário associar softwares e realizar análises mais complexas, o que pode aumentar o custo e tempo de resolução.

Na odontologia, o MEF apareceu pela primeira vez em 1973 com Farah et al., que analisaram a distribuição de tensões em um primeiro molar usando fotoelasticidade e o método de elementos finitos em modelos axissimétricos. Os autores definem o MEF como um método de idealização de algo real e contínuo constituído da união de um conjunto finito de discretos elementos estruturais interligados por um número também finito de pontos, conhecidos como nós. Os autores concluem que o ensaio fotoelástico permite a visualização clara e qualitativa da distribuição de tensões frente a uma aplicação e carga, enquanto que o MEF fornece uma avaliação mais detalhada do estado completo de tensões nos modelos.

Huysmans & Van der Varst (1993), avaliaram as tensões geradas em restaurações com pinos intrarradiculares e discutem a respeito do método de elementos finitos como facilitador no cálculo e distribuição das tensões e análise do comportamento biomecânico de estruturas complexas. Os autores indicam dois problemas principais do método de elementos finitos: a precisão e a validação. A precisão dos modelos pode ser corrigida por meio de testes de convergência e refinamento da malha, e a validação ocorre usualmente por meio de testes laboratoriais ou observações clínicas. Os autores usam o critério de von Mises modificado e Drucker-Prager para previsão das falhas dos materiais. De acordo com os resultados do trabalho, concluem que a validação laboratorial dos modelos de elementos finitos é essencial e incentivam mais estudos usando essa metodologia para melhor definir os critérios de predição de falhas usados.

De acordo com Koriath & Versluis (1997), há quatro parâmetros que influenciam na correta previsão do comportamento mecânico do modelo: o detalhamento da geometria modelada; a correta escolha do tipo do elemento usado; as propriedades dos materiais; e a definição das condições de contorno. Esses autores ainda afirmam que modelos bidimensionais oferecem excelente acesso para o pré e pós-processamento dos resultados, e devido à reduzida dimensão, conseguem preservar a capacidade computacional, permitindo melhora na definição da quantidade dos elementos e qualidade da simulação. Por outro lado, modelos tridimensionais, embora mais realistas, são geralmente mais grosseiros, com elementos distantes da forma ideal.

Ausiello et al. (2001), utilizaram o método de elementos finitos para compreender a influência da contração e rigidez dos compostos no deslocamento de cúspides e a presença de locais críticos durante a função mastigatória. Foi realizada análise tridimensional de um pré-molar restaurado com uma restauração mésio-ocluso-distal, seguido de validação experimental. Os autores relatam que o método dos elementos finitos é uma ferramenta poderosa na análise do comportamento biomecânico de estruturas complexas. Por essa razão tem sido aplicado extensivamente nas duas últimas décadas no estudo de modelos biológicos. Após a validação dos modelos em estudos laboratoriais estes poderão ser usados para diversos outros estudos; de forma que, apenas mudanças drásticas

em suas geometrias irão requerer novas validações. Modelos mais detalhados, tridimensionais que testam a influência das propriedades elásticas e de contração de materiais resinosos são de muito interesse no entendimento de problemas relacionados a escolha do material e sua correta aplicação.

Magne & Belser (2003), também preconizam o uso do MEF, e a indicam como poderosa ferramenta no entendimento do comportamento biomecânico dos materiais e estruturas odontológicas, afirmando que a associação de metodologias destrutivas com métodos computacionais é bastante interessante, e facilita a compreensão de resultados obtidos laboratorialmente.

Soares et al. (2006), realizaram estudo para medir a resistência à fratura de uma cerâmica reforçada com leucita utilizada na restauração de dentes posteriores e analisar os padrões de fratura diante de várias formas de preparo do dente. Os autores discutem no trabalho que uma das limitações foi a compressão da cerâmica até a sua fratura, sendo esta situação diferente da que ocorre na boca, local onde ela falha tipicamente como resultado de vários ciclos de carregamento, durante a mastigação. Os autores ainda discutem que metodologias destrutivas são importantes para prever e comparar o comportamento de dentes restaurados em determinadas situações específicas, porém a associação desses estudos com metodologias não destrutivas, como a de elementos finitos (MEF) ou de deformação estrutural com uso de extensômetros (strain-gauges), permitem análises de tensões (MEF) e deformações (strain-gauges) no momento que ocorre a falha e ainda a sua possível causa.

Com relação aos tipos de análises em elementos finitos, Shirasu et al. (2008), mencionam que a análise linear dos modelos tem sido extensivamente aplicada em estudos com elementos finitos. Nesse tipo de análise, um módulo de elasticidade constante representativo da relação tensão-deformação do material é usado para alimentar o modelo. As análises lineares são válidas se a estrutura apresenta uma relação tensão-deformação linear até o limite de proporcionalidade, e todas as estruturas estão unidas como um corpo único.

Soares et al. (2012b), discute em capítulo de livro a aplicabilidade do MEF na Odontologia Restauradora e evidencia sua importância como ferramenta de estudo na melhoria da qualidade da saúde bucal. Durante a mastigação ocorre aplicação de cargas nas estruturas orais, gerando deformação e tensões nas mesmas, sendo tais ocorrências normais à função estrutural das mesmas. Porém quando as tensões são excessivas, e excedem o limite elástico das estruturas (ou materiais restauradores) pode ocorrer falha delas. Para compreender tais situações a associação de metodologias permite a análise sequencial e continua dos processos de falhas. Nesse sentido o conceito do MEF é obter a solução de problemas físicos complexos dividindo-os em domínios menores e mais simples que podem ser interpolados com uso de funções de forma. No entanto o MEF não consegue substituir os estudos laboratoriais e requer validação experimental para comprovar seus resultados. No capítulo, os autores descrevem possibilidades de obtenção dos modelos, tanto bi quanto tridimensional, métodos de obtenção de propriedades mecânicas, como o módulo de elasticidade, tipo de análise estrutural (linear ou não-linear); geração de malha e definição das condições de contorno (fixação, simetria e aplicação de carga). A interpretação dos resultados obtidos com AEF geralmente é feita de forma qualitativa, mas em alguns casos análises quantitativas podem ser indicadas. Como a maioria dos modelos de elementos finitos é linear, a magnitude do carregamento não gera efeito direto na análise qualitativa, no entanto, pequenas mudanças nas condições de contorno como posicionamento do carregamento ou alterações bruscas da malha, podem alterar significativamente os resultados. Segundo os autores, o MEF tem ajudado a responder questões relativas ao comportamento biomecânico de materiais e estruturas em diversas áreas da Odontologia, como por exemplo no estudo de lesões cervicais não cariosas; o comportamento de dentes tratados endodonticamente, desde seu preparo biomecânico até a reabilitação com retentores intrarradiculares; procedimentos restauradores, desde a geração e distribuição das tensões em diversos materiais até contração de polimerização de compostos resinosos; periodontia, implantodontia e ortodontia. O campo de atuação do MEF é bastante amplo na área da saúde, e os autores reafirmam que este deve ser visto como auxiliar dos métodos experimentais e não substituto deles. A AEF pode fornecer informações que seriam difíceis

ou impossíveis de se obter experimentalmente, porém, ao mesmo tempo, a AEF não pode ser realizada sem dados experimentais (propriedades mecânicas) e validação.

***Proposição***

---

### **3. PROPOSIÇÃO**

O objetivo desse estudo foi avaliar os parâmetros do teste de push-out com relação à influência do diâmetro da ponta aplicadora de carga e do orifício central da base de sustentação das amostras, utilizando pino de fibra de vidro fixado em raiz bovina, nos seguintes parâmetros:

- Resistência de união e padrão de falha, empregando ensaio laboratorial de push-out.
- Distribuição de tensões, empregando o método de elementos finitos.

Possibilitando validação em ambos os métodos por meio da comparação dos resultados obtidos.

## ***Materiali, e Métodos***

---



## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1. Delineamento experimental:**

*4.1.1. Unidade Experimental:* fatias cervicais de raízes de incisivos bovinos restauradas com pino de fibra de vidro e cimento resinoso; e modelo tridimensional para análise em elementos finitos.

*4.1.2. Fatores em estudos:* diâmetro da ponta aplicadora de carga e diâmetro do orifício central da base de sustentação das amostras usados no teste de push-out.

*4.1.3. Variáveis respostas:* resistência adesiva do cimento resinoso (MPa) e distribuição de tensões nas estruturas dentais e materiais odontológicos testados (MPa).

*4.1.4. Método de análise:* ensaio de push-out e análise de tensões pelo método de elementos finitos.

*4.1.5. Forma de análise dos dados:* para os dados de resistência adesiva foi empregado análise de normalidade da distribuição e homogeneidade das variáveis, seguido de teste ANOVA em dois fatores (ponta e base), e teste de Tukey. Os dados de distribuição das tensões foram analisados de forma descritiva.

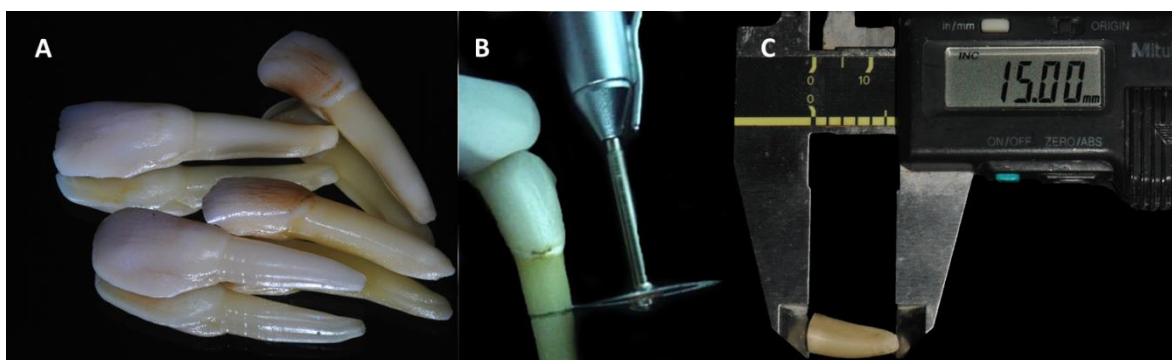
### **4.2. Teste de resistência adesiva**

#### *4.2.1. Seleção dos dentes*

Foram coletados 250 incisivos bovinos com idade aproximada de 48 meses. Os dentes com raízes retilíneas foram selecionados e limpos com laminas de estilete e submetidos à profilaxia com pedra pomes (Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) e água. A parte coronária foi removida com disco diamantado de dupla face (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), com irrigação constante, até se obter um remanescente radicular de 15 mm (Figura 1). As raízes foram armazenadas em água destilada a 4°C e usadas em no máximo dois meses após a extração.

Todas as raízes foram mensuradas com paquímetro digital (Mitutoyo, Sul Americana Ltda, Brasil) na região mésio-distal e vestibulo-lingual do terço cervical. Por

meio da média dessas medidas, foram selecionadas noventa raízes cujas dimensões não possuíam variação maior que 10% para o teste de push-out.



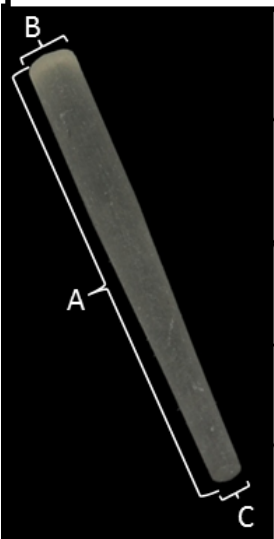
**Figura 1.** A) Incisivos Bovinos. B) Corte das raízes com disco de duplo corte. C) Raízes cortadas em 15 mm.

#### 4.2.2. *Preparo das raízes e amostras*

As raízes selecionadas foram submetidas à instrumentação do canal radicular com brocas Gates Glidden nº2 ( $\varnothing$  0,54 mm), nº3 ( $\varnothing$  0,83 mm) e nº4 ( $\varnothing$  1,1 mm) (Maillefer, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil), em sequência. A broca nº2 transpassava o canal radicular, seguida pela nº3 até o ápice e por último a nº4 até o terço médio, atingindo 10 mm de comprimento. Na sequência, as raízes foram preparadas com a broca nº3 do sistema de pinos DC White Post (FGM, Joinville, SC, Brasil) em baixa rotação, no comprimento de 10 mm. Após o preparado mecânico do canal, este foi irrigado com 1 ml de EDTA 24% (Stape et al., 2012) durante 60s. Após esse tempo, o canal foi lavado com 5 ml de solução salina a 0,9% (Indústria Farmacêutica Basa, Caxias do Sul, RS, Brasil) e seco com pontas de papel absorvente (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil). As raízes foram envolvidas em cera rosa nº7 (Lysanda, São Paulo, SP, Brasil) para evitar polimerização adicional do cimento pela luz do ambiente, e facilitar sua manipulação pelo operador.

