MÉTODOS DE ENSAIO PARA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO À DENTINA

Flavia Christina Gomes dos Santos

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais, Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca CEFET/RJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais.

Orientadora:

Doina Mariana Banea, Ph.D.

Rio de Janeiro

Junho de 2016

MÉTODOS DE ENSAIO PARA RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE PINOS DE FIBRA DE VIDRO À DENTINA

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais do Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca CEFET/RJ, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais.

Flavia Christina Gomes dos Santos

Banca Examinadora:

Presidente, Professora Drª Mariana Banea, Ph.D. (CEFET/RJ) (orientador)

Professor Dr. Silvio De Barros, Ph.D. (CEFET/RJ)

Professor Dr. Hector Reynaldo Meneses da Costa, D.Sc. (CEFET/RJ)

Professor Dr. Manoel Antonio da Fonseca Costa Filho, D.Sc. (UERJ)

Rio de Janeiro

Junho de 2016

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do CEFET/RJ

S237 Santos, Flavia Christina Gomes dos
Métodos de ensaio para resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina / Flavia Christina Gomes dos Santos.—2016.
87f. + apêndices : il.color. , grafs. , tabs. ; enc.

Dissertação (Mestrado) Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca , 2016.
Bibliografia : f. 65-87
Orientadora : Doina Mariana Banea

1. Engenharia mecânica. 2. Resistência dos materiais. 3. Endodontia. 4. Pinos dentários. 5. Planejamento experimental. I. Banea, Doina Mariana (Orient.). II. Título.

CDD 620.112

Dedicatória

“Ao meu marido William Vairo dos Santos e aos meus filhos
William Vairo dos Santos Junior e Luiz Guilherme Gomes Vairo dos Santos.”

Agradecimentos

Esse trabalho só foi possível pela colaboração de várias pessoas e do CEFET/RJ, aos quais gostaria de apresentar os meus sinceros agradecimentos.

- Um agradecimento especial à minha orientadora, Professora Ph.D. Doina Mariana Banea, pelo precioso apoio incondicional, direcionamento da pesquisa, pela sua disponibilidade, pela ajuda prestada na orientação das metodologias adotadas e na informação e conhecimento profundos sobre adesivos compartilhado comigo.

- Ao Professor Ph.D. Silvio De Barros, por me aceitar como aluna quando muitos em outras Instituições de Ensino Tecnológico certamente me recusariam a entrada pelo simples fato de eu ser uma profissional da área da Odontologia.

- Ao Professor D.Sc. Hector Reynaldo Meneses Costa, por ser um professor incentivador e admirador da Odontologia e dos adesivos.

- Ao Professor D.Sc. Manoel Antonio da Fonseca Costa Filho, pela contribuição com a orientação da abordagem do estudo estatístico. Suas recomendações foram determinantes para realização da simulação do Planejamento do Experimento do ensaio de resistência de união proposto.

- À Engenharia Mecânica, à Tecnologia dos Materiais, à Engenharia e Ciência dos Materiais, que têm desenvolvido avanços na área dos Biomateriais onde existe uma vasta gama de opções como metais ou ligas metálicas, materiais cerâmicos, compósitos, polímeros, etc, materiais tão caros ao avanço da Odontologia.

- Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e Tecnologia de Materiais (PPEMM) do Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca (CEFET/RJ) pelos meios disponibilizados para a realização dessa dissertação de Mestrado.

- À minha querida mãe Sonia Lucia Ferreira Gomes pelo apoio angelical.

- Ao meu pai Luiz de Souza Gomes (*In Memorian*), que faleceu aos 50 anos de idade (16 de dezembro de 1988) quando era estudante do 3º. Ano de Medicina (UNIFESO), ao socorrer um grupo de amigos deste curso durante a ocorrência de um fenômeno da natureza denominado cabeça d´água, na Serra dos Órgãos, em Teresópolis. A você pai, que me ensinou a não desistir dos meus sonhos e a lutar, sobretudo, em favor do próximo.

“A vida não é fácil para nenhum de nós.
Mas e daí? Temos que ter perseverança e, acima de tudo,
confiança em nós mesmos.” (Marie Curie)

Resumo

Nesse trabalho, uma revisão dos métodos de testes de resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina é apresentada. As principais variáveis que influenciam os testes de resistência de união estão relacionadas com o substrato, as propriedades das amostras, a preparação das amostras e a metodologia dos testes. O impacto dessas variáveis sobre o resultado de ensaio é analisado. A busca foi realizada em estudos publicados entre 2007 e 2015. A maioria dos testes realizados, nessa revisão, foram os de *push-out* (75%), de *pull-out* (13%) e de microtração (11,9%), mostrando uma inversão em comparação com os resultados encontrados em estudos publicados entre 2005 e 2010, quando o teste de *push-out* foi usado em uma proporção de 2% e o teste de microtração em uma proporção de 67%. O teste de *push-out* surge como uma ferramenta prática para se avaliar a resistência ao cisalhamento interfacial entre o pino de fibra e as paredes dos canais radiculares. Após a descrição das variáveis que interferem nos testes de resistência de união aplicados em pinos de fibra de vidro e dentina foi proposta uma melhoria da qualidade dos ensaios de resistência de união pela aplicação de um planejamento de experimento de um ensaio de *pull-out* para determinar quais as variáveis são mais influentes nas respostas, obtendo maior precisão estatística nos resultados dos testes de resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina e menor custo, permitindo resultados mais confiáveis, em um tempo menor.

Palavras-chave

Odontologia. planejamento de experimento. adesão. pinos de fibra de vidro. testes de resistência de união.

Abstract

In this work a review of the test methods for bond strength of glass fiber posts to dentin is presented. The main variables that influence the bond strength tests are related to substrate, to specimen properties, specimen preparation and test methodology. The impact of these variables on the test outcome is analyzed. The search was performed on studies published between 2007 and 2015. Most of the tests carried out, in the literature, were the push-out (75%), pull-out (13%) and microtensile (11,9%) tests, showing an inversion compared to the results found in studies published between 2005 and 2010, when *push-out test* was used in a proportion of 2% and microtensile test in a proportion of 67%. The push-out test emerged as a practical tool for evaluating the interfacial shear strength between fiber post and root canal walls. After the description of the variables that affect the bond strength test of glass fiber post to dentin it was proposed an improvement in quality of the bond strength test by applying a design of experiment of a pull-out test to determine which variables are most influential in the test, obtaining greater statistical accuracy of the results of bond strength test of glass fiber post to dentin, lower cost, allowing for more reliable results in less time.

Keywords

Dentistry. design of experiment. adhesion. glass fiber post. bond strength tests.

Sumário

Introdução **14**

1 – Revisão Bibliográfica **19**

1.1 - Métodos de ensaio para a resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina 19

1.1.1 - Teste de *push-out* 19

1.1.2 - Teste de microtração 21

1.1.3 - Teste de *pull-out* 22

1.2 - Variáveis que influenciam os resultados de testes de resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina 24

1.2.1 - Variáveis que influenciam a cimentação do pino de fibra no canal radicular 24

1.2.1.1 - *Smear layer* 24

1.2.2 - Tipo de sistema adesivo e cimento 26

1.3 - Variáveis relacionadas às geometrias das amostras 27

1.3.1 - Área de adesão 28

1.3.2 - O módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro e do compósito resinoso 28

1.4 - Efeito do tratamento superficial de pinos de fibra de vidro na resistência de união 29

1.5 - Formato do canal e do pino 31

1.6 - Variáveis de influência relacionadas com a mecânica de teste 34

1.6.1 - Tipo de carga 34

1.6.2 - Velocidades do ensaio 37

1.7 - Variáveis relacionadas à geometria da amostra e à distribuição de tensão 37

2 – Planejamento de experimento (DOE) **41**

2.1 – Finalidade do DOE 42

2.2 - Etapas para o desenvolvimento de um planejamento de experimento 42

2.2.1 - Caracterização do problema 42

2.2.2 - Escolha dos fatores de influência e níveis 43

2.2.3 - Seleção das variáveis de resposta 43

2.2.4 - Determinação de um modelo de planejamento de experimento 43

2.2.5 -Condução do experimento 44

2.2.6 - Análise dos dados 44

2.2.7 - Conclusões e recomendações 44
2.3 - Princípios básicos de um planejamento de experimento 45
2.3.1 – Repetição 45
2.3.2 – Aleatoriedade 45
2.3.3 – Blocagem 46
2.4 - Os principais softwares recomendados atualmente 46
3 – Planejamento de experimento de um ensaio de *pull-out* 48
3.1 - Execução do DOE 48
3.2 – Resultados 50
3.2.1 – Teste de Normalidade 55
3.2.2 - Gráficos 3D de superfície 56
3.3. Conclusões 60
Considerações finais 63
Referências 65
Apêndice 88
Apêndice I - Publicação 89
Apêndice II – Programa de simulação do teste de resistência de união *pull-out* 135
Apêndice III – Tabela de resultados de experimentos do Statística 8 com os resultados simulados no Matlab 138
Apêndice IV - Tabela de resultados de experimentos do Statística 8 com os resultados simulados no Matlab, com fatores expressos de modo qualitativo. 139

Lista de ilustrações

FIG. 1 - Montagem do teste de resistência de união push-out 20
FIG. 2 - Processo para a preparação de amostras de microtração ajustadas 22
FIG. 3 - Desenho esquemático da preparação de amostras para o teste de *pull-out* . 23
FIG. 4 - Aspectos de uma fatia de pino de fibra circular e oval 32
FIG. 5 - Distribuição de tensões usando o critério de *von Mises* (pino oval) 33
FIG. 6 - Distribuição de tensões usando o critério de *von Mises* (pino circular) 34
FIG. 7 - Imagens de set-ups experimentais 36
FIG. 8 - Esquema do sistema de carregamento de ensaio de *micro-push-out* 36
FIG. 9 - Quatro modelos 3D-MEF 38
FIG. 10 - Distribuição de tensões usando o critério de *von Mises* 39
FIG. 11 - Gráfico de Pareto de efeitos padronizados..... 51
FIG. 12 - Gráfico de Valores Observados versus Valores Previstos..... 54
FIG. 13 - Gráfico de Resíduos dos Valores Previstos da variável dependente 55
FIG. 14 - Histograma da variável dependente “Resistência de União”..... 56
FIG. 15 - Gráfico 3D "Cimento" x "Trat.Superfície"..... 57
FIG. 16 - Gráfico 3D "Cimento x "Tempo de cura"..... 58
FIG. 17 - Gráfico 3D "Cimento" x "Irrigante" 58
FIG. 18 - Gráfico 3D "Tra.Superfície" x "Tempo de Cura "..... 59
FIG. 19 - Gráfico 3D "Trat.Superfície" x "Irrigante"..... 59
FIG. 20 - Gráfico 3D"Tempo de cura" x Tipo de Irrigante..... 60

Lista de Tabelas

Tabela 1 Lista dos artigos revisados.....17

Tabela 2 Variáveis que influenciam a resistência de união de pinos de fibra 40

Tabela 3 Estimativas dos Efeitos 51

Nomenclatura

Símbolos

σmáx	Tensão principal máxima
MPa	mega pascal
E	módulo de elasticidade
GPa	giga pascal

Abreviaturas

DOE	Design of Experiment (Planejamento de Experimento)
Fator-C	Fator de configuração de cavidade
FRC	Fibra de Vidro Reforçado
ISO	International Organization for Standardization
MEF	Método de Elemento Finito
PubMed	Biblioteca EUA Nacional de Medicina, 8600 Rockville Pike, Bethesda, MD 20894, EUA
Scopus	Elsevier BV

Introdução

Os pinos de fibra têm sido amplamente utilizados em dentes tratados endodonticamente nos últimos anos. Uma das vantagens do uso de pinos de fibra é a utilização da técnica de união por adesão, o que requer mínima intervenção sobre a superfície dentinária. Além disso, pinos de fibra têm um módulo de elasticidade semelhante à dentina, resultando em uma distribuição de tensões mais homogênea ao longo do sistema de canais radiculares. Assim, os pinos de fibra minimizam o risco de fraturas radiculares e levam a um modo de falha mais favorável comparados com os pinos metálicos.

A durabilidade de restaurações de dentes tratados endodonticamente depende de muitos fatores básicos [1], incluindo a quantidade de remanescente dentário coronal, procedimentos restauradores e os materiais utilizados [2, 3], que parecem ser os principais fatores que afetam a longevidade do dente. Embora os percentuais baixos de taxas de falhas e desempenho clínico satisfatório tenham sido relatados quando foram utilizados pinos de fibra [4, 5, 6], dentes despolpados ainda são considerados mais vulneráveis e suscetíveis às fraturas, em comparação com os dentes vitais [7].