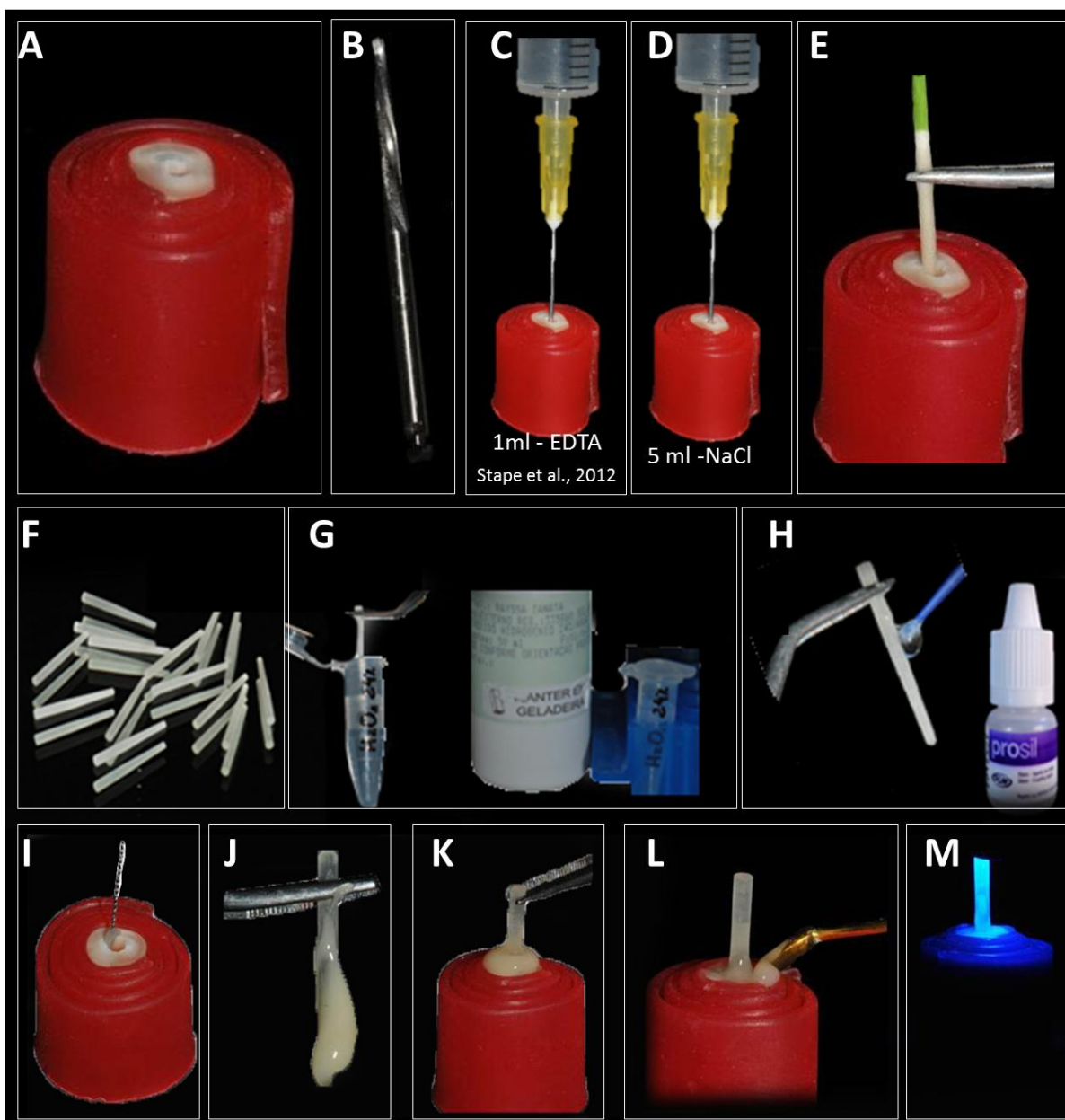
Os pinos de fibra de vidro DC White Post nº3 (FGM, Joinville, SC, Brasil) (Figura 2) foram selecionados para o estudo. Os pinos foram limpos com álcool 70% (Miyaco, Guarulhos, SP, Brasil), secos com jato de ar e sua superfície foi tratada com peróxido de hidrogênio ( $\text{H}_2\text{O}_2$ ) 24% por 60 s (de Sousa Menezes et al., 2011). Em seguida, os pinos foram lavados em água destilada, secos com jato de ar e silanizados por 60s, com

uma gota do agente silano Prosil (FGM, Joinville, SC, Brasil), segundo indicação do fabricante, com auxílio de um microbrush.

White Post nº 3			
	Teor de fibra de vidro (%)		80,0 +/- 5,0
	Teor de Resina Epóxi (%)		20,0 +/- 5,0
	Dimensões		
	A	B	C
	20 mm	2,0 mm	1,25 mm

**Figura 2.** Composição e Dimensões do pino de fibra de vidro DC White Post n.3. Dados extraídos do fabricante.

Os pinos de fibra de vidro foram cimentados com o cimento resinoso RelyX Unicem (3M ESPE, St Paul, MN, EUA). Sendo um cimento autoadesivo, não houve necessidade de nenhum preparo adicional das raízes. O cimento foi manipulado seguindo indicações do fabricante, levado no interior das raízes com auxílio de lima endodôntica tipo Kerr (Maillefer, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) e também aplicado no pino. O pino foi levado no interior do canal, o excesso foi removido e após 5 minutos (Mazzitelli et al., 2010) de polimerização química, o cimento foi fotoativado com luz halógena (Optilux 501 – Kerr Corporation, Orange, CA, EUA), com potência de 850 mW/cm<sup>2</sup>, na face cervical no sentido do longo eixo do pino, e em direção oblíqua nas faces vestibular e lingual, totalizando 120 s. As raízes foram armazenadas em água destilada por 24h, à 37°C. A figura 3 ilustra todo o processo de cimentação dos pinos.



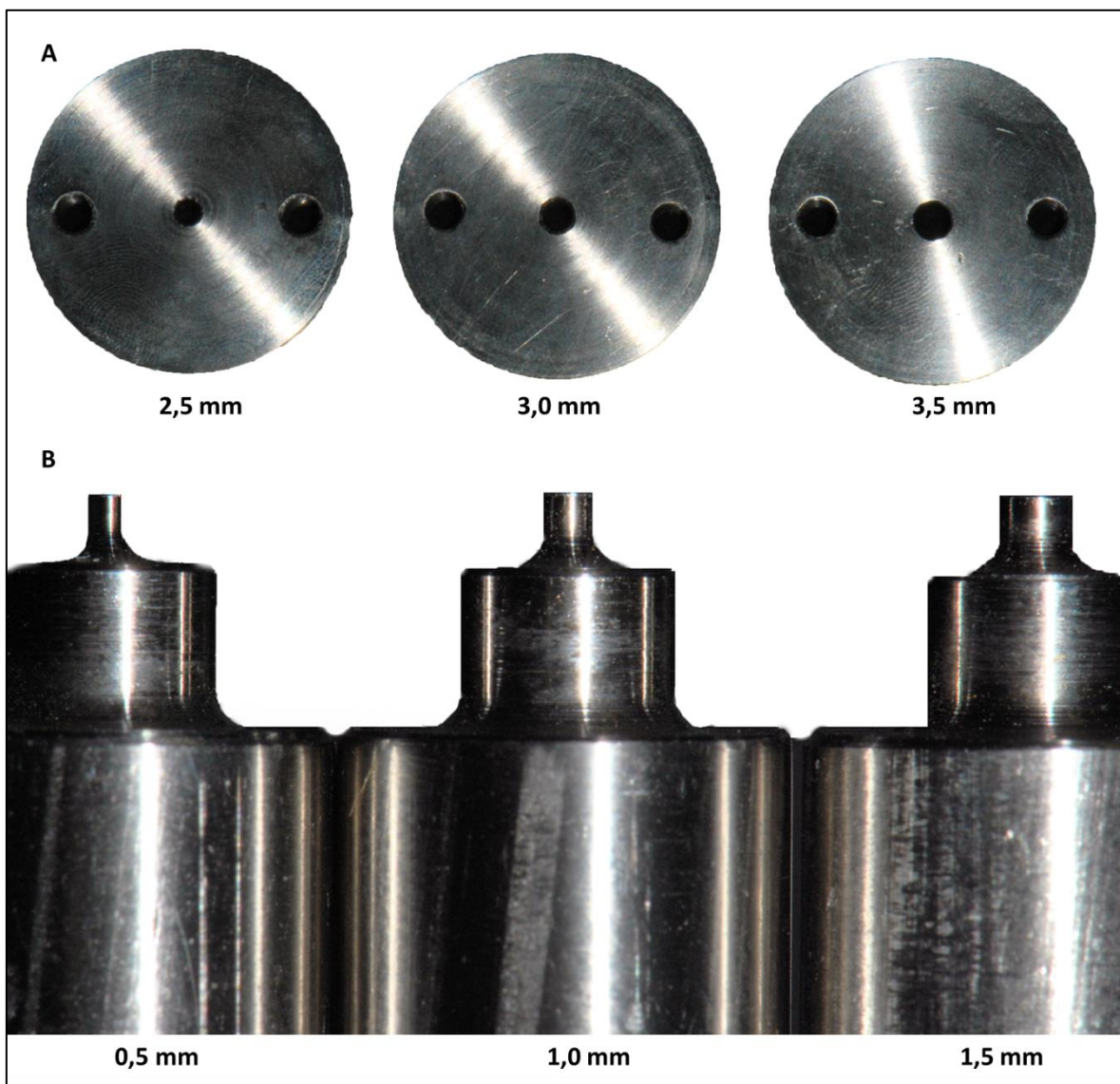
**Figura 3.** Processo de preparo e cimentação dos pinos: A) Raiz envolta com cera; B) Broca do pino; C) Irrigação com EDTA; D) Irrigação com Cloreto de Sódio 0,9%; E) Secagem do canal com cone de papel absorvente; F) limpeza dos pinos com álcool 70%; G) Tratamento da superfície do pino com peróxido de hidrogênio 24%; H) Silanização do pino; I) Inserção de cimento no canal radicular; J) Inserção de cimento no pino; K) Posicionamento do pino no interior do canal radicular L) Remoção do excesso de cimento; M) Fotoativação após 5 minutos de presa química do cimento.

#### 4.2.3. Grupos experimentais

Para o teste laboratorial foram construídas três pontas aplicadoras de carga e três bases de sustentação das amostras com orifício central de diferentes diâmetros, totalizando nove grupos ( $n = 10$ ). Os diâmetros das pontas foram: 0,5 mm; 1,0 mm e 1,5 mm. Os diâmetros dos orifícios centrais das bases foram: 2,5 mm; 3,0 mm e 3,5 mm. A Figura 4 ilustra as pontas e bases usadas no estudo.

O diâmetro das bases foi determinado pela distância entre a interface cimento resinoso/dentina radicular e o orifício central, e o diâmetro das pontas, pela distância entre a interface cimento resinoso/pino e a ponta. Uma análise em elementos finitos prévia, com vários diâmetros de pontas (0,4; 0,5; 1,0; 1,5 e 1,6 mm) e orifício central da base (2,4; 2,5; 3,0; 3,5; 3,6 mm) foi realizada para ajudar a definir as pontas e bases que seriam utilizadas no teste.