O sucesso clínico de uma restauração depende da qualidade e da durabilidade da união adesiva entre o pino de fibra e a estrutura do dente. Portanto, é fundamental que o método de ensaio utilizado para avaliar a força de união forneça informação exata sobre o desempenho de materiais [8]. Comentários publicados nas décadas de 1990 e 2010 [9-13] mostraram uma relação entre as condições para a adesão do pino ao substrato, incluindo o modo de aplicação do cimento, pré-tratamento dos pinos e as condições de armazenamento das amostras. No entanto somente algumas variáveis que influenciam nos testes de resistência de união foram discutidas.

Os testes de resistência de união podem ser influenciados por muitas variáveis, que incluem: a concepção da amostra, o tamanho da área de superfície de adesão, a configuração de carga e os tipos de materiais [2, 16-18]. O alto módulo de elasticidade de um composto aderido, a espessura da camada adesiva entre a dentina do canal radicular e o pino, o formato do pino e do canal, entre outros, são variáveis que

influenciam a distribuição das tensões ao longo da interface de união [3, 18, 19] e, consequentemente, nos resultados dos testes de resistência de união.

Dependendo da área de adesão, macrotestes e microtestes são realizados. A força de macroteste pode ser medida por cisalhamento à tração ou utilizando um protocolo de teste de *push-out*. Esses métodos utilizam amostras com uma área de adesão superior a $3mm^2$ [90]. Embora se conheçam "macrotestes" por sua simplicidade, eles têm suas falhas inerentes (ou seja, macrotestes de resistência de união resultam em falhas coesivas e superestimação da resistência de união). Para se reduzirem as falhas, os microtestes foram introduzidos (aproximadamente $1mm^2$ de área de adesão). Hoje em dia, esses testes são os testes de resistência de união mais comumente utilizados [18]. Áreas de adesão pequenas têm menos defeitos e, portanto, resultam em medições de resistência de união mais significativas [15]. Microtestes são classificados nos seguintes tipos: testes de microcisalhamento, microtração, *micro-pull-out* e *micro-push-out* baseados nas forças exercidas sobre as amostras.

Um estudo de Munck *et al* [66] realizado no banco de dados PubMed, em 2010, utilizando as palavras-chave "resistência de união" e "dentina", selecionou 871 estudos contendo informações sobre a união de pinos à dentina. Em adição aos dados de resistência de união, (isto é, média de resistência de união, desvio padrão e o número de falhas de pré-teste), outros parâmetros relevantes relacionados com a adesão ao substrato, a preparação da superfície, as condições de armazenagem e o potencial de envelhecimento artificial foram registrados. Os resultados mostraram que os ensaios de resistência de união mais realizados foram: os testes de resistência de união microtração (67%), seguido de macrocisalhamento (18%), microcisalhamento (9%), macrotração (4%) e *push-out* (2%). Mais recentemente, Sirisha [18] e Sarkis-Onofre [62], realizaram revisões de literatura [18, 62], no entanto, não foram discutidos os passos de preparação das amostras e sua colocação nos dispositivos das máquinas de teste. Em adição, diferentes cimentos resinosos e sistemas adesivos têm diferentes propriedades mecânicas que tornam difícil comparar os resultados dos testes. Por outro lado, diferentes irrigantes são utilizados na preparação da dentina radicular e da superfície de pinos fibra de vidro. Estes irrigantes apresentam diferentes propriedades, que irão influenciar os resultados finais dos testes.

As variações nas forças de união são geralmente relacionadas com os diferentes procedimentos adesivos, porém muito pouca atenção tem sido dada aos

detalhes das condições do teste e o papel crítico do tamanho da amostra. Todos estes fatores podem afetar os resultados dos testes e sua confiabilidade.

Esse trabalho teve como objetivo principal propor uma melhoria na qualidade dos ensaios pela aplicação do planejamento de experimento, obtendo maior precisão estatística nos resultados dos testes de resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina e menor custo, permitindo resultados mais confiáveis, em um tempo menor. Os objetivos específicos foram: descrever os testes de resistência de união, suas vantagens e limitações; identificar as principais variáveis que influenciam os testes de resistência de união (sendo elas relacionadas ao substrato, às propriedades das amostras, preparação das amostras e metodologia do teste); analisar os impactos dessas variáveis sobre os resultados dos testes; e propor o planejamento de experimento como uma melhoria aos testes de resistência de união.

A metodologia utilizada nesse estudo abordou uma revisão de literatura e uma proposta de melhoria dos testes através do planejamento de experimento usando o software Statistica.

Os dados foram coletados na base de dados PubMed (Biblioteca EUA Nacional de Medicina, 8600 Rockville Pike, Bethesda, MD 20894, EUA) e Scopus (Elsevier BV) usando as palavras-chave "teste de adesão", "pinos de fibra de vidro" e "resistência de união". A busca foi realizada em estudos publicados entre 2007 e 2015 e foram selecionadas 502 publicações relevantes. Além disso, foram utilizados os seguintes parâmetros de busca: "teste de *push-out*", "teste de *pull-out*" e "teste de microtração".

A tabela 1 resume os principais temas considerados nas publicações revisadas [1-206]. Os testes foram divididos em ensaios destrutivos (ou seja, *push-out*, microtração e os testes de *pull-out*) e ensaios não destrutivos. Os ensaios não destrutivos (ou seja, microdureza, ultra microdureza, nanodureza, ciclagem mecânica, MEV, etc) foram classificados como "outros testes". Ao analisar os dados da Tabela 1 pode-se observar que a maioria dos testes realizados na literatura foram o de *push-out* (75%), de *pull-out* (13%) e os testes de microtração (11,9%) (os cálculos das porcentagens relativas foram feitos com base apenas nos ensaios destrutivos).

Tabela 1 - Lista dos artigos revisados

Principais tópicos

Topicos	Publicação por ano										
	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	2007/2015	-/2015
Push-out	1	1	7	6	8	6	14	12	8		63
Pull-out	1	1	1	2		1	1	3	1		11
Microtração	2	2	1	1	1			2	1		10
Outros testes	9	3	7	5	4	7	3	3	12		53
Revisões	3	1		1			4	3	1		13
Outros (i.e. tratamentos de superfície, MEV, etc)											56
Total											206

Um modelo matemático hipotético para os testes de resistência de união será utilizado em conjunto com software Matlab, para se obter um conjunto de dados que serão utilizados no planejamento de experimento. Será utilizado o software Statística para se determinarem as variáveis que exercem maior influência na resistência de união, através da elaboração do DOE.

O sucesso clínico de uma restauração depende da qualidade e durabilidade união adesiva entre o pino de fibra e a estrutura do dente. Portanto, é fundamental que o método de ensaio utilizado para avaliar a resistência de união forneça informações precisas sobre o desempenho de materiais [8].

A relevância dessa proposta de estudo veio a partir da revisão bibliográfica que apresenta resultados controversos sobre o desempenho de materiais adesivos em pinos de fibra de vidro à dentina.

Durante a revisão bibliográfica foi observado que nenhum dos estudos revistados abordava modelos matemáticos para os ensaios propostos nem o Planejamento de experimento. Assim, propõe-se o Planejamento de experimento como uma melhoria do ensaio de resistência de união. O Planejamento de experimento é uma técnica utilizada para se planejar experimentos, ou seja, para definir quais dados, em que quantidade e em que condições esses dados devem ser coletados durante um determinado experimento, buscando a maior precisão estatística

possível na resposta e o menor custo. É, portanto, uma técnica de extrema importância para a indústria, pois seu emprego permite resultados mais confiáveis economizando dinheiro e tempo [207].

1 – Revisão Bibliográfica

1.1 - Métodos de ensaio para a resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina

Os testes de resistência de união são classificados em macrotestes, onde a área de adesão é superior a 3mm^2, e microtestes, com menos de 1mm^2 de área de adesão [8]. Os testes de resistência de união de laboratório podem ser estáticos ou dinâmicos. A geometria da amostra e o modo de carga afetam a resistência de união entre o pino de fibra e a dentina radicular, a distribuição de tensões e o modo de falha [185]. Os testes de resistência de união mais comumente usadas para acessar a retenção do pino no canal radicular são os testes de *push-out*, microtração e *pull-out*, que foram brevemente analisados nessa seção.

1.1.1 - Teste de *push-out*

Nesse método, a carga é aplicada por meio de um êmbolo montado na máquina de ensaio universal. O êmbolo deve proporcionar uma cobertura quase completa do material de teste sem tocar a parede do canal radicular. Esse método é útil para se testar a retenção de pinos cimentados em canais radiculares [63]. Afirmou-se que a sua geometria *in vitro* parece ser mais próxima dos cenários clínicos do que outros testes mecânicos (isto é, teste de microtração), que avaliam somente a resistência de união adesiva [67, 68]. Goracci *et al* [176] modificaram o tradicional teste de *push-out* para um teste de *push-out* "fatia fina", chamando os resultados de teste de resistência de união *micro-push-out*. Assim, o teste de *micro-push-out* é uma modificação do teste de *push-out*, onde a espessura da amostra é igual ou inferior a 1mm. Foi relatado na Ref. [8] que um teste de *push-out* modificado e um teste de microtração proporcionaram maiores valores de resistência de união que os métodos de *push-out* e *pull-out* tradicionais. Além disso, as diferenças regionais da adesão dos pinos dentro do canal radicular, ou seja, variações entre as regiões cervical, medial e apical da raiz, podem ser avaliadas. [175].

Uma vantagem do teste de *push-out* é que é mais fácil de executar, tem menos falhas coesivas no pré-teste e desvio padrão menor [68]. Os testes de *push-out*

também exibiram uma distribuição de tensões mais homogênea por análise de elementos finitos do que a técnica de microtração [174]. No entanto, as principais limitações são às relativas aos modelos que têm suas coroas completamente restauradas, o que pode limitar a aplicação direta dos resultados para condições clínicas [144]. Outro fator que pode limitar a aplicação do teste de *micro-push-out* é o processo de corte para a preparação das amostras, especialmente em casos de dentes submetidos a ciclos térmicos, tal como o processo de corte, pode induzir artefatos que poderiam influenciar os resultados do ensaio [72]. A introdução de artefatos também pode acontecer durante o corte da raiz [181]. Além disso, esse método apresenta outras desvantagens, tais como diferenças na força para desalojar o pino de fibra de vidro, *in vitro* e *in vivo* [181], limitações à posição da amostra e também o ângulo em que a carga é aplicada, o que pode influenciar nos resultados dos testes [8]. No entanto, ao se medir a resistência de união de pinos de fibra cimentados, o teste de *push-out* parece ser mais confiável do que os testes de microtração [68] e fornece uma melhor estimativa da eficácia da adesão quando ocorre falha em paralelo com a interface pino-cimento-dentina, que se assemelha à situação clínica [171]. A Figura 1 apresenta imagens experimentais do *set-up* (configuração) para o teste de *push-out* [146].

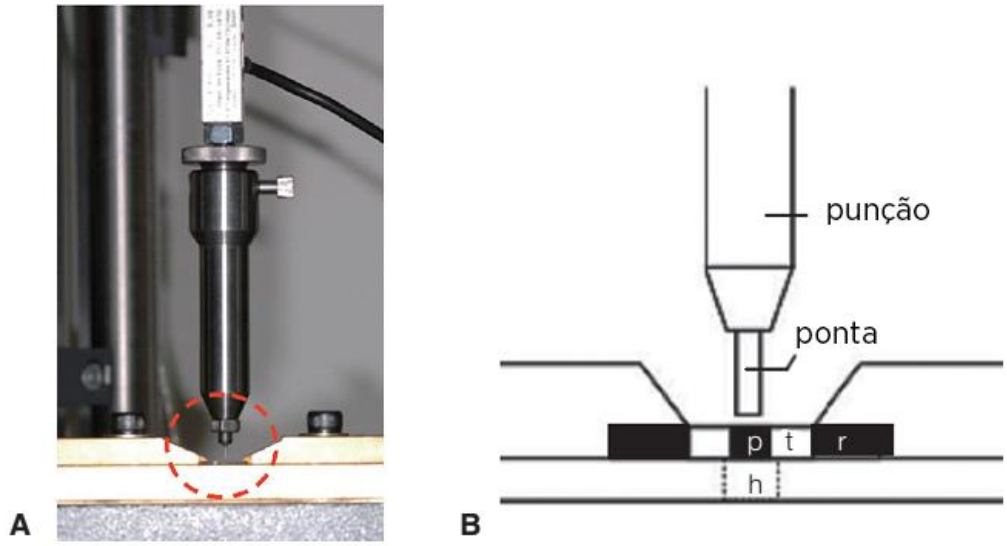


Figura 1 - Montagem do teste de resistência de união *push-out*. (A) fotografia do conjunto instalado em uma máquina universal de testes, (B) um diagrama esquemático ampliado da área circular de (A) (p: pino, t: dente, r: resina acrílica, h: furo para o pino e saída do pino no carregamento de *push-out*) [146].

1.1.2 - Teste de microtração

O teste de resistência de união permite a medição de forças transversais sobre as pequenas áreas ligadas, tanto quanto dentro do canal radicular. Esse tipo de teste foi introduzido em 1994 por Sano [15]. Adicionalmente, o processamento da amostra ou a real preparação das micro-amostras é requerida após o procedimento de adesão. No entanto, a principal vantagem é que ele envolve uma economia real de dentes (com várias micro amostras provenientes de um dente). Além disso, a obtenção de um grande número de amostras a partir de um dente reduz o coeficiente de variação do método (coeficiente de variação é uma medida de dispersão relativa, empregada para estimar a precisão de experimentos e representa o desvio-padrão expresso como porcentagem da média. Sua principal qualidade é a capacidade de comparação de distribuições diferentes) em comparação com ensaios de cisalhamento e de tração [184]. Como afirmado anteriormente, as amostras com reduzidas dimensões também têm menos falhas coesivas [185, 186, 202] e facilitam a análise das fraturas em microscopia eletrônica de varredura ou de transmissão [15]. As principais desvantegens são intensidade do trabalho, a demanda técnica, o potencial de desidratação das amostras menores, dificuldade em medir resistência de união inferiores a 5 MPa, dificuldade em fabricar espécimes com geometria consistente e falha prematura das amostras antes do teste, quando a adesão é fraca [13, 185]. Uma Ilustração esquemática do procedimento para a preparação de amostras de microtração ajustadas pode ser visto na Fig. 2 [68]. Resumindo, o teste de resistência de união microtração não é apropriado para uso com materiais de preenchimento intracanal por causa da alta porcentagem de falhas de união prematuras e da grande variação nos resultados do teste [174].

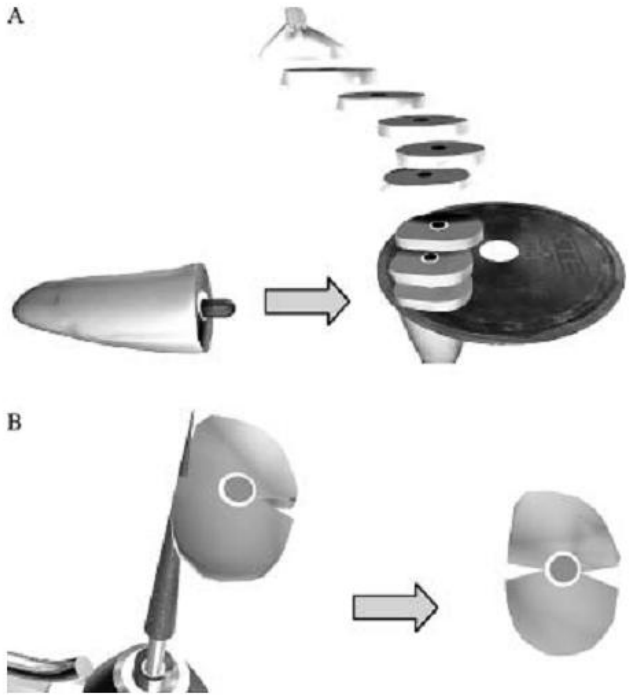


Figura 2 - Processo para a preparação de amostras de microtração ajustadas. A) A raiz com o pino cimentado é seccionada transversalmente em uma série de fatias com 1mm de espessura. B) Este é o corpo para o ensaio de microtração. Por meio de uma broca de diamante refrigerada a água, cada fatia é cortada com um perfil de ampulheta [68].

1.1.3 - Teste de *pull-out*

O teste de pull-out é um tipo de teste de cisalhamento, que é usado para testes de retenção de pinos no canal radicular [18]. O uso deste teste fornece uma maneira rápida e conveniente de comparar a estabilidade do pino. Os pinos com maior retenção são mais resistentes ao deslocamento como resultado de tensões laterais oclusais [164]. Webber *et al.* [145] usou esse teste para se estudar a influência do comprimento do pino sobre a resistência de união. Seus resultados são comparáveis aos resultados clínicos obtidos, embora apenas poucos estudos relatem essa metodologia [188].

Esse método de ensaio distribui melhor a tensão e é considerado capaz de medir com precisão a resistência de união entre dentina e pino [126]. Além disso, é mais adequado do que o teste de *push-out* quando o objetivo é medir a força de

retenção do pino ao longo do canal [145]. No entanto, o grande número de pinos de fibra utilizado aumenta o seu custo e reduz a sua popularidade [115]. A Figura 3 mostra um desenho esquemático de preparação de amostras para o teste de *pull-out* [70].

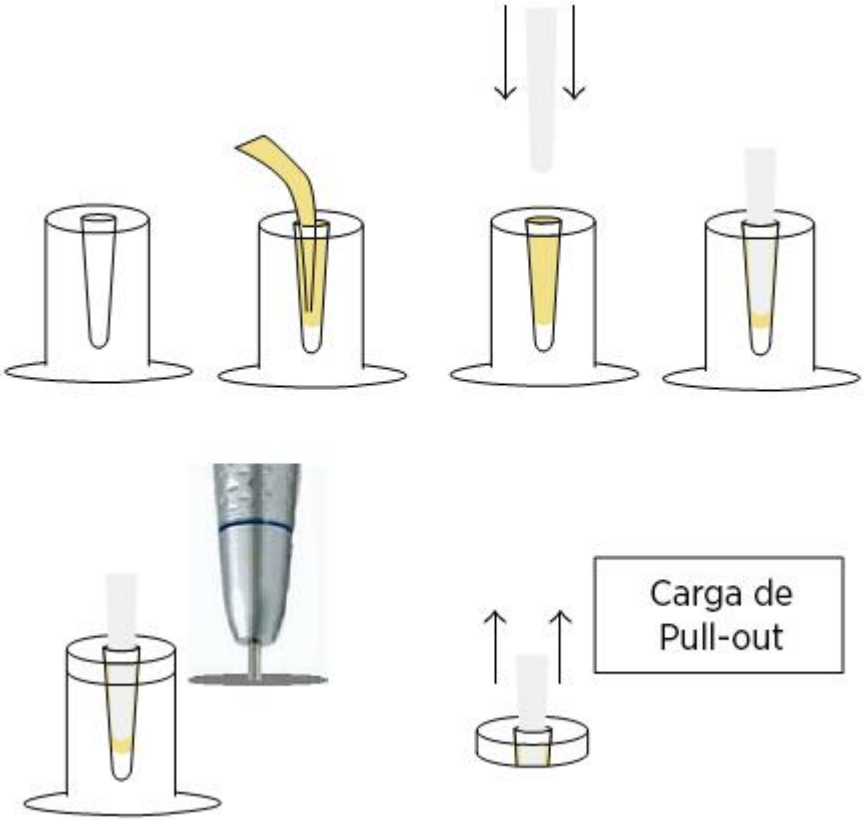


Figura 3 - Desenho esquemático da preparação de amostras para o teste de *pull-out* [70].

Para resumir, existem diferentes métodos de teste utilizados para quantificar a adesão obtida nas interfaces de pino-cimento-adesivo-dentina. A maioria dos testes encontrados na revisão de literatura foram os de *push-out (75%)*. Em 2010 esses testes eram minoria (2%). Uma explicação para essa inversão pode ser o fato de que os métodos de push-out têm a vantagem de simular mais precisamente as condições clínicas, apresentam menos falhas no pré-teste, permitem a utilização de um maior número de amostras a partir de um único dente. Além disso, os testes de resistência de união de cisalhamento, de tração e de *pull-out* são caros.

1.2 - Variáveis que influenciam os resultados de testes de resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina

As seguintes variáveis foram consideradas nesta análise: variáveis que influenciam a cimentação de pino de fibra no canal radicular (isto é, *smear layer*, tipo de sistema adesivo e cimento); variáveis relacionadas com as propriedades da amostra (isto é, módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro, módulo de elasticidade do cimento resinoso); efeito do tratamento superficial dos pinos de fibra de vidro na resistência de união; variáveis relacionadas ao formato do canal e do pino; variáveis de influência relacionadas com a mecânica do teste (isto é, tipo de carga e velocidade de cruzeta); e as variáveis relacionadas com a geometria da amostra e a distribuição de tensões.

1.2.1 - Variáveis que influenciam a cimentação do pino de fibra no canal radicular

Diversas variáveis podem comprometer a adesão dos pinos no canal radicular, como a morfologia da dentina no canal radicular, sistema adesivo e cimento [68, 85, 89], a capacidade de cura pela luz e pela contração de polimerização [88]. A utilização de um sistema de cimentação resinosa adequado é particularmente importante, uma vez que isso afeta diretamente a qualidade da interface dente-cimento [68, 85, 90]. Assim, as principais variáveis que influenciam a cimentação do pino de fibra no canal radicular são a *smear layer* e o tipo de sistema adesivo e cimento usados, que serão rapidamente discutidos na seção seguinte.

1.2.1.1 - *Smear layer*

A camada *smear layer* é formada durante a preparação do canal radicular e consiste de detritos de dentina do canal radicular, guta-percha e selante. Esta camada pode ser plastificada, devido ao aquecimento friccional da broca [73]. A qualidade da *smear layer* pode interferir com a união adesiva dos pinos de fibra, influenciando, assim, os resultados dos ensaios de resistência de união [72]. Desde que a remoção

ou modificação da camada *smear layer* é um protocolo justificável em odontologia, a necessidade de estudos da resistência de união realizada com a camada *smear layer* intacta é questionável. No entanto, estudos contraditórios foram relatados por pesquisadores sobre o efeito da camada *smear layer* [51, 52]. Alguns estudos relataram baixas resistências de união à dentina sobre camadas mais espessas de *smear layer* [51], enquanto outros informaram não haver influência [52]. Isso pode ser parcialmente explicado por diferenças na rugosidade, espessura da camada *smear layer* (variando de 0,9 a 2,6 µm), densidade e fixação à estrutura dental subjacente, que é dependente da forma como a camada *smear layer* é criada [206].

Vários estudos apresentam diferentes métodos para remover a camada *smear layer* e estudaram o efeito dessa camada na resistência de união [29, 30, 74-80, 107]. Por exemplo, métodos mecânicos, utilizando ferramentas rotativas e abrasivas, podem ser utilizados para limpar o canal [74]. Além dos métodos mecânicos, vários agentes químicos como o hipoclorito de sódio (NaOCl) [67, 75, 76], ácido etilenodiaminotetracético (EDTA), [75] clorexidina [76] ou etanol [77] podem ser utilizados para remover a camada *smear layer*. Embora, o NaOCl e o EDTA sejam agentes de irrigação comuns, foi demonstrado que o uso prolongado e em elevadas concentrações pode ter um efeito adverso sobre as propriedades físicas da dentina do canal radicular (isto é, redução da resistência à flexão, do módulo de elasticidade e da dureza) [81]. Outros estudos abordaram a utilização de ácido poliacrílico, mas o aumento na resistência de união não foi significativo [64]. Por outro lado, uma maior força de adesão foi observada com sistemas de condicionamento ácido, onde a camada *smear layer* foi removida [85].

As propriedades físicas do substrato como a matriz orgânica e colágeno, hidroxiapatita e distribuição e organização microestrutural também afetam a adesão [82]. A penetração de monômeros de resina na superfície de dentina cria uma retenção micromecânica entre o colágeno e a resina, formando uma camada híbrida. A criação de uma camada híbrida eficiente é possível através de um condicionado adequado da dentina com ácido inorgânico (ácido fosfórico) ou ácido orgânico (metacrilato carboxílico) [71]. No entanto, existem adesivos autocondicionantes que não necessitam de enxaguamento, que podem dissolver parcialmente a camada de smear layer e penetrar nos túbulos dentinários, realizando hibridação. Por outro lado, os adesivos de três etapas, onde é necessária a aplicação de sistemas de erosão, seguido pelo iniciador hidrófilo e pelo agente de colagem hidrófobo, exibem maiores

valores de resistência de união [83]. Além disso, nem todos os sistemas demonstram formação da camada híbrida homogênea e penetração no interior dos túbulos dentinários, apesar das condições complicadas para a adesão dentro do canal radicular. Assim, é necessário discutir outras variáveis que possam comprometer a cimentação adesiva dos pinos no canal radicular (isto é, o alto Fator-C e as diferenças nos valores de pH dos sistemas adesivos utilizados).