A partir diâmetro do pino (1,8 mm) na face superior da fatia, definiu-se uma ponta que possuísse diâmetro o mais próximo possível da interface, porém que não fosse muito grande e pudesse dificultar o seu posicionamento sobre o centro do pino. A análise pelo MEF prévia mostrou que não houve diferença entre a ponta de 1,6 e 1,5mm; assim, sendo a ponta de 1,5 mm ligeiramente menor, seu posicionamento sobre o pino seria mais fácil, evitando tocar a interface ou a dentina durante o teste laboratorial. A partir do diâmetro do pino (1,8 mm) e interface (0,1 de cada lado do pino) totalizando 2,0 mm, na face inferior da fatia, buscou-se um diâmetro de orifício central da base que estivesse o mais próximo possível da interface, sem tocá-la. A análise pelo MEF prévia mostrou pouca diferença entre as bases de 2,4 e 2,5 mm. Optou-se pela base de 2,5 mm na tentativa de facilitar a centralização da fatia sobre a base durante o teste laboratorial. A escolha de uma ponta com diâmetro o mais próximo possível da interface pino/cimento, e de uma base com orifício central o mais próximo possível da interface cimento/dentina ocorreu na tentativa de gerar menos flexão possível da fatia.

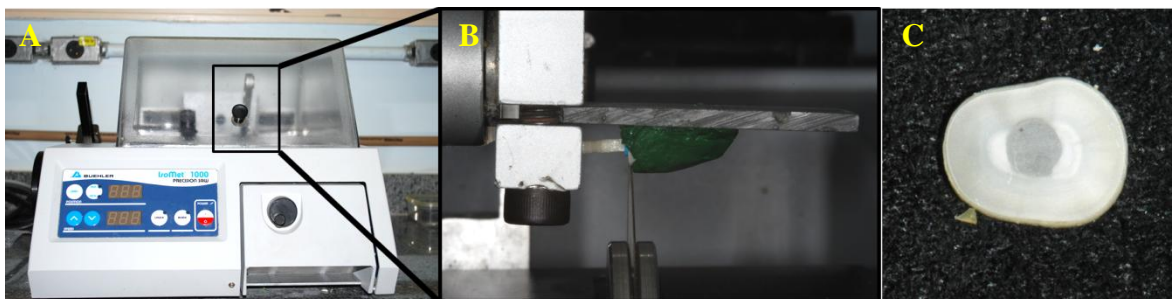


**Figura 4.** A) Bases e B) pontas utilizadas no trabalho

#### 4.2.4. *Ensaio mecânico de push-out*

O teste de push-out foi realizado somente com o terço cervical das raízes, devido a melhor polimerização do cimento nessa região, evitando assim interferência deste fator. Após 24h da cimentação dos pinos, cada raiz foi cortada no sentido perpendicular ao seu longo eixo com disco diamantado de dupla face (4" x 0,12 x 0,12, Extec, Enfield, CT, EUA) montado em micrótomo de tecido duro (Isomet 1000; Buehler, Lake Bluff, IL, EUA)

refrigerado por água (Figura 5). Após um corte inicial de 0,5 mm para remoção da porção externa do pino, duas fatias de 1mm de espessura foram obtidas do terço cervical de cada raiz, de forma que cada grupo totalizou 20 fatias. Cada fatia foi obtida com corte único, garantindo superfícies planas (Figura 5). O lado superior, equivalente ao lado de maior diâmetro do pino foi marcado, para facilitar o futuro posicionamento da amostra na máquina de ensaios. Após os cortes, a espessura das fatias foi confirmada com paquímetro digital e a medida de cada uma foi registrada.



**Figura 5.** Corte das raízes para obtenção das fatias cervicais: A) Micrótomo de tecido duro de precisão. B) Amostra posicionada para corte. C) Fatia cortada.

Para calcular a superfície adesiva exata, a conicidade do pino foi considerada. Em cada amostra, o diâmetro do pino na parte superior e inferior da fatia foi medido com auxílio de um microscópio (TM-505- Toolmaker's Microscopes; Mitutoyo, Suzano, SP, Brasil), e a superfície adesiva foi calculada pela fórmula da área do tronco de cone (Bitter et al., 2006):

$$\text{Área} = \pi(R1 + R2)\sqrt{(R1 - R2)^2 + h^2}$$

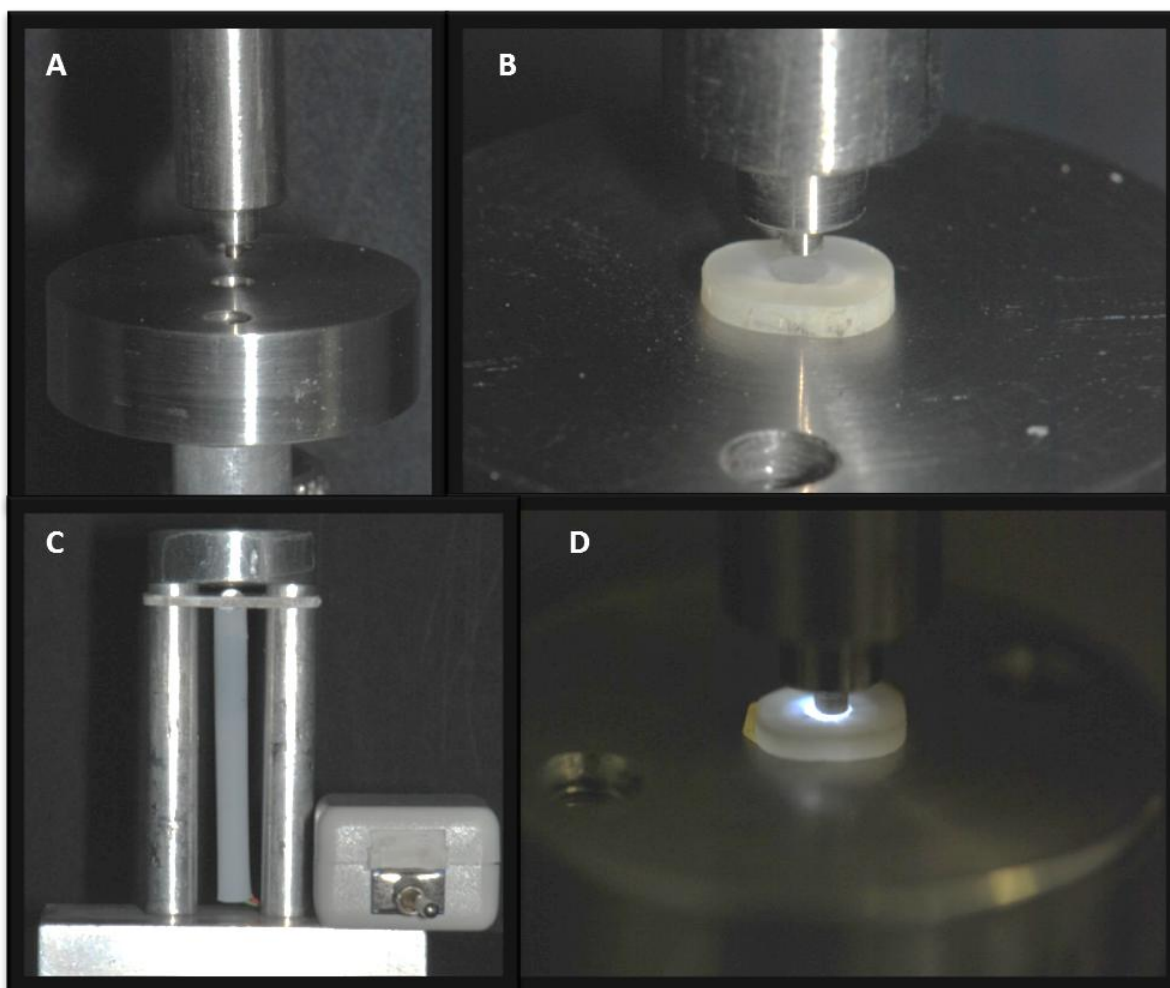
Onde  $\pi$  é a constante 3,14, R1 é o maior raio, R2 é o maior raio; e h é a espessura da fatia.

Para realização do teste de push-out, as fatias foram centralizadas sobre o orifício central da base com ajuda de um dispositivo de LED, desenvolvido na FOUFU, para iluminação a base, posicionado abaixo dela, permitindo assim retro-iluminar a amostra e facilitar o seu posicionamento (Figura 6A). A fatia foi posicionada com o maior diâmetro,



correspondente a sua face mais coronária, voltada para baixo, em contato com a base, permitindo a extrusão do pino durante o teste.

Após o posicionamento das amostras na máquina de ensaio mecânico universal (EMIC DL500; EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil) com célula de carga de 20Kgf, foi aplicado carregamento de compressão no sentido ápice/corona com velocidade constante de 0,5 mm/min, até ocorrer falha do sistema. A força (N) necessária para causar falha foi gravada pelo software (TESC; EMIC) específico da máquina de ensaio, e a resistência adesiva obtida pelo push-out foi expressa em MPa pela divisão da força (N) causadora da falha pela área da superfície adesiva (mm<sup>2</sup>) do pino calculada previamente (Schwartz et al., 2006).



**Figura 6.** Dispositivos usados no teste de push-out. A) Ponta e base montadas na máquina

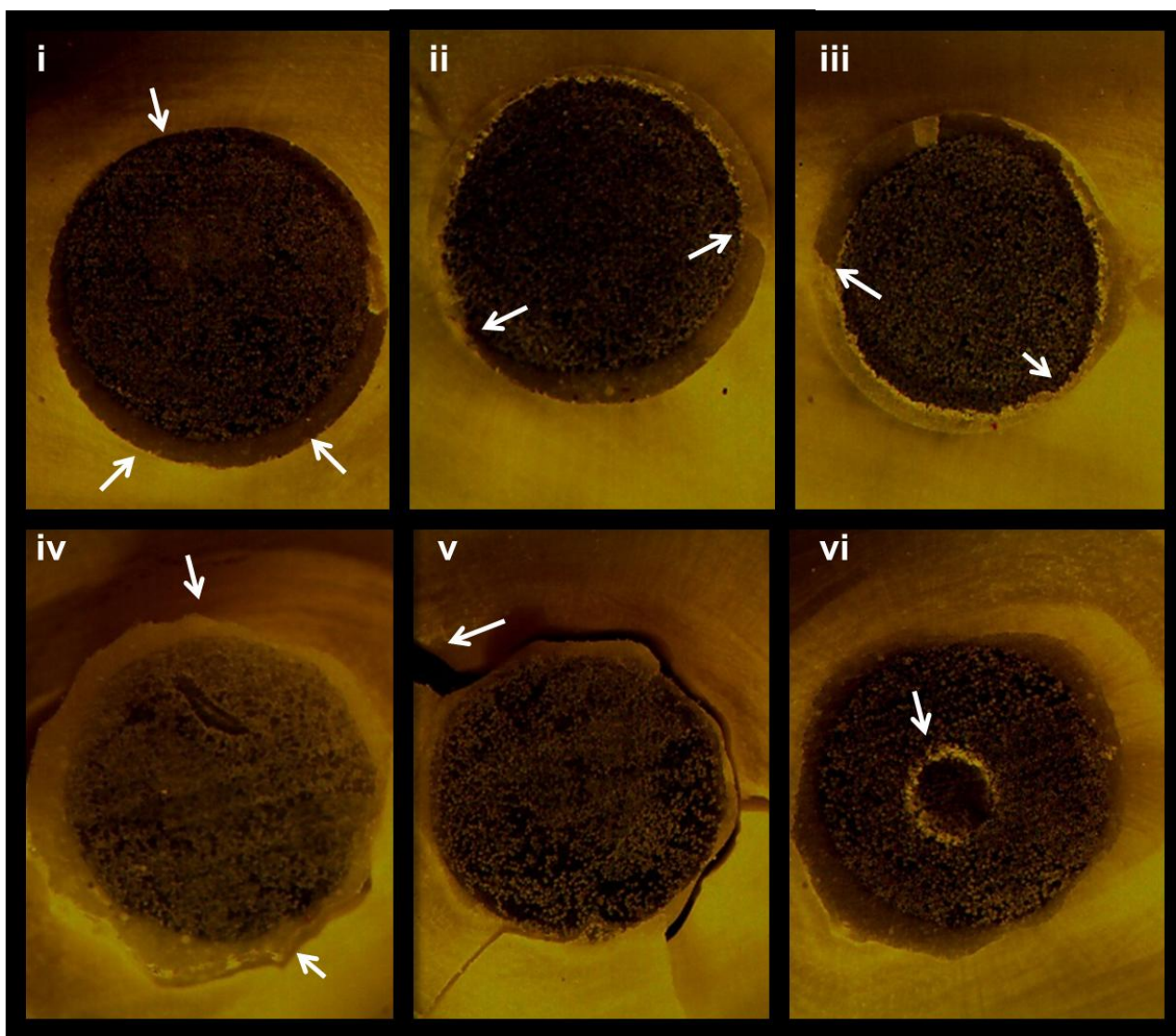


de ensaio universal; B) Posicionamento da amostra; C) Dispositivo de retro-iluminação desenvolvido na FOUFU posicionado abaixo da base; D) Iluminação facilitando o posicionamento da amostra.