1.2.2 - Tipo de sistema adesivo e cimento

Os sistemas adesivos atuais podem reagir com as estruturas dentárias (isto é, *smear layer*) tanto pela abordagem de condicionamento ácido como pela autocondicionante. Para o condicionamento ácido, a retenção micromecânica com a dentina da raiz é obtida por um passo de condicionamento com ácido fosfórico seguido pela aplicação de um adesivo (aplicados separadamente (sistemas de três passos) ou em combinação (sistemas de dois passos)); enquanto a abordagem autocondicionante utiliza monômeros ácidos sem lavagem que simultaneamente condicionam, preparam e se infiltrarm na dentina, resultando na adesão por hibridação rasa com hidroxiapatita residual e um adesivo (aplicados separadamente (sistemas de duas etapas) ou em uma solução (sistemas tudo-em-um)). A preferência pela crescente utilização de sistemas simplificados (sistemas dois passos, condicionamento total e tudo-em-um autocondicionante) é devido à diminuição do tempo de cadeira.

Vários agentes de cimentação foram propostos para a adesão de pinos de fibra à dentina do canal radicular usados com sistemas adesivos autocondicionantes ou condicionamento ácido [203, 204]. Nos últimos anos, novas fórmulas de cimento resinoso que possuem capacidade autoadesiva têm sido desenvolvidas. Esses cimentos têm a vantagem de não necessitar de qualquer pré-tratamento da dentina [205]. Vários estudos in vitro demonstraram um bom desempenho da resistência de união para a cimentação de pinos de fibra com cimentos resinosos autoadesivos [74, 77, 154, 175,182, 204].

Outros fatores que influenciam o processo adesivo são o alto Fator-C em canais radiculares [30], dificuldade da cura do cimento e do adesivo dentro do canal radicular [1, 91] e incompatibilidade química entre o sistema adesivo e cimento

resinoso [91, 196]. O Fator-C está relacionado com a configuração da cavidade e é a razão entre a área de superfície aderida e a não aderida em uma cavidade [92]. O Fator-C é maior quando o pino é inserido no canal e está associado com a diminuição da resistência de união [93]. Evidências indicam que um baixo grau de conversão não reduz necessariamente a retenção pino [96]. Em um canal radicular, o Fator-C é sempre crítico [4, 97]. Dependendo do diâmetro e do comprimento do canal, o Fator-C pode variar de 20 a 100 [5] e pode mesmo exceder a 200 [4], representando uma situação clínica desfavorável.

Por outro lado, a contração da polimerização no espaço confinado de um canal de raiz intacta pode exceder a força de aderência do cimento/dentina, causando descolagem [4]. Nos níveis apicais do canal, um menor grau de conversão pode ser uma vantagem, pois proporciona menor tensão de contração, reduzindo assim o impacto do Fator-C [98]. Isso pode explicar os resultados semelhantes com cimentos duais (Rely-X ARCTM comercializados pela 3M Company, St Paul MN, EUA e Panavia™, Kuraray Co., Ltd, Osaka, Japão.) e cimentos autocura (C & B Metabond™, Parkell, Farmingdale, NY, EUA e Fuji Plus, GC Co., Tóquio, Japão), que anteriormente revelou baixa contração de polimerização [4]. Um estudo de laboratório relatou uma maior força de polimerização, menor resistência de união para *push-out* e maior nanoinfiltração ocorrendo em cimentos resinosos com uma maior proporção de enchimento em comparação com aqueles com menor porcentagem de carga de enchimento [99]. Além disso, quando existem diferenças nos valores de pH nos sistemas adesivos utilizados, há um baixo grau de conversão de materiais resinosos de autocura [91,100]. Por exemplo, demonstrou-se que os monômeros ácidos da resina foram mal polimerizados na presença de sistemas peróxido-amina redox, tal como as aminas terciárias foram neutralizadas [100].

Para resumir, a morfologia da dentina; o sistema de união; e o cimento e sua cura podem interferir com a formação da camada híbrida ao longo das paredes do canal radicular, afetando a retenção do pino.

1.3 – Variáveis relacionadas às geometrias das amostras

As principais variáveis de influência relacionadas com as geometrias das amostras (variáveis relacionadas para testar as propriedades de amostras) são: a área

de união, o módulo de elasticidade (relacionado às propriedades mecânicas dos materiais) do pino de fibra de vidro e o módulo de elasticidade do compósito resinoso.

1.3.1 - Área de adesão

A norma ISO/TR 11405 [14] não identifica um valor específico para a área de união, mas menciona uma clara delimitação da área de união como um requisito importante e mostra um diagrama de um molde dividido com um furo de 3mm de diâmetro [8]. Recomenda-se que o diâmetro da superfície de união deve ser levado em consideração ao se comparar forças de união.

1.3.2 - O módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro e do compósito resinoso

Os pinos de fibra de vidro têm um módulo de elasticidade (E=18-22GPa) semelhante ao módulo de elasticidade da dentina humana (E=18GPa), ao contrário da cerâmica (E=200GPa) e que foram introduzidos para proporcionar uma distribuição mais uniforme da carga ao longo da interface pino-cimento-dentina [103-105]; evitando-se, assim, a concentração de tensões, minimizando-se fraturas verticais da raiz e representando uma opção de tratamento mais confiável para os dentes severamente comprometidos [105, 106, 36]. Estudos clínicos demonstraram uma taxa de sucesso de 95% até 99% para os dentes restaurados com pinos de fibra, sem ocorrência de fratura radicular durante os períodos de estudo [106, 108, 109]. Os resultados dos testes de resistência de união são também influenciados pelas propriedades mecânicas do compósito resinoso. O módulo de elasticidade elevado do compósito, a espessura da camada de adesivo e a distância de aplicação da carga resultaram em uma distribuição de tensão não uniforme ao longo da interface de união [18, 19].

Ao investigar-se a distribuição de tensão na interface dentina-cimento-pino, mostrou-se que quanto mais fina a interface de cimentação (canal de pequeno diâmetro), mais elevado o nível de tensão (σmáx). Os níveis de tensão diferem em 21% entre o modelo com a mais alta tensão e o modelo com a menor tensão [130]. Este comportamento deveu-se à transferência de tensão de estruturas com um menor

módulo elástico para estruturas com um maior módulo de elasticidade, o que favorece a concentração de tensão no pino (isto é, o módulo de elasticidade do pino reforçado com fibra (FRC) é de cerca de (40GPa) sendo maior que o módulo de elasticidade da dentina (18,6 GPa) e que o módulo de elasticidade do cimento resinoso (8 GPa)). Além disso, o momento gerou uma maior concentração de tensão de tração na face lingual do pino [130].

Em contraste, outro estudo mostrou que a espessura do cimento de resina não afeta a concentração de tensão na interface do cimento [131]. Assim, concluiu-se que o módulo de elasticidade do cimento resinoso é mais importante para as concentrações de tensão do que a espessura dessa camada [132]. Portanto, a diferença das propriedades mecânicas de materiais diferentes (cimento-pino-dentina) é muito importante. Essa combinação de materiais provoca uma grande concentração de tensão quando uma carga é aplicada ao sistema e é mais crítica quando a diferença dos módulos de elasticidade entre os materiais é aumentada. Nesse caso, as maiores diferenças são na rigidez entre o pino e o cimento, em seguida, provavelmente, o cimento vai fraturar na interface com o pino [133].

1.4 - Efeito do tratamento superficial de pinos de fibra de vidro na resistência de união

A união duradoura entre cimentos resinosos e pinos de fibra se baseia na interação micromecânica e química. As resinas epóxi altamente reticuladas e com alto grau de conversão constituem o principal componente dos pinos de fibra. No entanto, as resinas epóxi não são capazes de reagir com os monômeros funcionais dos cimentos resinosos. Por isso, vários métodos de pré-tratamento de superfície são usados para expor as fibras dos pinos para melhorar as interações micromecânicas. A resistência de união do pino de fibra é melhorada por três procedimentos diferentes: através do aumento da rugosidade e da área de adesão ao pino de fibra para melhorar a retenção micromecânica com jato de areia e ataque ácido [101, 114-119]; através da promoção da união química entre o pino e o compósito [128, 186] e, finalmente, o terceiro, através da combinação dos componentes micromecânicos e químicos [37, 87,114-120].

Estudos anteriores demonstraram que essas técnicas de tratamento de superfície de pinos aumentam a resistência de união entre o pino de fibra e o substrato

do compósito resinoso e pode modificar a forma do pino e, consequentemente, reduzir seu ajuste dentro do canal radicular [101,114-119].

A limpeza da superfície dos pinos de fibra realizada por jato de areia pode melhorar significativamente o ângulo de contato da superfície do polímero e reduzir a energia interfacial da interface de união. Esses efeitos aumentam consideravelmente a resistência de união [120]. O sulfeto de hidrogênio, permanganato de potássio, silano e peróxido de hidrogênio são exemplos de soluções químicas utilizadas para o tratamento de superfície [86, 121-124]. A aplicação de ácido ascórbico é dependente do aumento da duração da exposição ao antioxidante [124]. Outros exemplos são a utilização de: etanol [70, 86], antioxidantes como a hesperidina, ascorbato de sódio ou ácido rosmarínico [123]. Recentemente, um estudo descobriu que a utilização de polidopamina na superfície do pino é eficaz em melhorar a resistência de união entre cimentos resinosos e pinos de fibra sem danificar a superfície dos pinos [57].

Além disso, clinicamente, a silanização da superfície do pino é o pré-tratamento mais utilizado para se melhorar a adesão. No entanto, esse procedimento de pré-tratamento produziu resultados contraditórios (alguns estudos relataram que silanização não tem um efeito significativo na resistência de união de cimentos resinosos com pinos, enquanto outros relataram um efeito crescente sobre a resistência de união através da silanização [125-129]). Os principais efeitos desse pré-tratamento são melhorar a molhabilidade da superfície, bem como a formação de uma ponte química entre as partículas de enchimento e as fibras do pino e a matriz da resina adesiva ou cimento resinoso [129].

Constatou-se, também, que o tratamento de superfície com H_2O_2 pode aumentar a resistência de união de pinos de fibra cimentados com cimentos convencionais. O efeito antioxidante, como o dos agentes de tratamento de superfície de pinos, depende das características dos cimentos utilizados para o procedimento adesivo [123].

Além disso, tem-se especulado que a interface entre os cimentos resinosos produzidos e pinos silanizados pode ser afetada pelo fenômeno de enfraquecimento hidrolítico dificultando uma boa interação entre esses materiais. A aplicação de um adesivo hidrofóbico em um pino previamente silanizado aumenta a retenção do pino de fibra, provavelmente devido a uma redução da hidrólise [125].

Para resumir, tratamentos de superfície de pinos representam um fator importante quando se lida com pinos de fibra reembasado com resina composta e os clínicos devem estar cientes das indicações específicas para o tratamento que eles podem executar.

1.5 - Formato do canal e do pino

As configurações transversais do canal radicular foram classificadas como cilíndrica, oval, oval longa, achatada ou irregular. No entanto, a proporção de canal oval na dentição humana é elevada [136]. Os pinos de fibra ovais reduzem a espessura do cimento resinoso e aumentam a força de retenção do pino e também reproduzem anatomicamente a forma oval do canal radicular [137]. Há também geometrias de amostras com a interface de união cilíndrica que são apresentadas na literatura [8].

Alguns estudos encontraram a distribuição de tensão nos pinos de fibra ovais e circulares examinando o efeito sobre a espessura do cimento resinoso em torno dos pinos, como pode ser visto na Figura 4 [135]. Não foram observadas diferenças significativas em termos de resistência de união *push-out* entre os pinos de fibra ovais e circulares [135]. As espessuras de cimento resinoso em pinos ovais foram superiores aos dos pinos circulares em amostras de terços cervical, médio e apical e a conclusão foi que a espessura do cimento resinoso não afeta a resistência de união *push-out* [135].

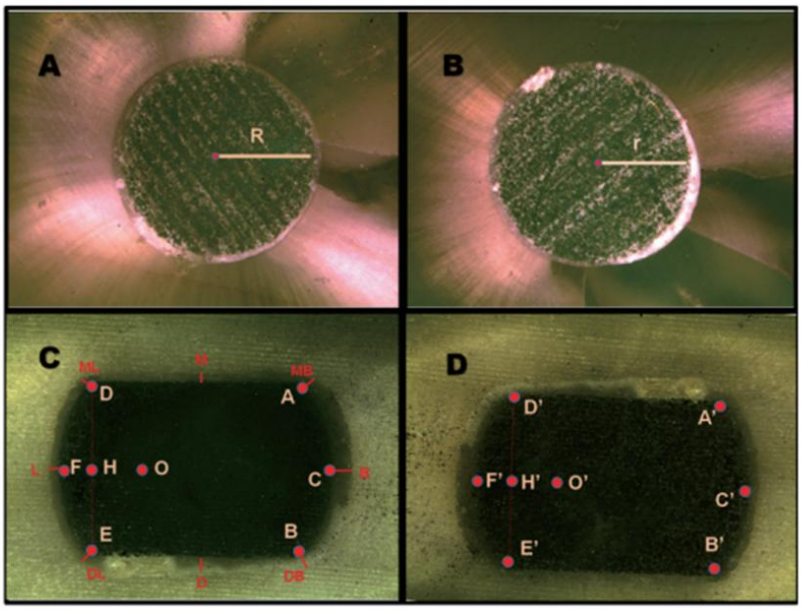


Figura 4 - (A) Aspecto cervical de uma fatia de pino de fibra circular, (B) Aspecto apical de uma fatia de pino de fibra circular (C) Aspecto cervical de uma fatia de pino de fibra oval, (D) Aspecto apical de uma fatia de pino de fibra oval [135]

O estudo de Castro Albuquerque *et al.* [103], apresentou como resultados que a geometria e materiais do pino não afetam a distribuição de tensão na análise de pinos cônicos, cilíndricos e cilíndricos de dois estágios.