#### *4.2.5. Análise do padrão de falha*

Para determinar o padrão de falha todas as fatias testadas foram observadas em lupa estereoscópica (Leica Ecafix, Leica Microsystems, Tóquio, Japão), com aumento de 40x, do sentido cervical para o apical. As falhas das fatias foram classificadas em seis tipos (Perdigao et al., 2006; D'Arcangelo et al., 2008) (Figura 7):

- (i) Adesiva entre pino e cimento resinoso (sem cimento em torno do pino),
- (ii) Mista, com cimento cobrindo 0-50% do pino,
- (iii) Mista, com cimento cobrindo 51-100% do pino,
- (iv) Adesiva entre cimento resinoso e dentina radicular (pino envolvido por cimento),
- (v) Coesiva da dentina,
- (vi) Coesiva do pino.



**Figura 7.** Padrão de falha – (i) Adesiva entre pino e cimento resinoso, (ii) Mista com cimento cobrindo 0-50% do pino, (iii) Mista, com cimento cobrindo 51-100% do pino, (iv) Adesiva entre cimento e dentina, (v) Coesiva da dentina e (vi) Coesiva do pino.

#### 4.3. Análise estatística

Os valores de resistência adesiva do teste de push-out se apresentaram dentro do padrão de normalidade da distribuição dos dados e homogeneidade das variâncias. O

teste ANOVA em dois fatores (diâmetro da ponta e diâmetro da base) foi realizado, seguido de teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

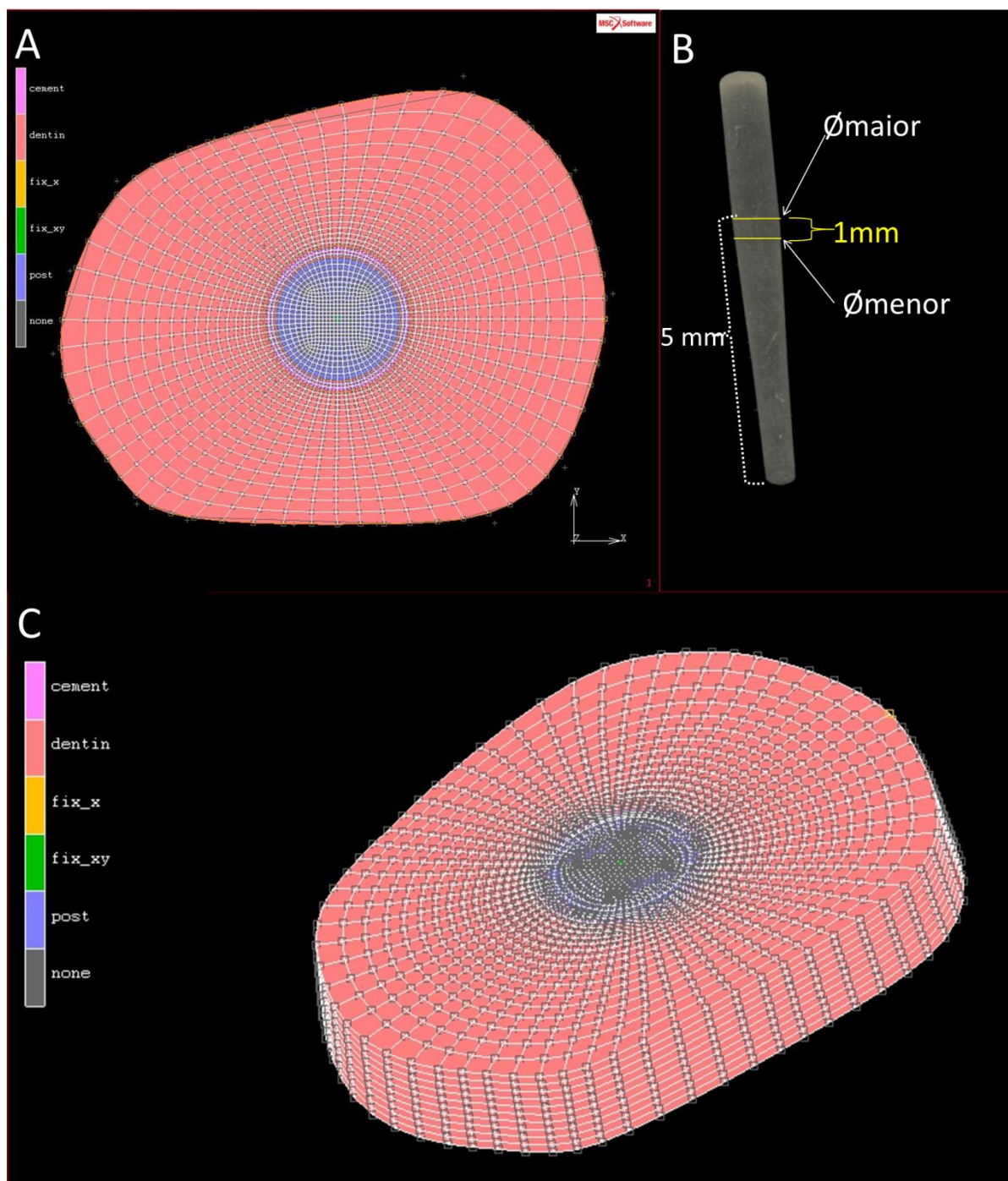
#### **4.4. Análise por elementos finitos**

Para analisar a distribuição e geração de tensões no teste de push-out foi realizada simulação tridimensional empregando análise estrutural não linear pelo método de elementos finitos. Uma fatia de dimensões mesio-distal e vestibulo-lingual similares à média das fatias usadas no estudo foi fotografada com máquina digital (Nikon D60, Tokio, Japão) e usada para confecção do modelo de elementos finitos. A partir da fotografia o contorno da fatia foi obtido com auxílio do software de livre acesso ImageJ (desenvolvido por Wayne Rasband do Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Maryland, EUA), que permite a criação de pontos de coordenadas na superfície das estruturas (Figura 8). Esse pontos de coordenadas são salvos em um arquivo de texto, de extensão *‘.txt’* e convertido em um arquivo de dados, de extensão *‘.dat’*.



**Figura 8.** Pontos de coordenadas marcados no programa ImageJ.

O arquivo de dados de extensão ‘.dat’ foi importado no software de elementos finitos MSC Marc/Mentat® (MSC Software Corporation, Santa Ana, Califórnia, EUA) usado como pré e pós processador. A malha bidimensional (2D) foi construída manualmente com elementos quadrilaterais de 4 nós (Figura 9A). A estrutura do pino foi construída seguindo as medidas disponibilizadas pelo fabricante e a linha de cimento resinoso foi construída com dimensão de 0,1 mm (Santos et al., 2010).



**Figura 9.** A) Linhas e malha bidimensional. B) Determinação do fator de redução do pino, pela razão entre o maior e o menor diâmetro do pino. C) Malha 3D.

A malha tridimensional (3D) foi obtida pela expansão com fator de redução da malha 2D, seguindo a conicidade do pino. O fator de redução foi obtido pela razão entre o maior diâmetro do pino, em 9,5 mm de comprimento (referente ao diâmetro do pino na parte superior da fatia) e o menor diâmetro do pino, em 8,5 mm de comprimento (referente ao diâmetro na parte inferior da fatia) (Figura 9B). A malha 3D foi definida com elementos hexaédricos de 8 nós (Figura 9C). As interfaces dentina/cimento e cimento/pino foram simuladas perfeitamente aderidas (interfaces, materiais e estruturas compartilhando nós, (Xavier et al., 2009)). Todas as estruturas foram consideradas homogêneas, linear-elásticas e isotrópicas, com exceção do PFV que foi considerado ortotrópico.

As propriedades mecânicas da dentina, do cimento resinoso e do PFV foram extraídas da literatura. As propriedades mecânicas das estruturas testadas estão listadas na Tabela 1.

**Tabela 1 – Propriedades Mecânicas das Estruturas e Materiais**

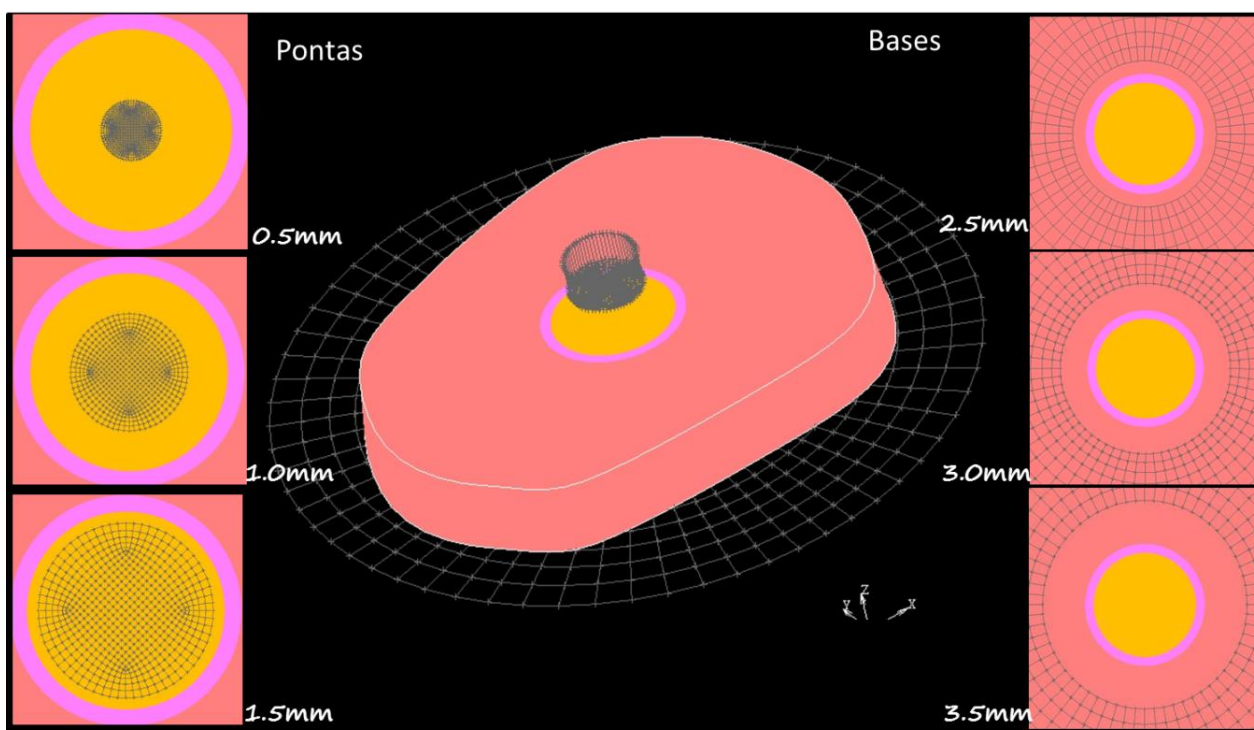
Material	E (GPa)	$\nu$	G (GPa)	Referências
Dentina	18.60	0.30	-	(Sano et al., 1994)
Cimento resinoso	9.8 <sup>1</sup>	0.30 <sup>2</sup>	-	<sup>1</sup> (Valdívia et al., 2012) <sup>2</sup> (Chung et al. 2004)
PFV	X = 9.5	$\nu_{xz}$ 0.27	$G_{xy}$ 3.1	(Lanza et al., 2005)
	Y = 9.5	$\nu_{xy}$ 0.34	$G_{xz}$ 3,5	
	Z =37.0	$\nu_{yz}$ 0.27	$G_{yz}$ 3.1	

E: Módulo de elasticidade,  $\nu$ : Coeficiente de Poisson, G: Módulo de cisalhamento.