Como mencionado anteriormente, a proporção de canais ovais na dentição humana é alta, mesmo na região apical [136] e os pinos de fibra ovais foram introduzidos para se prevenir a preparação inadequada do espaço do pino em canais radiculares ovais. Pinos de fibra ovais reduzem a espessura do cimento resinoso e aumentam a força de retenção do pino, uma vez que reproduzem anatomicamente a forma oval dos canais radiculares [137].

Vários estudos avaliam os terços do canal radicular de acordo com os níveis cervical, médio e apical [77, 85, 86, 102, 112, 120,124, 125, 131, 134, 139, 141-144, 169, 181]. Foi observada diferença na resistência de união nos terços apical, médio e cervical da dentina do canal radicular com o mesmo cimento resinoso. Por exemplo, alguns autores descobriram que as resistências de união de cimentos resinosos convencionais em canais radiculares são maiores nas áreas cervicais e diminuem na direção do terço apical [102, 112, 181]. Outra pesquisa avaliou a influência do comprimento dos canais e dos pinos, quando cimentados em diferentes

comprimentos, com uma melhor resistência de união para o grupo com 2/3 do canal preparado [145].

A distribuição de tensão em um modelo de dente usando pinos de fibra de mesmo material, mas com diferentes formas geométricas, foi investigada na Ref [138]. Foi mostrado que a tensão de von Mises no pino de fibra circular foi maior do que no pino de fibra oval. A distribuição máxima de von Mises ocorreu no agente de cimentação, em ambos os grupos. Além disso, a tensão de von Mises concentrou-se no terço cervical da dentina radicular, perto da área de pino, em ambos os grupos nas Figuras 5 e 6 [138].

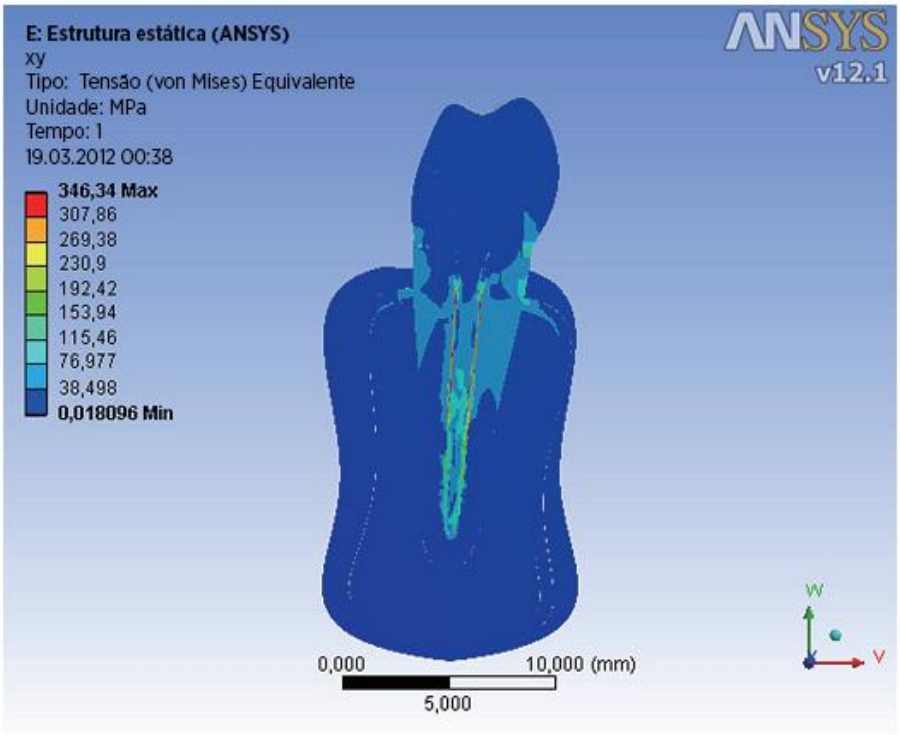


Figura 5 - von Mises para pino de fibra oval [138].

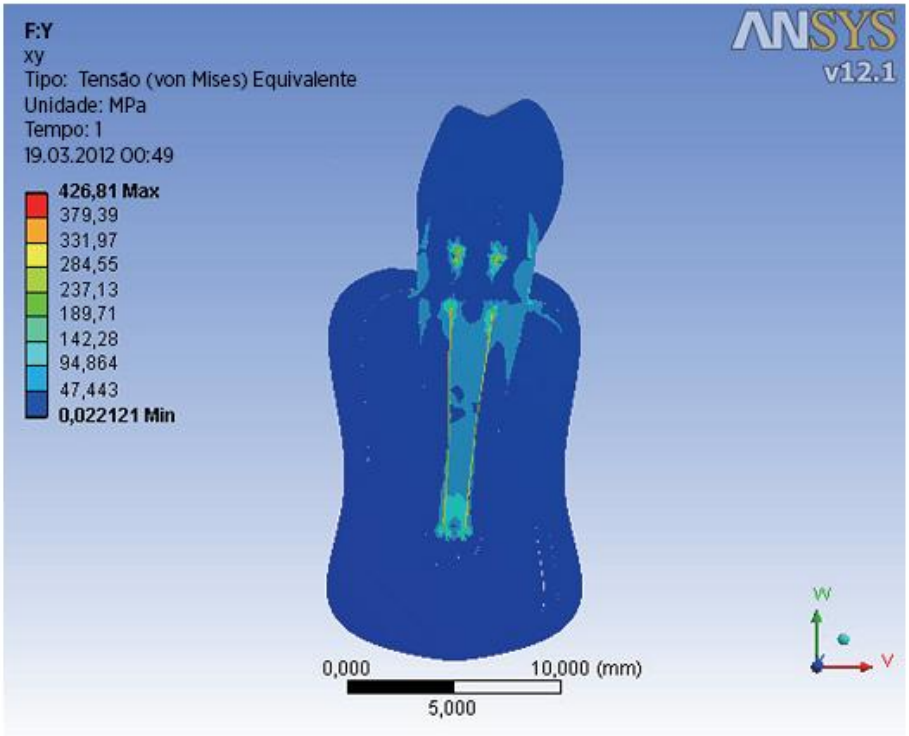


Figura 6 - von Mises para pino de fibra circular [138].

Para se concluir, a geometria do pino tem um efeito muito importante na distribuição de tensão na interface pino-dentina. As tensões interfaciais podem ser maiores em restaurações pino-núcleo usando pinos de fibra circulares do que naqueles com pinos de fibra oval, e por esta razão os pinos ovais são preferidos.

1.6 - Variáveis de influência relacionadas com a mecânica de teste

1.6.1 - Tipo de carga

A escolha da configuração de montagem do teste tem uma influência importante sobre a distribuição de tensão. Aa amostras estão ligadas ao dispositivo de fixação (pinça) das máquinas de ensaios mecânicos, quer por dispositivos ativos ou passivos. A aplicação de uma carga anormal na amostra ou no mecanismo de fixação altera significativamente a distribuição de tensão na interface de união [147]. Um

pinçamento ativo pode ser mecânico ou através de uma cola de secagem rápida. Podem ocorrer forças de flexão durante a aplicação da carga em um alinhamento não paralelo da amostra, linha de adesão não perpendicular às superfícies dos modelos e/ou as forças de um pinçamento irregular [147, 148].

A distância entre o ponto de aplicação da carga e a interface de união em ensaios de cisalhamento também afeta a distribuição da tensão. A ISO recomenda o posicionamento do dispositivo de teste segurando a amostra na posição correta com a interface adesiva a 0,5mm de distância da faca de cisalhamento, para ensaios de cisalhamento [14]. Nos testes de *push-out*, o diâmetro do punção pode afetar a resistência de união. Nenhum efeito foi observado quando o diâmetro era de 90% do diâmetro do canal, mas a resistência de união foi menor quando o diâmetro do punção foi de 50-60% do diâmetro do canal [22].

Alguns estudos descrevem como as amostras foram fixadas na máquina de ensaio ou simplesmente informam que a carga foi aplicada sem pressão sobre o cimento. Outros relataram que os diâmetros dos “pinos-punção” estavam de acordo com o tamanho das amostras em todos os testes e que foi induzida uma carga no pino no sentido de apical para coronal, sem aplicar qualquer pressão no cimento e/ou na dentina [85, 146, 149-158]. Todos asseguraram que a força foi aplicada corretamente. A Figura 7 apresenta imagens experimentais do *set-up* (arranjo) para o teste de *push-out* [183]. As Figuras 7 [183] e 8 [150] apresentam alguns exemplos de montagem de teste (teste de resistência de união *push-out* na Fig. 7, teste de *micro-push-out* na Fig. 8).



Figura 7 - Imagens de *set-ups* experimentais (A) Aplicação do laser, (B) Processo de seccionamento em fatias do pino/dentina, (C) Medição de comprimento real, (D) Aplicação da carga compressiva [183].

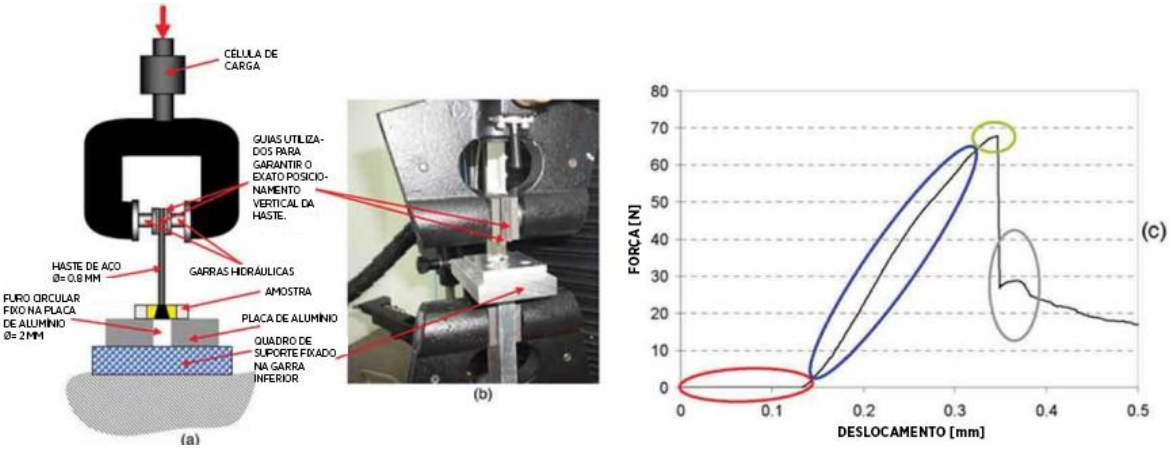


Figura 8 - Esquema (a) e imagem (b) do sistema de carregamento utilizado para realizar o ensaio de *micro-push-out*; (C) curva típica de força-deslocamento registrada para uma amostra genérica submetida ao teste *micro-push-out* [150].

A Figura 8c mostra uma curva típica de força-deslocamento registrada para uma amostra genérica submetida ao teste *micro-push-out* e quatro regiões diferentes podem ser vistas. Uma região inicial (destacada em vermelho) em que, devido à folga existente entre a amostra e a placa de alumínio, assim como a ponta da haste e a amostra, os pequenos valores de força são registadoss para grandes valores de deslocamento; uma segunda região (destacada em azul), onde ocorre um aumento quasi-linear da força com o deslocamento; uma terceira região (destacada em verde), onde uma diminuição repentina da força ocorre, o que indica que o estado crítico de

falha tenha sido alcançado; uma quarta região (realçada a cinza), onde, devido ao fato de as porções de área de união na interface pino-cimento que ainda não falharam oporem-se ao deslocamento da haste, observa-se um pequeno aumento da força [150].

1.6.2 - Velocidades do ensaio

As velocidades de ensaio variam de 0,01mm/min a 10mm/min e vários estudos foram realizados para estudar a influência da velocidade de ensaio nos testes de resistência de união [70, 75, 85, 98, 135, 145, 146, 161-168, 172]. Ao contrário de resultados controversos dos macrotestes, ao se medirem as resistências de união à microtração, alguns estudos têm relatado que a influência da velocidade de ensaio é insignificante [167, 168]. Poitevin *et al.* [168] recomenda uma velocidade de ensaio de 1mm/min para um padrão de tempo-tensão mais uniforme.