Para simular o teste de push-out, as pontas e as bases foram construídas como corpos rígidos simplificados como superfícies, com as mesmas dimensões usadas no teste laboratorial (Figura 10). Foi aplicado carga de 10N no eixo Z (direção longitudinal do pino), com a ponta centralizada no PFV, e realizada análise estrutural estática não linear. Após o primeiro incremento de aplicação de carga ocorria o contato entre a ponta aplicadora de carga e a superfície do pino, caracterizando carregamento contínuo e não linear. Foi feita análise qualitativa dos resultados pelos parâmetros de von Mises



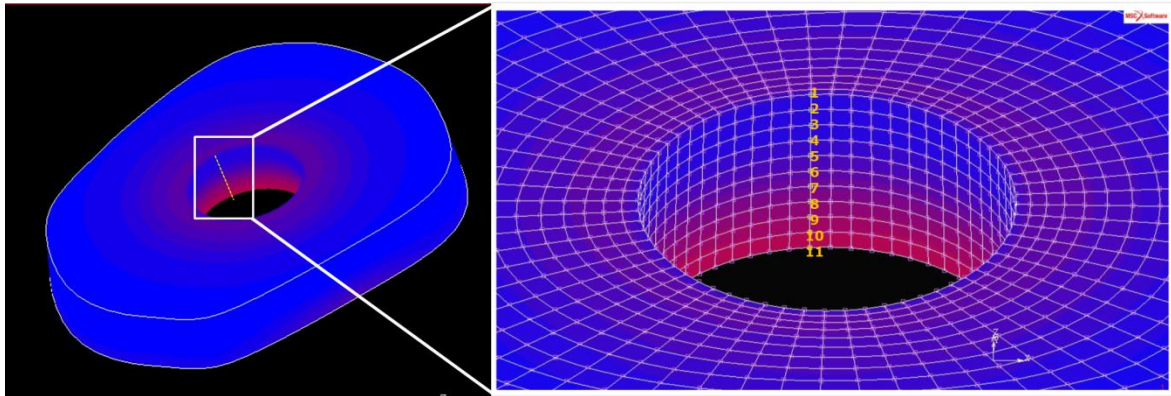
modificado (mvm), tensão máxima principal ( $\sigma_{\max}$ ), tensão de cisalhamento (longitudinal à interface adesiva) e tensão de tração (normal à interface adesiva). A vantagem de usar o critério de von Mises modificado é que uma distribuição de tensões multidimensional (por exemplo, seis componentes de tensão cartesiana ou três tensões principais) é expresso em um valor, o que simplifica a interpretação das condições de tensões gerais, além de levar em conta a razão entre resistência à compressão e à tração das estruturas e materiais analisados. A razão entre os valores de resistência à tração e compressão utilizada para a dentina e o cimento foi de 3,0 e 6,25 respectivamente (Craig, 1985). Para análise das tensões de cisalhamento foi analisado o componente 23 de tensão, nesse caso referente ao deslizamento das estruturas entre os eixos Y e Z (longitudinal à interface adesiva), e para a análise das tensões de tração foi analisado o componente 22, referente ao afastamento das estruturas no eixo Y (normal à interface adesiva).



**Figura 10.** Modelos de pontas e bases usados na AEF.

Além disso, foram analisados os valores de tensão em nós da interface dentina/cimento, como listados na Figura 11, e a probabilidade de falha na dentina e no cimento foi feita com análise da média de 1% dos maiores valores de tensão neles

encontrados. A escolha de usar a média de 1% dos maiores valores foi feita com fim de diluir os altos valores provocados por distorções na malha (Santos et al., 2010).



**Figura 11.** Nós da interface cimento/dentina selecionados para extração dos valores nominais.



## ***Resultados***

---

## 5. RESULTADOS

### 5.1. Análise da resistência adesiva – ensaio laboratorial (push-out)

As médias de resistência adesiva, o desvio padrão (SD) e o coeficiente de variação (CV) dos nove grupos experimentais estão listados na Tabela 3.

**Tabela 3.** Média dos valores de resistência adesiva em MPa, desvio padrão (SD) e coeficiente de variação (CV).

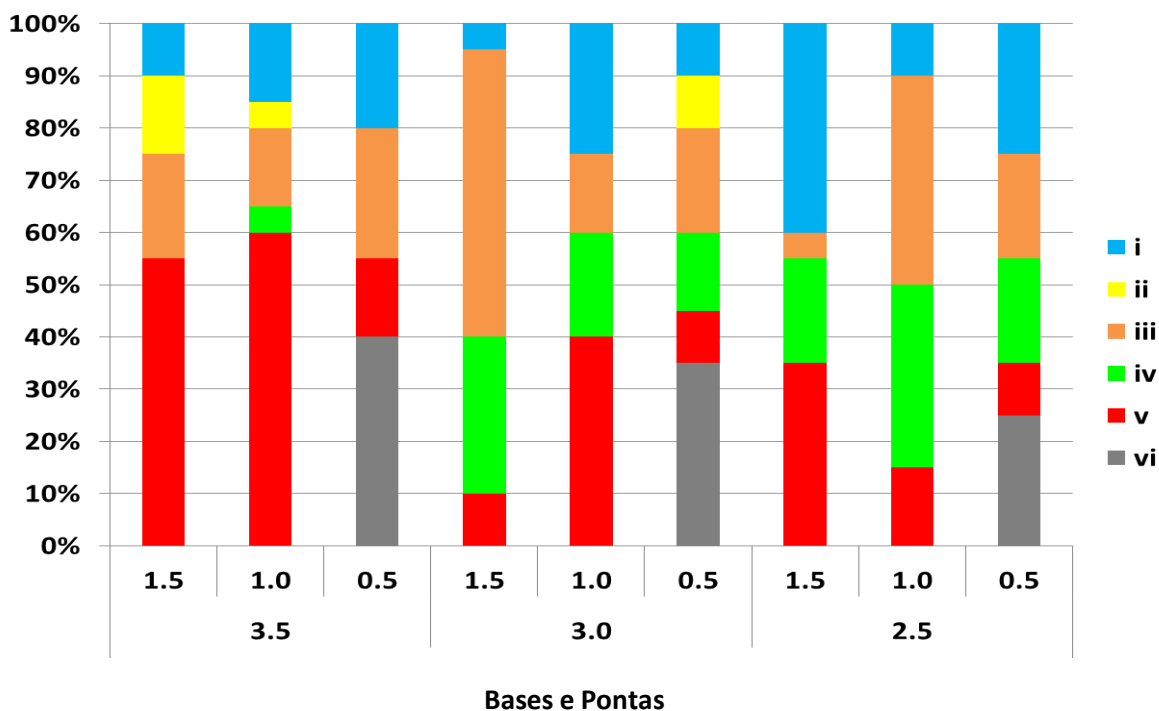
Diâmetro da Ponta (mm)	Diâmetro da Base (mm)								
	3,5			3,0			2,5		
	Média	SD	CV	Média	SD	CV	Média	SD	CV
1,5	12,3 <sup>Aa</sup>	3,5	0,28	9,2 <sup>Aa</sup>	2,1	0,23	10,9 <sup>Aa</sup>	4,4	0,40
1,0	10,5 <sup>Aa</sup>	2,7	0,26	9,5 <sup>Aa</sup>	3,3	0,35	11,6 <sup>Aa</sup>	3,9	0,34
0,5	8,0 <sup>Ab</sup>	2,2	0,28	6,8 <sup>Ab</sup>	1,5	0,22	7,8 <sup>Ab</sup>	2,1	0,27

Letras maiúsculas diferentes em linhas e letras minúsculas diferentes em colunas indicam diferença estatisticamente semelhante ( $p < 0,05$ )

O diâmetro da base não provocou diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência adesiva. Porém, o diâmetro da ponta aplicadora de carga resultou em diferença significativa. O teste de Tukey mostrou valores similares obtidos com as pontas de diâmetro 1,5 mm e 1,0 mm para todas as bases testadas, porém para a ponta de 0,5 mm, houve diferença estatística entre as diferentes bases testadas, sendo estes valores menores do que os obtidos com as pontas de maiores diâmetros.

### 5.2. Análise da resistência adesiva – padrão de falha

A figura 12 mostra o padrão de falha das fatias.



**Figura 12.** Gráfico que ilustra o padrão de falha das fatias: (i) Adesiva entre pino e cimento resinoso (sem cimento em torno do pino), (ii) Mista, com cimento cobrindo 0-50% do pino, (iii) Mista, com cimento cobrindo 51-100% do pino, (iv) Adesiva entre cimento resinoso e dentina radicular (pino envolvido por cimento), (v) Coesiva da dentina, (vi) Coesiva do pino.

A maior base (3,5 mm) causou predominância de fraturas coesivas na dentina, comparada com as menores bases. Somente a ponta de 0,5 mm causou fraturas coesivas do pino, sendo este tipo de fratura predominante para todas as bases testadas com essa ponta. A base de 3,0 mm provocou predominância de fraturas mistas quando associada com a ponta de 1,5 mm, mas quando associada à ponta de 1,0 e 0,5 mm as fraturas coesivas (dentina e pino respectivamente) foram predominantes, sendo estas as falhas mais desfavoráveis. Para menor base (2,5 mm), a maior ponta (1,5 mm) mostrou a maior frequência de falhas adesivas quando comparada com as outras pontas.

Os grupos com diâmetro da base/ponta 3,0/1,5 mm e 2,5/1,0 mm foram os que apresentaram maior quantidade de falhas adesivas (iv) na interface cimento/dentina, com

valores entre 30 e 35%. O grupo 3,0/1,5 mm (base/ponta) apresentou ainda a maior quantidade de falhas mistas (iii), com valor próximo a 55%.

### 5.3. Análise das tensões

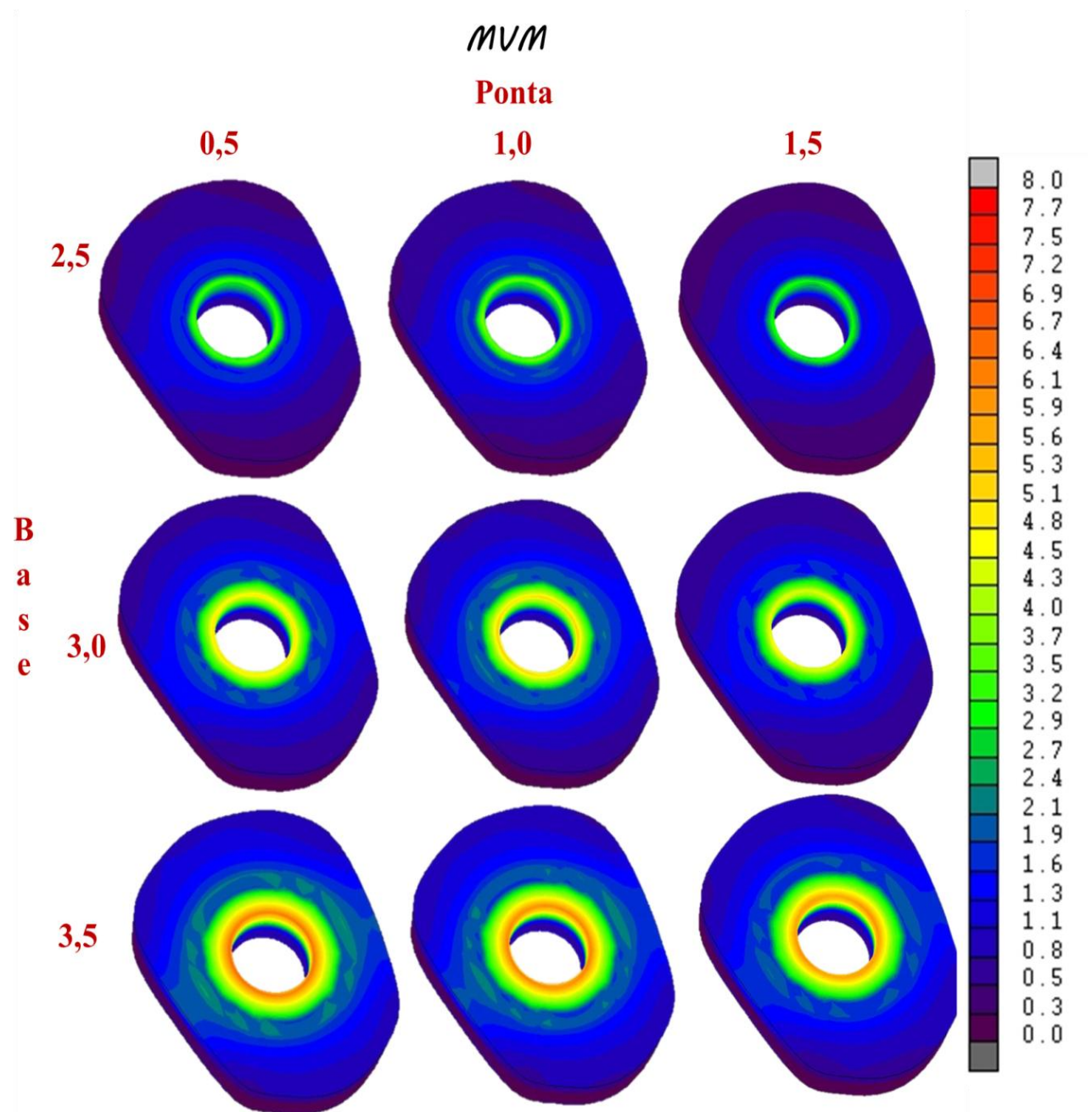
A média de 1% dos maiores valores de tensão de von Mises modificado na dentina e nos nós da interface dentina/cimento, para todos os grupos testados, está listada na tabela 2, indicando qual a maior probabilidade de falha dessas estruturas.