1.7 - Variáveis relacionadas à geometria da amostra e à distribuição de tensão

Castellan *et al.* [8] investigou por MEF (Métodos de Elementos Finitos) a utilização de um novo teste de *push-out*, aumentando a altura do pino de fibra utilizada. O pino de punção se encaixa melhor ao pino, o que beneficia uma aplicação de carga mais segura e mais precisa. As Figuras 9 e 10 [8] mostram os modelos 3D-MEF, correspondendo aos testes experimentais e à distribuição de tensão usando os critérios de von Mises. Foi avaliada a capacidade dos testes de resistência de união para medir com precisão a resistência de união de pinos de fibra cimentados em canais radiculares. A MEF demonstrou que a geometria das amostras, para os diferentes testes de resistência de união, teve uma grande influência sobre o padrão de distribuição de tensão.

Uma alta concentração de tensão foi observada na região recortada do modelo de microtração do tipo ampulheta (modelo HM) na superfície externa do pino, ou perto dela. Para o *push-out* (modelo PS), uma alta concentração de de tensão ficou aparente na superfície superior do pino, enquanto que a distribuição de tensão é mais uniforme em toda a interface cimento/dentina. Em contraste, o *pull-out* (modelo PL) e

push-out modificado (modelo MP) apresentaram um padrão de distribuição de tensão em forma de U, como consequência da configuração do carregamento. A interface cimento/pino para os modelos de PS, PL, e MP foram submetidos a uma concentração de tensão mais elevada do que a interface cimento/dentina [8].

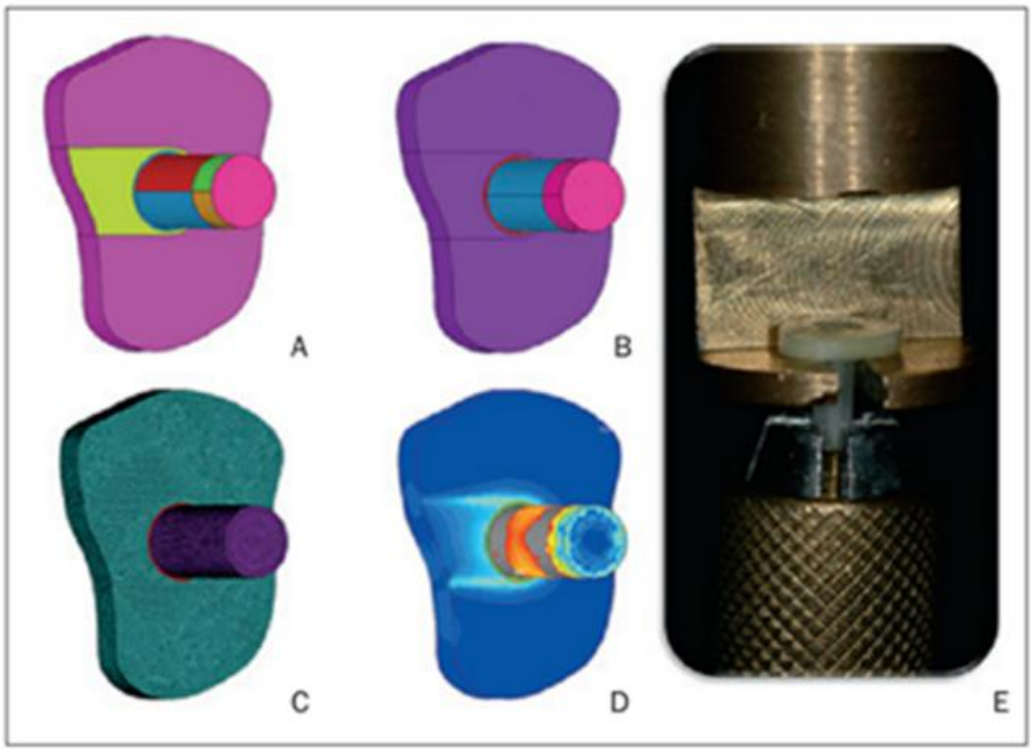


Figura 9 - Quatro modelos 3D-MEF, correspondendo aos testes experimentais, foram desenvolvidos por software CAD/CAE. (A) áreas; (B) volumes; (C) malha de estruturas; e (D) distribuição de tensão, utilizando o critério de von Mises. (E) Dispositivo utilizado para o teste de resistência de união [8]

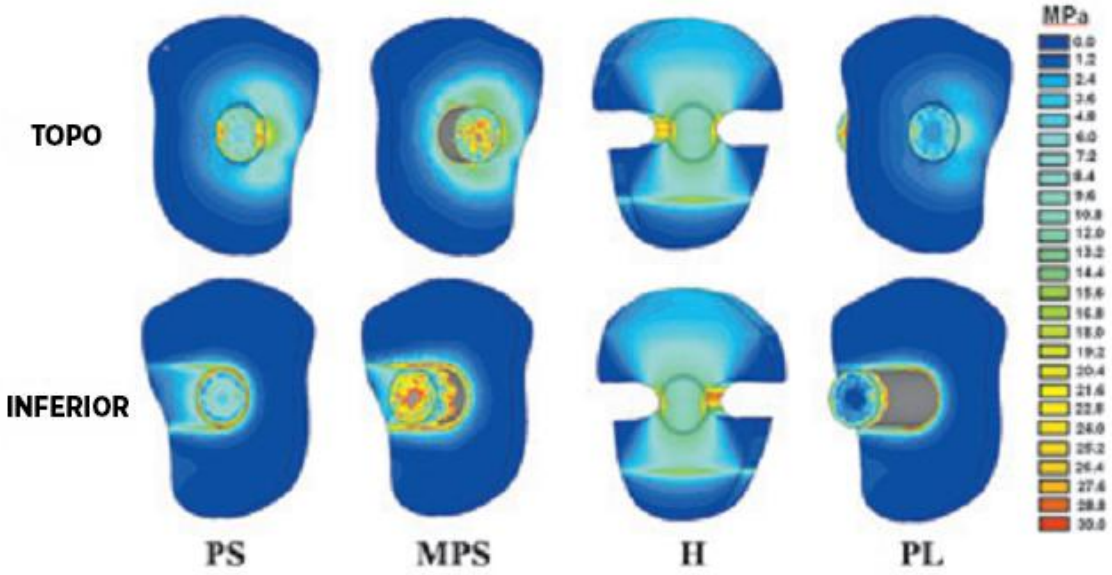


Figura 10 - Distribuição de tensões usando o critério de von Mises [8].

Aksornmuang *et al.* [187] investigaram as qualidades de duas interfaces de resina à dentina e pino de fibra e identificaram a parte mais fraca avaliando as resistências de união regionais à microtração de quatro tipos de pinos de fibra à dentina do canal radicular cimentados com compósitos resinosos de cura dual. Amostras em forma de ampulheta, também foram usadas para medir a resistência de união entre a dentina radicular e os pinos de fibra, no entanto, eles produzem um elevado número de falhas prematuras [174]. A alta variabilidade afeta os resultados, mesmo depois de se eliminar ou se substituir os resultados de resistência de união zero. Durante o recorte por broca das amostras em forma ampulheta, vibrações são transmitidas para as interfaces, que sofrem tensão de uma maneira descontrolada [16]. Além disso, é, na pratica, muito difícil limitar o contacto da ponta da broca sobre a superfície do pino a um ponto, de modo a dividir a interface de união em duas metades, sem exercer qualquer ação de rompimento de união na interface cimento-pino-dentina [68].

As principais variáveis que influenciam a resistência de união de pinos de fibra de vidro em canais radiculares foram resumidas na tabela 2.

Tabela 2 - Variáveis que influenciam a resistência de união de pinos de fibra de vidro em canais radiculares.

Variávies que influenciam na resistência de união						
Autores	Smear layer	Cimentação do pino no canal radicular	Área de adesão e propriedades das amostras	Formato do canal e do pino	Testes mecânicos	Geometria das amostras e distribuição de tensões
Goracci et al [68, 88, 186, 63, 176]	Y	Y	Y	Y		Y
Bitter et al [6, 44, 74, 77, 117, 122, 154, 182]	Y	Y	Y			
Cecchin et al [60, 79]		Y				
Farina et al [41, 55, 69]	Y	Y		Y		Y
Perdigão et al [127, 128, 194]		Y	Y			
Ebrahimi et al [85]		Y	Y			
Er et al [135]				Y		
Das et al [48, 134]				Y		
Graiff et al [70]				Y		
Chang et al [146]			Y		Y	
Grassi et al [150]			Y		Y	
Khoroushi et al [123, 158]			Y			
Zicari et al [89, 129]			Y			

A camada smear layer, tipo de sistema adesivo e cimento, a área de união e o módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro, o módulo de elasticidade do cimento resinoso são de grande importância. Além disso, um tratamento de superfície adequado deve ser realizado nos pinos de fibra de vidro antes da cimentação do pino no canal radicular. As formas do canal e do pino também influenciam os resultados do teste. Finalmente, a velocidade de cruzeta e o tipo de carga aplicados e a geometria da amostra afetam a distribuição de tensão e, consequentemente, os resultados do teste de resistência de união. Para concluir, todas essas variáveis interferem diretamente nos resultados de resistência de união de pinos de fibra de vidro no canal radicular.

2 – Planejamento de experimento (DOE)

O planejamento experimental é uma técnica em que se pode determinar as variáveis que exercem maior influência no desempenho de um determinado processo podendo-se obter resultados como a redução da variação do processo e melhor concordância entre os valores nominais obtidos e os valores pretendidos; a redução do tempo do processo; a redução do custo operacional; a melhoria no rendimento do processo [209] e minimização da sensibilidade a fatores externos [215].

A metodologia de projetos de experimentos foi aplicada pela primeira vez em experimentos de agricultura, difundindo-se rapidamente em campos como agronomia, biologia, engenharia química, industrial e de produção [217, 218].

Um experimento bem projetado é importante porque os resultados e as conclusões que podem ser tiradas a partir do experimento dependem, em grandes medidas, da maneira pela qual os dados foram coletados [208].

O que se deseja é obter-se um modelo matemático apropriado para descrever um certo fenômeno, utilizando-se o mínimo possível de experimentos. O planejamento de experimento permite eficiência e economia no processo experimental e o uso de métodos estatísticos na análise dos dados obtidos resultam em objetividade científica nas conclusões [209]. Por exemplo, nos testes de *pull-out* são utilizados um grande número de pinos de fibra, isto eleva o seu custo e reduz a sua popularidade [115]. Neste caso pode-se utilizar o planejamento de experimento.

Através do planejamento de experimento, pode-se avaliar diferentes materiais [209]. Por exemplo, em um processo de cura de resinas termorrígidas, a temperatura de cura e a quantidade de catalisador são variáveis importantes na determinação do tempo de cura da resina polimérica. É necessário escolher, de acordo com a conveniência do pesquisador, limites inferior e superior de valores da temperatura de cura e da quantidade do catalisador. Corridas experimentais devem ser realizadas a fim de se obter dados do tempo de cura para cada combinação dos limites de valores da temperatura de cura e da quantidade de catalisador. A partir desses resultados, técnicas estatísticas devem ser utilizadas de modo a se concluir algo em relação à dependência do tempo de cura com as variáveis analisadas [209].

A importância do planejamento de experimento é a sua utilização como uma ferramenta para engenheiros e cientistas para ser usado no desenvolvimento de design e desenvolvimento de produto, bem como no desenvolvimento e melhoria de processos. O uso de planejamento experimental no início do ciclo do produto pode reduzir substancialmente o tempo de desenvolvimento e os custos, que conduzem a processos e produtos com melhor desempenho no campo e têm maior confiabilidade do que aqueles desenvolvidos utilizando outras abordagens [208].

Todo planejamento experimental começa com uma série inicial de experimentos, com o objetivo de definir as variáveis e os níveis importantes. Podemos ter variáveis qualitativas (tipo de catalisador, tipo de equipamento, operador, etc.) e quantitativas (temperatura, pressão, concentração índice de inflação, ph do meio, etc.). Os resultados devem ser analisados e modificações pertinentes devem ser feitas no planejamento experimental [219].

2.1 – Finalidade do DOE

O planejamento de um experimento tem a finalidade de determinar quais variáveis são mais influentes na resposta y; determinar o valor a ser atribuído aos x´s influentes de modo que y esteja perto da exigência nominal; determinar o valor a ser atribuído aos x´s influentes de modo que a variabilidade em y seja pequena; determinar o valor a ser atribuído aos x´s influentes de modo que os efeitos das variáveis não controláveis sejam minimizados [210].