**Tabela 2.** Média de 1% dos maiores valores de tensão de von Misses modificado.

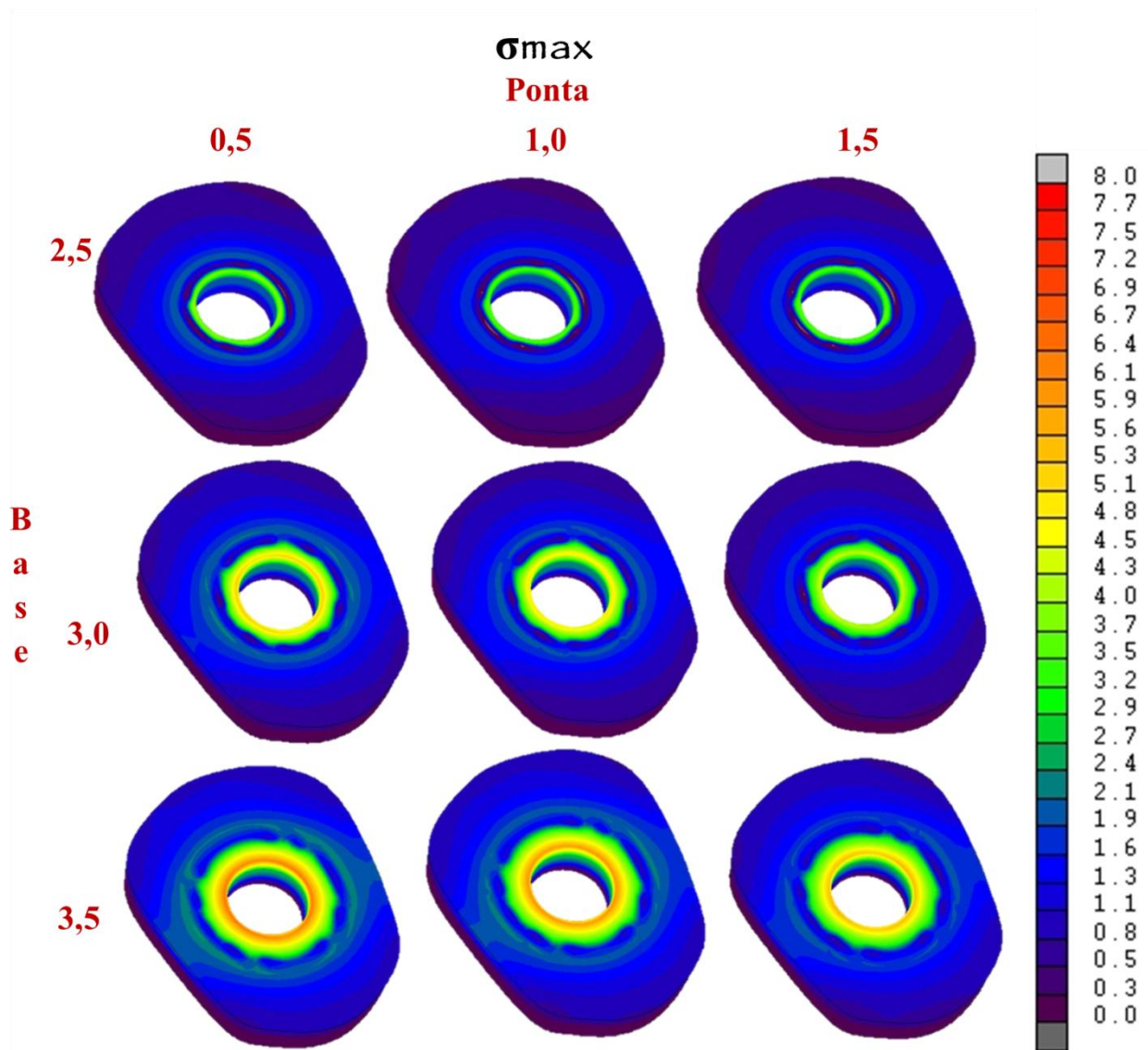
Base (mm)	3,5			3,0			2,5		
Ponta (mm)	1,5	1,0	0,5	1,5	1,0	0,5	1,5	1,0	0,5
Tensão Dentina (MPa) (1%)	5,9	6,3	6,6	4,7	5,0	5,3	3,2	3,6	3,9
Tensão Interface (MPa) (1%)	6,7	6,3	6,0	5,5	5,1	4,9	4,2	3,9	3,7

Para todas as bases testadas, a menor ponta (0,5 mm) mostrou maiores picos de tensão na dentina. Já para a maior ponta (1,5 mm), em todas as bases testadas, os maiores picos foram na interface cimento/dentina.

A Figura 13 mostra as tensões de von Mises modificado na parte inferior da fatia, em contato com a base. Quando comparada as imagens de uma mesma base com pontas diferentes, observou-se que não houve diferenças significativas na distribuição de tensões; porém, para uma mesma ponta, as bases maiores mostraram maior concentração de tensão na região da dentina. As tensões máximas principais, mostrada na Figura 14, também seguem o mesmo padrão anterior, no qual a variação das pontas não causou muita diferença na geração de tensões, diferente da variação das bases, cujo aumento no diâmetro provocou aumento da concentração e tensão na dentina.



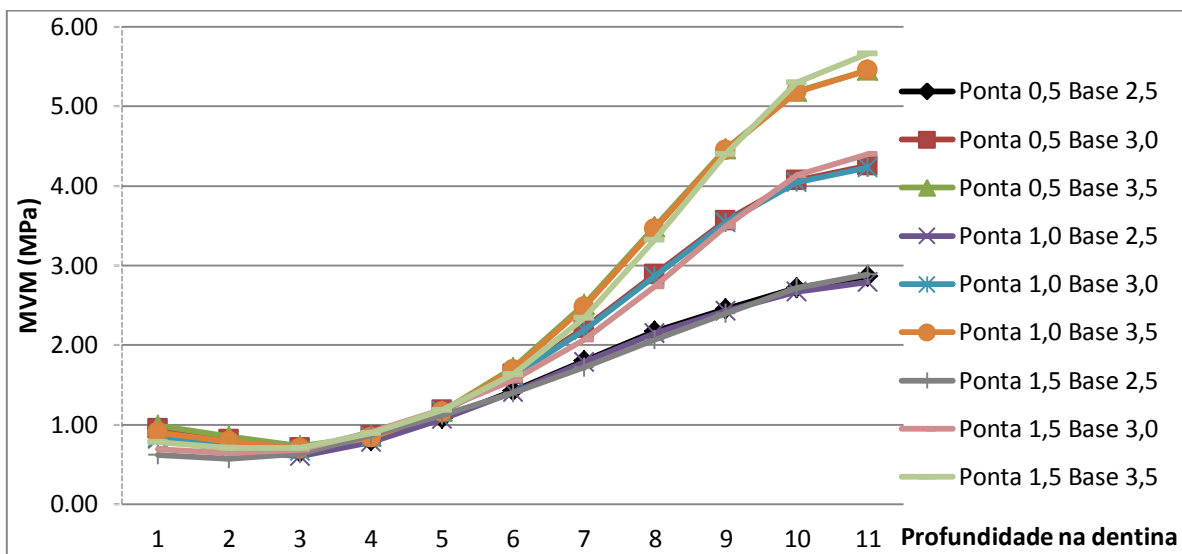
**Figura 13.** Distribuição das tensões de von Mises modificado na dentina de acordo com a ponta e a base – vista inferior da fatia, em contato com a base:



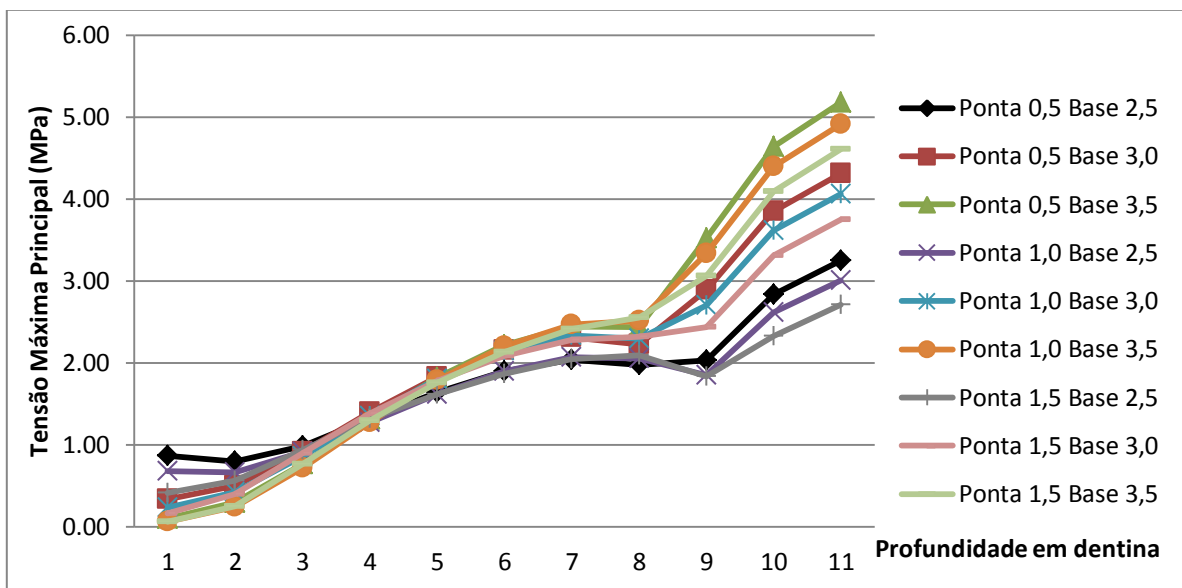
**Figura 14.** Distribuição da tensão máxima principal na dentina de acordo com a ponta e a base – vista inferior da fatia, em contato com a base:

A análise das tensões na interface cimento/dentina está disposta nas Figuras 15, 16, 17 e 18. Os valores de tensão foram retirados de nós presentes nesta interface, conforme ilustrado na Figura 11. As tensões de von Mises modificado (figura 15) mostraram o diâmetro da base tem maior influência na concentração de tensões do que o diâmetro da ponta. A maior base gerou maior concentração de tensão na interface analisada,

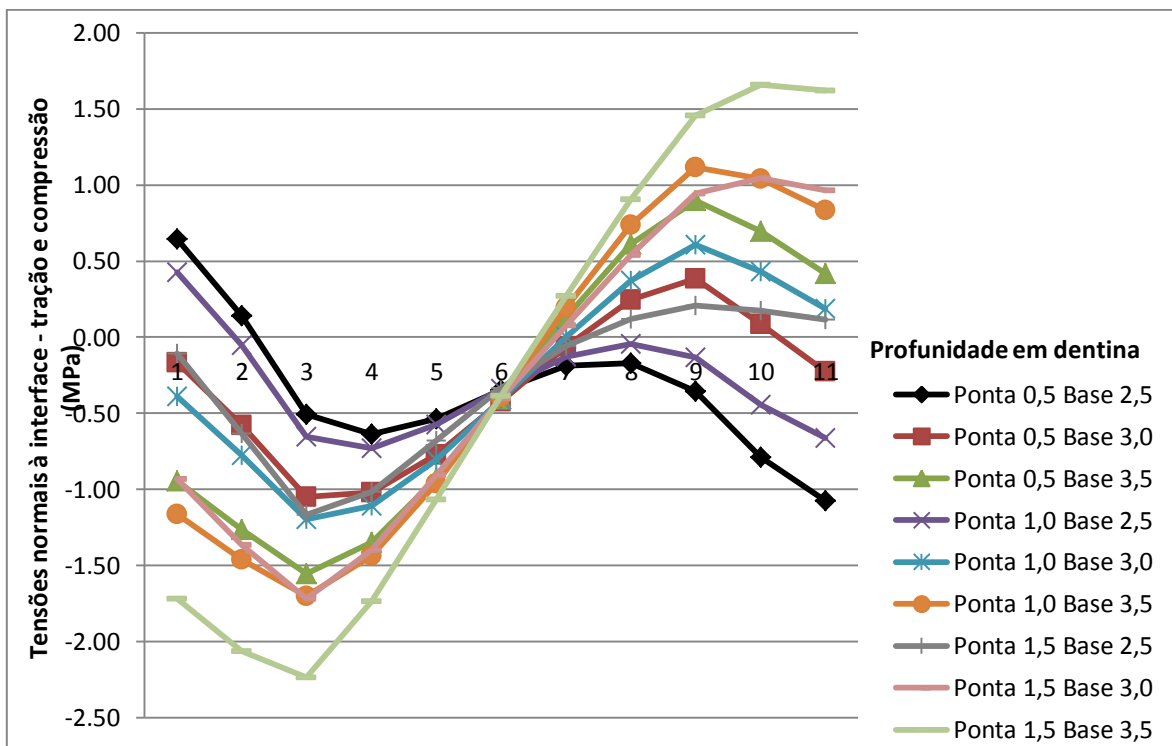
independente da ponta analisada; enquanto a menor base gerou menor concentração de tensões. O mesmo pode ser observado para a tensão máxima principal (Figura 16).



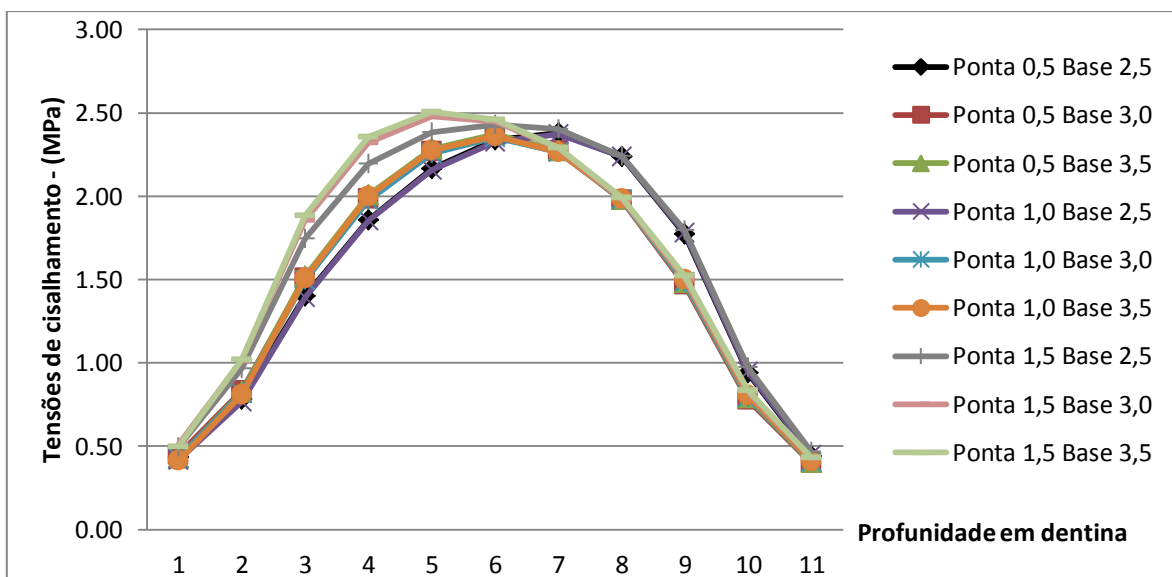
**Figura 15.** Tensões de von Mises modificado na interface dentina/cimento.



**Figura 16.** Tensão Máxima Principal na interface dentina/cimento.



**Figura 17.** Componente 22 de tensão (tração) na interface dentina/cimento.



**Figura 18.** Componente 23 de tensão (cisalhamento) na interface dentina/cimento.



A Figura 17 mostra a distribuição de tensões do componente 22 (eixo YY), indicando a presença de tração pelo afastamento dos elementos no eixo Y. Já a figura 18 mostra a distribuição de tensões do componente 23 (eixo YZ), indicando a presença de cisalhamento pelo deslizamento dos nós entre os eixos Y (eixo da aplicação da carga) e Z (eixo de fixação da fatia). Nas extremidades da figura 17 (indicando a parte superior e inferior da fatia, respectivamente) a presença de tensões de tração foi maior do que na região central. Já a Figura 18 mostrou que o cisalhamento se concentra apenas no centro da fatia.

A sobreposição dos gráficos da Figura 17 e 18 mostram que o cisalhamento está presente no centro da fatia, enquanto nas extremidades superior (nós 1 a 4) existe compressão (valores negativos, indicando sentido contrário à tensão normal) e na inferior (nós 8 a 11) existe tração (valores positivos, indicando mesmo sentido à tensão normal). Pode-se dizer ainda que para as bases maiores, a tração foi um pouco mais elevada nas extremidades; e os diferentes diâmetros de pontas e bases não causaram diferenças significantes na geração de tensões de cisalhamento.

## ***Discussão***

---

## 6. DISCUSSÃO

O diâmetro da ponta influenciou na resistência adesiva no ensaio de push-out; e o diâmetro do orifício central da base influenciou nos parâmetros de distribuição de tensão analisados.

A tensão de von Mises modificado é uma medida escalar que indica a probabilidade de falha do material sob o critério frágil (Soares et al., 2012c). Estruturas e materiais frágeis são aqueles que tendem a falhar quando submetidos a esforços tração (Anusavice, 2003). Por levar em conta a razão entre resistência à compressão e à tração, o critério de von Mises modificado é interessante, uma vez que dá maior ênfase nas regiões que tem maior probabilidade de falha sob tração, em estruturas e materiais frágeis (Soares et al., 2012c). Como as tensões de von Mises modificado não mostram qual a tensão (tração, compressão ou cisalhamento) que mais se concentrou no modelo, mas sim a provável região de falha sob o critério frágil, outros parâmetros de tensão foram analisados, como a tensão máxima principal, tensões de cisalhamento (tensão longitudinal plano da interface adesiva) e tensão de tração (normal à interface adesiva).

Na dentina, as tensões de von Mises modificado mostraram pouca diferença entre os diferentes diâmetros de ponta testados, porém a análise das diferentes bases mostrou maior concentração de tensões naquelas de orifício central com maior diâmetro. Sendo a dentina estrutura frágil, a predominância de tensões de tração ao invés de cisalhamento quando a base aumenta indica possível falha dessa estrutura durante o teste. Nos nós da interface dentina/cimento, as tensões de von Mises modificado e máxima principal (Figura 15 e 16) mostraram o mesmo padrão descrito para a dentina, o diâmetro da ponta não causou muita diferença na concentração de tensões, enquanto que o aumento do diâmetro do orifício central da base causou aumento na geração de tensões. A tração gerada na face inferior das amostras testadas com a base de maior diâmetro ocorre devido à flexão da fatia.

Para mostrar que a falha ocorre essencialmente por tração, e não por cisalhamento, a análise das tensões de tração e de cisalhamento (componentes 22 e 23 respectivamente) na interface dentina/cimento foi essencial. A figura 17 mostra a presença de compressão na face superior da fatia, próximo ao carregamento, enquanto que na face inferior, em contato com a base, ocorre predominância de tração. Mostra ainda que para a base de maior diâmetro, a concentração dessa tensão é maior, devido a maior flexão da fatia. A Figura 18 mostra que o cisalhamento ocorre essencialmente no centro da fatia, e que não é influenciado pelo diâmetro da ponta ou da base.

Comparando resultados de ensaios de push-out empregando o cimento RelyX Unicem verifica-se divergência de resultados. Cecchin et al. (2011) encontraram valores de resistência adesiva com push-out para o cimento resinoso RelyX Unicem de 5,5/5,22/5,44 nos terço cervical/médio/apical respectivamente. Leme et al. (2011) encontraram valores para o mesmo cimento de 3,8/1,57/1,99 MPa. Ambos realizaram o mesmo teste, porém com configuração diferente, evidenciando a ausência de padronização do teste. Os resultados desse trabalho mostram que é importante a padronização da relação ponta/base para comparação de diferentes amostras no mesmo estudo. Extrapolando os resultados obtidos pelo MEF, pode-se inferir que quando se testa amostras de diferentes terços radiculares (cervical, médio e apical), o diâmetro do pino diminui no sentido do ápice, de forma que para o terço apical a área adesiva é menor do que no médio e este menor que no cervical. Logo, a relação entre a distância da ponta até a interface adesiva, e desta até a base, muda nos diferentes terços. Assim, o diâmetro da ponta e da base também deve diminuir, seguindo a proporção de redução do pino ao longo do canal radicular.

Como os materiais testados (pino de fibra de vidro, cimento resinoso e dentina) falham sob tração, é evidente pelo MEF que há variação significativa na geração de tensões de tração quando há mudança da relação ponta/base. No teste laboratorial, essa relação não foi muito evidente, devido ao alto coeficiente de variação (maior que 20%), provavelmente causado por fatores biológicos inerentes da dentina, dificuldade de posicionamento correto da amostra mesmo com o dispositivo de iluminação. No entanto, a variação experimental

não deve revogar a necessidade de padronização do teste, uma vez que pelo menos uma das variações do teste pode ser eliminada nos resultados.

Como o ensaio de push-out tem como objetivo causar falha das amostras sob esforços de cisalhamento (Soares et al., 2008; Xavier et al., 2009) espera-se que ocorra falha adesiva na interface cimento/dentina. No teste laboratorial, a maior base (3,5 mm) provocou falhas coesivas na dentina, bem como foi a que concentrou mais tensões na análise por elementos finitos. Isto pode ser explicado pela flexão da fatia quando submetida à aplicação de carga, causando flexão na dentina, e, conseqüentemente, levando-a a fratura coesiva deste substrato. Assim, quanto maior o diâmetro do orifício central da base usada no teste, mais flexão da fatia deve ocorrer durante o carregamento. A flexão da fatia provoca a geração de tração na parte inferior, como foi evidenciado pelo MEF, e compressão na parte superior, próximo à ponta. Como a dentina é frágil, a falha por tração é mais provável do que por compressão, sendo isso compatível com os resultados laboratoriais que mostraram fratura da dentina iniciando na face inferior da fatia.

Por outro lado, a menor ponta (0,5 mm) causou maior prevalência de falhas coesivas no pino, uma vez que por ser muito fina, gerou grandes tensões pontuais em pequena área do pino, penetrando-o, sem de fato testar a amostra. Como mostrado na Tabela 2, o grupo da menor base (2,5 mm) obteve o menor pico de tensões de mvm na dentina, indicando que a proximidade entre a base e a interface adesiva reduziu a flexão da fatia. Para essa mesma base, a maior ponta (1,5 mm) mostrou altos valores de tensão na interface adesiva (região preferida de falha no teste), de forma que o MEF indica que essa seria a melhor relação de ponta/base para o teste de push-out. Mesmo que tenha se verificado presença de número significativo de fraturas coesivas em dentina (35% de falhas tipo v), o que pode ser creditado aos fatores biológicos e até mesmo a adequada união adesiva produzida nesta região testada. A quantidade de falhas coesivas nesse grupo pode estar relacionada com o fato de ponta e base estarem muito próximos, nesse caso a base estava distante da interface apenas 0,25 mm, dificultando o posicionamento correto da fatia, mesmo com o auxílio do dispositivo de retro-iluminação.