2.2 - Etapas para o desenvolvimento de um planejamento de experimento

2.2.1 - Caracterização do problema

Na prática, geralmente é difícil se perceber que existe um problema que exige experimentos planejados formais, de maneira que pode não ser fácil obter-se um relato claro de problema que seja aceito por todos. No entanto é de primordial

importância se desenvolver todas as idéias do problema e se definir de forma clara os objetivos específicos do experimento [210, 215].

2.2.2 - Escolha dos fatores de influência e níveis

Devem ser escolhidos os fatores que devem variar, os intervalos sobre os quais esses fatores irão variar e os níveis específicos nos quais cada rodada será feita. Exige-se conhecimento do processo para realização do experimento. Esse conhecimento, em geral, é uma combinação de experiência prática e conhecimento teórico. É importante a investigação de todos os fatores importantes e evitar ser excessivamente influenciado pela experiência passada [210, 215].

2.2.3 - Seleção das variáveis de resposta

Na escolha da variável-resposta, o experimentador deve ter certeza de que aquela variável realmente fornece informação útil sobre o processo em estudo e a capacidade de medida dessa variável. Se a capacidade do medidor é baixa, então apenas grandes efeitos dos fatores serão detectados pelo experimento, ou serão necessárias muitas réplicas [210, 215].

2.2.4 - Determinação de um modelo de planejamento de experimento

A escolha do planejamento envolve consideração sobre o tamanho da amostra (número de replicações), seleção de uma ordem adequada de rodadas para as tentativas experimentais, ou se a formação de blocos ou outras restrições de aleatorização estão envolvidas [210, 215].

2.2.5 -Condução do experimento

Durante a realização do experimento, é de vital importância monitorar o processo, para garantir que tudo esteja sendo feito de acordo com o planejamento. Erros no procedimento experimental nessa etapa, em geral, comprometem a validade do experimento [210, 215].

2.2.6 - Análise dos dados

Métodos estatísticos devem ser usados para analisar os dados, de modo que os resultados e conclusões sejam objetivos e não de opinião. Se o experimento foi planejado corretamente o método estatístico para análise não será um problema. A análise de resíduos e a verificação da validade do modelo são importantes e devem ser feitas [210, 215].

2.2.7 - Conclusões e recomendações

Uma vez analisados os dados, o experimento deve acarretar conclusões práticas sobre os resultados e recomendar um curso de ação. Deve-se auxiliar de métodos gráficos, particularmente na apresentação dos resultados para outras pessoas. Seqüências de acompanhamento e testes de confirmação devem ser também realizados para validar as conclusões do experimento [210, 215].

Um experimento planejado é um teste, ou uma série de testes, nos quais são feitas as mudanças propositais nas variáveis de entrada de um processo, de modo que possam ser observadas e identificadas mudanças correspondentes na resposta. O processo pode ser visualizado como uma combinação de máquinas, métodos e pessoas, que transforma um material de entrada em um produto [210].

Esse produto pode ter uma ou mais características de qualidade observáveis. Algumas das variáveis do processo são controláveis, enquanto outras não são

controláveis. Algumas vezes, esses fatores não controláveis são chamados fatores de ruído. Todas essas características devem ser analisadas para o planejamento do experimento, incluindo ainda a especificação do objetivo do estudo [210].

2.3 - Princípios básicos de um planejamento de experimento

Os três princípios básicos de um planejamento de experimento são: replicação, aleatoriedade e blocagem.

2.3.1 – Repetição

Fazer um experimento com repetições é muito importante por dois motivos. O primeiro é que isso permite a obtenção do erro experimental. A estimativa desse erro é básica para se verificar se as diferenças observadas nos dados são estatisticamente diferentes. O segundo motivo se refere ao fato de que, se a média de uma amostra for usada para se estimar o efeito de um fator no experimento, a replicação permite a obtenção de uma estimativa mais precisa desse efeito [219].

2.3.2 – Aleatoriedade

Os métodos estatísticos requerem que as observações, ou os erros, sejam variáveis aleatórias distribuídas independentemente. Os experimentos, com suas réplicas, devem ser realizados de forma aleatória, de modo a garantir a distribuição equânime de todos os fatores não considerados. Por exemplo, ao se realizar um experimento para se definir as variáveis determinantes do acabamento da peça em uma retífica, devemos cuidar da aleatoriedade na execução do experimento, pois fatores críticos que não estão no estudo, como temperatura ambiente e lote de matéria prima, podem influenciar as variáveis de interesse de forma diferenciada, o que compromete a independência e a variabilidade entre os erros experimentais [219].

2.3.3 – Blocagem

A blocagem é uma técnica extremamente importante, utilizada com o objetivo de se aumentar a precisão de um experimento. Em certos processos, pode-se controlar e avaliar, sistematicamente, a variabilidade resultante da presença de fatores conhecidos que perturbam o sistema, mas que não se tem interesse em estudá-los. A blocagem é usada, por exemplo, quando uma determinada medida experimental é feita por duas diferentes pessoas, levando-se a uma possível não homogeneidade nos dados. Outro exemplo seria quando um determinado produto é produzido sob as mesmas condições operacionais, mas em diferentes bateladas. De modo a evitar a não homogeneidade, é melhor tratar-se cada pessoa e batelada como um bloco [219].

Os experimentos devem ser realizados sequencialmente. O primeiro deles, denominado experimento de peneiramento (screening experiment), é usado para se determinar quais variáveis são importantes (variáveis críticas). Os experimentos subsequentes são usados para se definir os níveis das variáveis críticas identificadas anteriormente, que resultam em um melhor desempenho do processo [219].

2.4 - Os principais softwares recomendados atualmente

O Statistica, desenvolvido pela Stat Soft, é um dos sistemas com melhor interface gráfica e com diversos recursos de análises gráficas [211].

O SAS, desenvolvido pela SAS, é um dos melhores sistemas e está entre os mais amplamente utilizados por estatísticos [212].

O MinitabTM (Statistical Software), desenvolvido pela Minitab, trata-se de um software clássico em termos de análise estatística. Amplamente difundido tem como seu forte o fato de possuir seus procedimentos de cálculo bastante validados [213].

O site da internet da Interactive Statistical Pages realiza análises estatísticas. Possui uma grande quantidade de *links* de softwares sobre estatística na internet. O site indica vários softwares e até executa, dentro dessa página, algumas análises estatísticas básicas [214].

Concluindo, o planejamento de experimento permite uma redução no número de experimentos em um teste, além de fornecer recursos gráficos e numéricos para se avaliar um experimento. Quando existem muitos fatores que influenciam um experimento, utiliza-se, geralmente, o método multifatorial do tipo “um fator por vez”. Esse método despreza as interações entre os fatores que podem ser mais importantes que os efeitos isolados dos fatores. O planejamento de experimento leva em conta essas interações e auxilia na determinação dos fatores que, individualmente ou combinados, dominam o comportamento das variáveis dependentes.

3 – Planejamento de experimento de um ensaio de *pull-out*

A Resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina é influenciada por diversos fatores. Durante os experimentos, alguns fatores podem ser variados, outros podem ser mantidos constantes e outros não podem ser variados nem mantidos constantes [208]. Dentre os que podem ser variados podemos citar: o tipo de cimento utilizado, o tipo de tratamento de superfície do pino de fibra de vidro, o tempo de cura e o tipo de irrigante. Há fatores, como a temperatura e a umidade do ar, que podem ser mantidos constantes, mas que não há interesse em se variar. Há, ainda, fatores que não se podem controlar, como por exemplo, a tensão da rede elétrica que pode influenciar nas máquinas utilizadas para os experimentos.

Existem várias estratégias de experimentação, como por exemplo, DOE (*Design of Experiment*), OFAT (*One Factor At Time*) e ensaios não-estruturados. Neste trabalho, a estratégia escolhida foi o planejamento de experimento do tipo fatorial fracionário (DOE 3 $^{(k-p)}$), porque além de considerar a influência individual de cada fator também considera as suas interações, além de reduzir o número de experimentos necessários [208]. Este procedimento vai se explicado a seguir no item 3.1.

3.1 - Execução do DOE

Um conjunto de dados de resistência de união de *pull-out* foi gerado a partir de um programa de simulação escrito em linguagem do tipo script para o software Matlab 2012 [220] (Anexo I), especificamente desenvolvido para esse estudo, baseado em um Modelo de Regressão Linear Múltiplo [208], sendo a sua equação geral dada por:

$$y = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \beta_3 x_{3+} \beta_4 x_4 + \beta_{12} x_1 x_2 + \beta_{13} x_1 x_3 + \beta_{23} x_2 x_3 + \beta_{123} x_1 x_2 x_{3,}$$

onde a variável “y” (variável dependente) representa a resistência de união em MPa. As variáveis “xi” representam os fatores que influenciam a resistência de união (variáveis independentes), sendo que: “x_1“ representa o tipo de cimento, “x_2” o tipo de tratamento de superfície do pino de fibra de vidro, “x_3” o tempo de cura e “x_4” representa o tipo de irrigante. Os “β’s” são coeficientes constantes (em MPa) que são características dos materiais e processos empregados e suas interações (tipos de

cimento, tratamentos de superfície do pino de fibra de vidro, tempos de cura e tipos de irrigante). Os níveis das variáveis independentes (“xi”) podem assumir os valores discretos de: -1, 0 e 1.

O módulo “DOE 3 $^{(k-p)}$” do software Statística 8 foi utilizado para gerar uma sequência aleatória de experimentos do tipo Planejamento Fatorial Fracionário, que combina diferentes níveis dos quatro fatores (x_1, x_2, x_3 e x_4).

O método “DOE 3 $^{(k-p)}$” é o planejamento de experimentos no qual são utilizados três níveis para cada fator, “k” fatores e um redutor no número de experimentos “p”, que depende no número de fatores [208]. Nesse estudo teremos k=4, p=1.

O número total de combinações possíveis de quatro fatores (x_1, x_2, x_3 e x_4), cada um podendo assumir três níveis (-1, 0 ou 1) é de 3^4 = 81 experimentos. Esse tipo de experimento é denominado “DOE 3k“ (full factorial design). O método Fatorial Fracionário, “DOE 3 $^{(k-p)}$” utilizado nesse estudo, permite a redução do número de experimentos mantendo o nível de confiança dentro de limites aceitáveis [208]. No caso desse estudo, permite a redução de 81 para 27 experimentos. O método utilizado exige, ainda, que sejam feitas réplicas dos experimentos e nesse estudo foi feita uma réplica, o que resultou em um total de 54 experimentos.

A tabela gerada pelo Statistica 8 [211] com a sequência das combinações dos níveis atribuídos a cada fator e os resultados dos experimentos simulados no Matlab 2012 encontra-se no Anexo II.

Portanto, um conjunto de testes de resistência de união de *pull-out* foi gerado a partir de um programa de simulação utilizando o Software Matlab (Mathworks) que utilizou uma sequência aleatória de experimentos gerada pelo Software Statística 8 do tipo $3^{(k-p)}$, com k = 4 fatores de 3 níveis e 1 repetição [211]. O programa de simulação encontra-se no Anexo I.

A justificativa para a escolha do teste de *pull-out* é que, nesse teste, apenas uma amostra por elemento dentário é gerada, o que eleva o custo; aumenta o tempo de realização dos testes; exige conhecimento técnico; as amostras não podem ser preparadas num único dia. Embora ele seja o teste mais indicado para se estudar a influência do comprimento do pino sobre a resistência de união, por causa desses fatores, ele não é muito popular [145].

Neste trabalho foi proposto um modelo matemático, no software Matlab 2012 (The MathWorks, Inc.) para simular o comportamento da resistência de união *pull-out* de um pino de fibra de vidro à dentina, utilizando-se como fatores independentes três tipos de cimento, três tipos de preparação de superfície do pino, três tempos de cura do cimento e três tipos de irrigante. No modelo, levam-se em conta as influências desses fatores individualmente e suas interações, além de se adicionar variabilidade aos resultados. Os fatores escolhidos para a proposta de DOE também estão relacionados com a revisão bibliográfica, onde foram verificadas as variáveis que influenciam nos testes de resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina.

Nos testes simulados de resistência de união *pull-out* de pinos de fibra de vidro à dentina, foram testados os Tipos de Cimento (A, B e C); os Tipos de Tratamentos de Superfície dos Pinos de Fibra de Vidro (sem tratamento, com Jateamento de Areia, com aplicação de Silano); os Tempos de Cura (tempo de espera: 1 dia; 7 dias; 30 dias); os Tipos de Irrigante (A, B e C).

A hipótese nula considerada no modelo foi de que os cimentos, o tratamento de superfície e o tempo de cura não influenciam nos resultados de testes de resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina.

3.2 – Resultados

O gráfico de Pareto (figura 11) permite visualizar a influência de cada fator na variável dependente. Os fatores cujas barras excedem a linha pontilhada vermelha (p=0.05) influenciam a variável dependente.