A associação entre 3,0 mm / 1,5 mm (base/ponta) mostrou, ao mesmo tempo, frequência de falhas adesivas entre cimento resino e dentina e pico elevado de tensões de mvm na interface do que na dentina; e ainda mostrou o mais baixo coeficiente de variação das amostras testadas no ensaio laboratorial, indicando que esta pode ser a melhor relação de ponta/base testada no presente estudo. O baixo índice de variação pode estar relacionado com o fato de a base estar a distância de 0,5 mm da interface, facilitando a centralização da amostra, sem de fato provocar muita flexão da fatia (maior ponta) durante o carregamento. A associação entre base com orifício central de 3,0 mm e ponta aplicadora de carga de 1,5 mm de diâmetro foi eficiente no teste da resistência adesiva no conjunto pino/cimento/dentina. A análise pura e simples entre os achados experimentais e os resultados do MEF pode levar ao questionamento se realmente houve validação entre eles. Porém deve-se levar em consideração que o MEF consegue isolar toda e qualquer interferência limitando os resultados exclusivamente aos fatores em estudo descritos. Com isso a conciliação entre o ideal simulado no MEF e o possível no desenvolvimento experimental resulta na utilização de pontas que sejam o mais próximo possível da interface entre cimento e pino e o orifício da base o mais próximo possível da interface dentina e cimento.

Outro aspecto importante é a reflexão sobre o que realmente está se testando no ensaio de push-out. Os resultados obtidos pela AEF neste estudo mostraram que há conjunto de tensões envolvidas no teste, e não apenas cisalhamento, como se preconizava. Assim, na situação onde existe a interação dentina, cimento e pino, não se deve esperar que o comportamento da amostra seja uniforme, de forma que os diferentes materiais e estruturas se comportarão de forma distinta frente aos diferentes tipos de tensões. A resistência de união elevada do material submetido à tração não garante que ele tenha o mesmo desempenho sob cisalhamento (Xavier et al., 2009). Ou seja, como durante o teste existem tensões de tração próxima à base, compressão próxima à ponta e cisalhamento no centro da fatia, deve levar em consideração a característica de falha desses materiais quando submetidos a cada uma dessas tensões.

Os resultados de ensaios laboratoriais e AEF devem ser analisados sob um aspecto mais abrangente. Embora os valores de resistência adesiva não tenham sido estatisticamente significantes neste estudo, a análise do padrão de falha demonstrou que na maioria das amostras testadas com a maior base ou com a menor ponta, a falha da amostra não ocorreu na interface adesiva. Portanto, na realidade, nesses casos não ocorreu o teste da resistência adesiva, mas da resistência mecânica da dentina e do pino de fibra de vidro. Em outras palavras, o emprego do padrão de falha para todos os espécimes testados deve ser obrigatório para esclarecer o desempenho do fator de estudo. Adicionado a isso, a validação experimental usando a análise por elementos finitos deve ser incentivada para melhor explicar os fatores de estudo que influenciam nos resultados.

Os parâmetros do teste de push-out usados para avaliar a resistência adesiva dos materiais odontológicos no interior do canal radicular devem ser mais bem definidos para evitar sua influência negativa nos resultados. E, como os resultados de resistência adesiva são influenciados pelos parâmetros do teste, valores numéricos obtidos em diferentes trabalhos não devem ser comparados pura e simplesmente, uma vez que distâncias entre a interface adesiva, a ponta e a base podem ser diferentes.

Ainda, além dos fatores analisados no presente estudo (diâmetro da ponta e do orifício central da base), o teste de push-out precisa ser extensivamente analisado com relação a outros possíveis fatores que influenciem a resistência adesiva; tais como: altura das fatias testadas, velocidade de aplicação de carga, tipo de material adesivo usado no canal radicular (cimentos obturadores, cimentos resinosos, MTA, etc), anatomia interna do canal radicular e a influencia de todos esses fatores nos três terços radiculares.

## ***Conclusões***

---



## 7. CONCLUSÕES

De acordo com as metodologias utilizadas neste estudo pode-se concluir que:

- Os diâmetros da ponta aplicadora de carga e do orifício central da base de sustentação das amostras influenciam na distribuição de tensões e no padrão de fratura dos ensaios experimentais de push-out.
- Bases com orifício central de grande diâmetro tendem a causar flexão da amostra e levar a falhas coesivas da dentina quando comparadas com bases com menores diâmetros.
- Pontas aplicadoras de carga de pequeno diâmetro causam principalmente fraturas coesivas do pino.
- A comparação de valores de resistência adesiva em diferentes trabalhos deve ser cautelosa e levar em consideração os diferentes parâmetros adotados na realização do teste.
- O uso do método de elementos finitos demonstra ser uma poderosa ferramenta que facilita a análise e interpretação de resultados laboratoriais de ensaios mecânicos.

## ***Referências Bibliográficas***

---

## REFERÊNCIAS

1. Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. **Clin Oral Investig.** 2005;9(3):161-7.
2. Amaral M, Santini MF, Wandscher V, Amaral R, Valandro LF. An in vitro comparison of different cementation strategies on the pull-out strength of a glass fiber post. **Oper Dent.** 2009;34(4):443-51.
3. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. **J Biomech.** 2001;34(10):1269-77.
4. Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. **Int Endod J.** 2006;39(10):809-18.
5. Calixto LR, Bandeca MC, Clavijo V, Andrade MF, Vaz LG, Campos EA. Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post. **Oper Dent.** 2012;37(1):80-6.
6. Carneiro SM, Sousa-Neto MD, Rached FA, Jr., Miranda CE, Silva SR, Silva-Sousa YT. Push-out strength of root fillings with or without thermomechanical compaction. **Int Endod J.** 2012;45(9):821-8.
7. Castellan CS, Santos-Filho PC, Soares PV, Soares CJ, Cardoso PE. Measuring bond strength between fiber post and root dentin: a comparison of different tests. **J Adhes Dent.** 2010;12(6):477-85.
8. Cecchin D, Farina AP, Guerreiro CA, Carlini-Junior B. Fracture resistance of roots prosthetically restored with intra-radicular posts of different lengths. **J Oral Rehabil.** 2010;37(2):116-22.

9. Cecchin D, Farina AP, Souza MA, Carlini-Junior B, Ferraz CC. Effect of root canal sealers on bond strength of fibreglass posts cemented with self-adhesive resin cements. **Int Endod J**. 2011;44(4):314-20.
10. D'Arcangelo C, Zazzeroni S, D'Amario M, Vadini M, De Angelis F, Trubiani O, et al. Bond strengths of three types of fibre-reinforced post systems in various regions of root canals. **Int Endod J**. 2008;41(4):322-8.
11. de Duraó PJ, Gonzalez-Lopez S, Aguilar-Mendoza JA, Felix S, Gonzalez-Rodriguez MP. Comparison of regional bond strength in root thirds among fiber-reinforced posts luted with different cements. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**. 2007;83(2):364-72.
12. de Sousa Menezes M, Queiroz EC, Soares PV, Faria-e-Silva AL, Soares CJ, Martins LR. Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. **J Endod**. 2011;37(3):398-402.
13. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. **J Dent Res**. 1995;74(9):1591-6.
14. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. **J Biomech**. 1973;6(5):511-20.
15. Ferreira RC, Caldas J, Paula GA, Albuquerque RC, Almeida CM, Vasconcellos WA, et al. Influence of surface area and geometry of specimens on bond strength in a microtensile test: an analysis by the three-dimensional finite element method. **J Prosthodont**. 2011;20(6):456-63.
16. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. **J Endod**. 2005;31(8):608-12.
17. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. **Aust Dent J**. 2011;56 Suppl 1(77-83).

18. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. **J Dent.** 2001;29(6):427-33.
19. Huysmans MC, Van der Varst PG. Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. **J Dent.** 1993;21(1):57-64.
20. Koriath TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. **Crit Rev Oral Biol Med.** 1997;8(1):90-104.
21. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent Mater.** 2005;21(8):709-15.
22. Leme AA, Coutinho M, Insaurralde AF, Scaffa PM, da Silva LM. The influence of time and cement type on push-out bond strength of fiber posts to root dentin. **Oper Dent.** 2011;36(6):643-8.
23. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **Int J Periodontics Restorative Dent.** 2003;23(6):543-55.
24. Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Ferrari M, Osorio R. Dentin treatment effects on the bonding performance of self-adhesive resin cements. **Eur J Oral Sci.** 2010;118(1):80-6.
25. Novais VR, Simamotos Junior PC, Rontani RM, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Bond strength between fiber posts and composite resin core: influence of temperature on silane coupling agents. **Braz Dent J.** 2011;23(1):8-14.
26. Onay EO, Ungor M, Ari H, Belli S, Ogus E. Push-out bond strength and SEM evaluation of new polymeric root canal fillings. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** 2009;107(6):879-85.

27. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dent Mater.** 1995;11(2):117-25.
28. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. **Dent Clin North Am.** 2007;51(2):453-71, x.
29. Perdigao J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. **Dent Mater.** 2006;22(8):752-8.
30. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. **Dent Mater.** 2007;23(9):1086-92.
31. Raposo LH, Armstrong SR, Maia RR, Qian F, Geraldini S, Soares CJ. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: laboratory and finite element analyses. **Dent Mater.** 2012;28(5):e50-62.
32. Roydhouse RH. Punch-shear test for dental purposes. **J Dent Res.** 1970;49(1):131-6.
33. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? **J Dent Res.** 2010;89(6):587-91.
34. Shirasu K, Wakabayashi N, Yoneyama T, Igarashi Y. Non-linear finite element stress analysis of plastic deformation in Co-Cr wrought-wire clasps. **Dent Mater.** 2008;24(11):1518-24.
35. Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent.** 2006;95(6):421-9.
36. Soares CJ, Pereira JC, Valdivia AD, Novais VR, Meneses MS. Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. **Int Endod J.** 2012a;45(2):136-45.

37. Soares CJ, Santana FR, Castro CG, Santos-Filho PC, Soares PV, Qian F, et al. Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: comparison between microtensile and push-out tests. **Dent Mater.** 2008;24(10):1405-11.
38. Soares CJ, Versluis A, Valdivia ADCM, Bicalho AA, Veríssimo C, Barreto BCF, et al. Finite Element Analysis in Dentistry - Improving the Quality of Oral Health Care. <http://www.intechopen.com/books/finite-element-analysis-from-biomedical-applications-to-industrial-developments/finite-element-analysis-in-dentistry-improving-the-quality-of-oral-health-care>; InTech; 2012b.
39. Stape TH, Menezes MS, Barreto BC, Aguiar FH, Martins LR, Quagliatto PS. Influence of matrix metalloproteinase synthetic inhibitors on dentin microtensile bond strength of resin cements. **Oper Dent.** 2012;37(4):386-96.
40. Teixeira CS, Silva-Sousa YT, Sousa-Neto MD. Bond strength of fiber posts to weakened roots after resin restoration with different light-curing times. **J Endod.** 2009;35(7):1034-9.
41. Toksavul S, Zor M, Toman M, Gungor MA, Nergiz I, Artunc C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. **Oper Dent.** 2006;31(1):89-96.
42. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. **Oper Dent.** 2003;28(3):215-35.
43. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. **J Dent.** 1989;17(2):61-7.
44. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? **J Dent Res.** 1997;76(6):1298-307.

45. Xavier TA, Meira JB, Rodrigues FP, Lima RG, Ballester RY. Finite Element Analysis of Shear Versus Torsion Adhesive Strength Tests for Dental Resin Composites. **Journal of Adhesion Science and Technology** 2009;23(1575-89).



## ***Obras Consultadas***

1. Anusavice KJ. **Philips' Science of Dental Materials**. 11<sup>th</sup> ed. St. Louis: Sauders Company; 2003.
2. Craig RG. Restorative dental materials. St Louis, MO: The C.V. Mosby Company; 1985
3. Chung SM, Yap AU, Koh WK, Tsai KT, Lim CT. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. **Biomaterials**. 2004;25(13):2455-60.
4. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **J Dent Res**. 1994;73(6):1205-11.
5. Soares CJ. **Teses e Dissertações – Manual de Normalização da FOUFU**. Uberlândia. 2005.
6. Schwartz RS. Adhesive dentistry and endodontics. Part 2: bonding in the root canal system-the promise and the problems: a review. **J Endod**. 2006;32(12):1125-34.
7. Valdivia AD, Pereira RD, Bicalho AA, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Finite Element Analysis of Photo-Activation Protocols os Resin Cement/Fiber-Post. **J Dent Res**. 2012; 91(Spec Iss B): abstract 166719. Disponível em: [www.dentalreserach.org](http://www.dentalreserach.org).