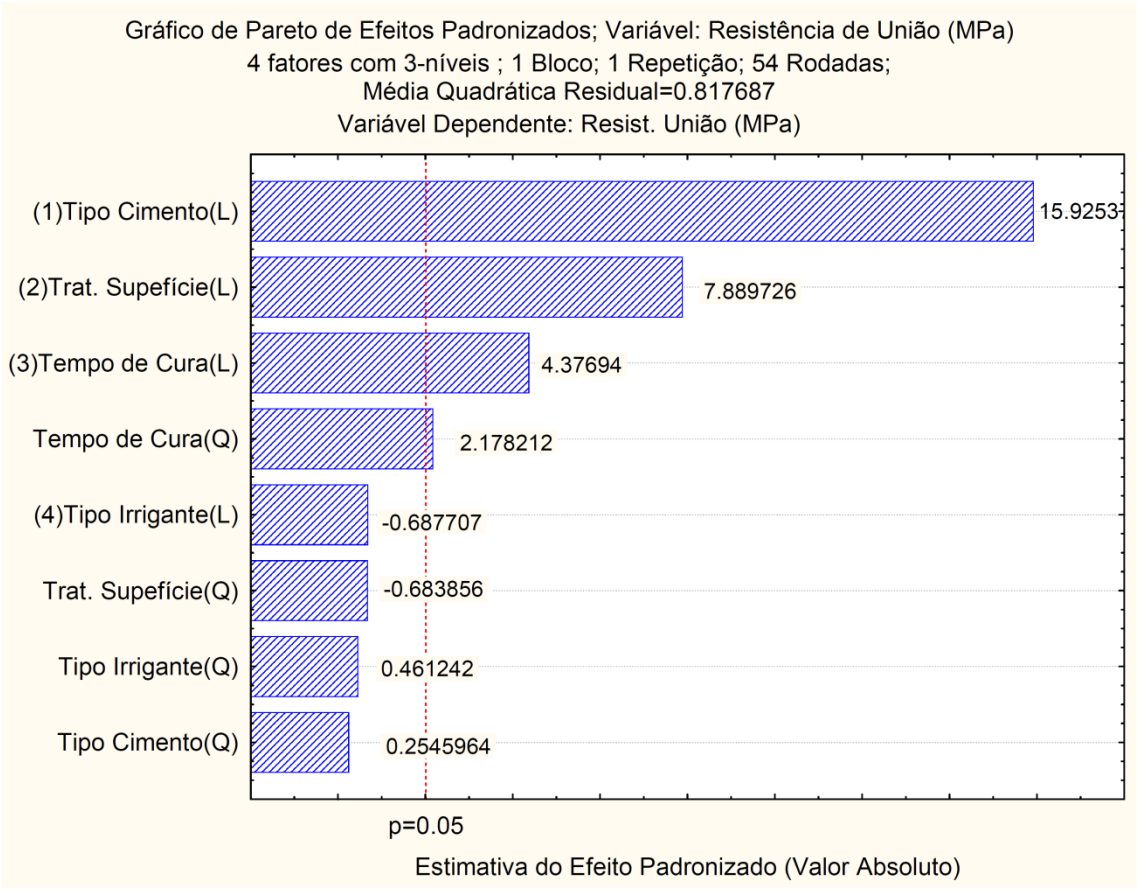


Figura 11 – Gráfico de Pareto de efeitos padronizados [211].

As estimativas dos efeitos dos fatores (os tipos de: cimentos, tratamentos de superfície, tempo de cura e irrigantes) na resistência de união, são apresentadas na tabela 3.

Tabela 3 - Tabela das estimativas dos efeitos:

Fator	Regr. Coeficientes de Regressão; Var.:Resistência de União (MPa); R-sqr=0.88342;Adj:0.86269 4 fatores com 3-níveis , 1 Bloco, 1 Repetição; 54 Rodadas; Média Quadrática Residual=0.817687 Variável Dependente: Resistência de União (MPa)					
	Beta Coeficiente de Regressão	SE Erro Padrão	t(45)	p valor-p	-95,% Limite de Confiança	+95,% Limite de Confiança
Média/Interceptação	*7,797307*	*0,369163*	*21,12159*	*0,000000*	*7,05377*	*8,540839*
(1)Tipo Cimento(L)	*2,400114*	*0,150710*	*15,92537*	*0,000000*	*2,09657*	*2,703660*
Tipo Cimento(Q)	-0,066459	0,261038	-0,25460	0,800195	-0,59222	0,459297
(2)Trat. Supefície(L)	*1,189061*	*0,150710*	*7,88973*	*0,000000*	*0,88552*	*1,492607*
Trat. Supefície(Q)	0,178512	0,261038	0,68386	0,497573	-0,34724	0,704269
(3)Tempo de Cura(L)	*0,659649*	*0,150710*	*4,37694*	*0,000071*	*0,35610*	*0,963195*
Tempo de Cura(Q)	*-0,568595*	*0,261038*	*-2,17821*	*0,034670*	*-1,09435*	*-0,042838*
(4)Tipo Irrigante(L)	-0,103644	0,150710	-0,68771	0,495167	-0,40719	0,199901
Tipo Irrigante(Q)	-0,120401	0,261038	-0,46124	0,646847	-0,64616	0,405355

Fonte: Software Statística 8 [211]

O módulo “DOE $3^{(k-p)}$”, do *software* Statistica 8 possui um sub-módulo para calcular os Coeficientes de Regressão dos fatores que influenciam a variável dependente (Resistência de União). Os dados da Resistência de União foram simulados pelo software Matlab 2012 e exportados para o Statistica 8 [211]. O Statistica 8 utiliza esses dados para estimar os coeficientes (β0, β1, β2, β3 e β4) do modelo linear empírico que gerou esses dados. Os valores em vermelho (na tabela 3) estão relacionados a um valor-p<0.05, ou seja, têm influência na resistência de união com um nível de confiança de 95%. A letra que aparece entre parênteses ao lado do nome do fator representa o tipo de regressão utilizada: linear (L) ou quadrática (Q) [211]. Os efeitos mais influentes são: Tipo de Cimento, Tratamento de Superfície e Tempo de Cura. O fator tipo de irrigante não influencia a resistência de união (p=0.495).

Os coeficientes de regressão da tabela 3 (obtidos pelo software Statistica 8) estão de acordo com os coeficientes utilizados no modelo que foi desenvolvido no Matlab 2012 [220] para simular o teste de resistência de união *pull-out.* No *script* Matlab 2012 (anexo I), temos a seguinte linha que descreve o modelo empírico:

```
y341_X2(i) = (7.5 + 2.5*x1 + 1.5*x2 + 0.75*x3 + 0.001*x4 + 0.5*x1*x2 + 0.25*x1*x3 +
0.05*x1*x2*x3)*rr(i);
```

Que equivale a:

$$y = (7.5 + 2.5\,x_1 + 1.5\,x_2 + 0.75\,x_3 + 0.001\,x_4 + 0.5\,x_1\,x_2 + 0.25\,x_1\,x_3 + 0.05\,x_1\,x_2\,x_3)\,rr$$

O modelo utilizado é baseado em Modelo de Regressão Linear Múltiplo [208]. Utilizou-se um coeficiente muito baixo (0.001) para o fator x_4, uma vez que se pretende, deliberadamente, que esse fator não tenha qualquer influência na variável dependente, sendo sua equação geral:

$$y = \beta_0 + \beta_1\,x_1 + \beta_2\,x_2 + \beta_3\,x_3 + \beta_4\,x_4 + \beta_{12}\,x_1\,x_2 + \beta_{13}\,x_1\,x_3 + \beta_{23}\,x_2\,x_3 + \beta_{123}\,x_1\,x_2\,x_3$$

Comparando a equação geral com a equação utilizada no *script*, temos os seguintes coeficientes arbitrários:

$$\beta_0 = 7.5;\ \beta_1 = 2.5;\ \beta_2 = 1.5;\ \beta_3 = 0.75;\ \beta_4 = 0.001;\ \beta_{12} = 0.5;\ \beta_{13} = 0.25;\ \beta_{23} = 0;\ \beta_{123} = 0.05.$$

onde:

x_1 é o Tipo de Cimento (para o Tipo A: x_1= -1, Tipo B: x_1= 0, Tipo C: x_1= 1);

x_2 é o Tipo de Tratamento de Superfície (para o Sem Tratamento: x_2= -1, Jateamento de Areia: x_2= 0, Com Silano: x_2= 1);

x_3 é o Tempo de Cura (para o 1 dia: x_2= -1, 7 dias: x_2= 0, 30 dias: x_2= 1); e

x_4 é o Tipo de Irrigante (para o Tipo A: x_1= -1, Tipo B: x_1= 0, Tipo C: x_1= 1);

Os coeficientes obtidos pelo software Statistica e apresentados na tabela 3 foram [211]:

β_0 =7.80; β_1 =2.40; β_2 =1.19; β_3 =0.66; β_4 =0; β_{12} =0; β_{13} = 0; β_{23} =0; β_{123} =0.

O modelo obtido pela regressão está próximo do utilizado na simulação do Matlab, considerando-se que foi incluído um fator de variabilidade no modelo (rr).

O gráfico da Figura 12, compara os resultados observados (simulados no Matlab) com os valores preditos na regressão linear obtida no Statistica. Percebe-se que os valores observados (em azul) estão bem distribuídos em torno da reta vermelha que representa os valores previstos pela regressão linear, mostrando a adequação da regressão.

Essa adequação pode ser verificada, também, pelo gráfico da figura 13, onde são apresentados os resíduos comparados aos valores previstos da variável dependente, os quais estão bem distribuídos e com média aproximadamente nula.

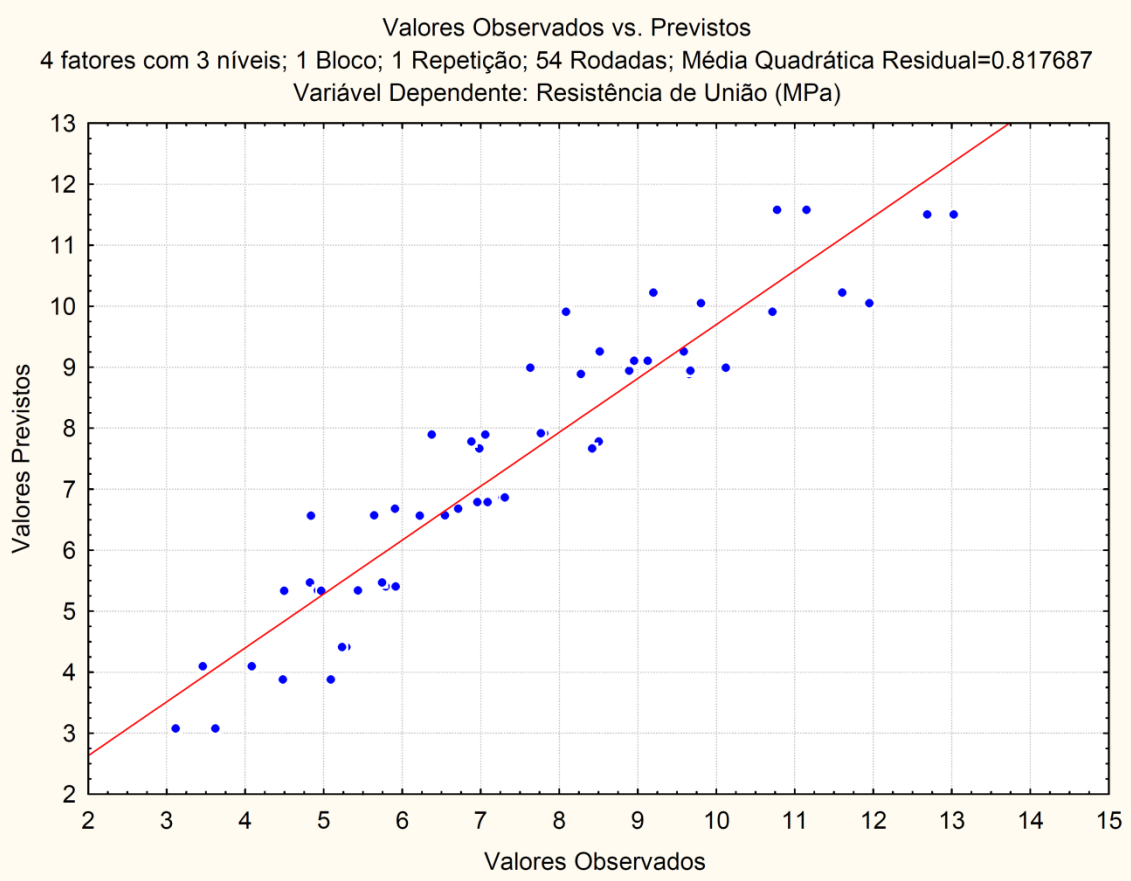


Figura 12 – Valores Observados (simulados) versus Valores Previstos pela regressão linear [211].

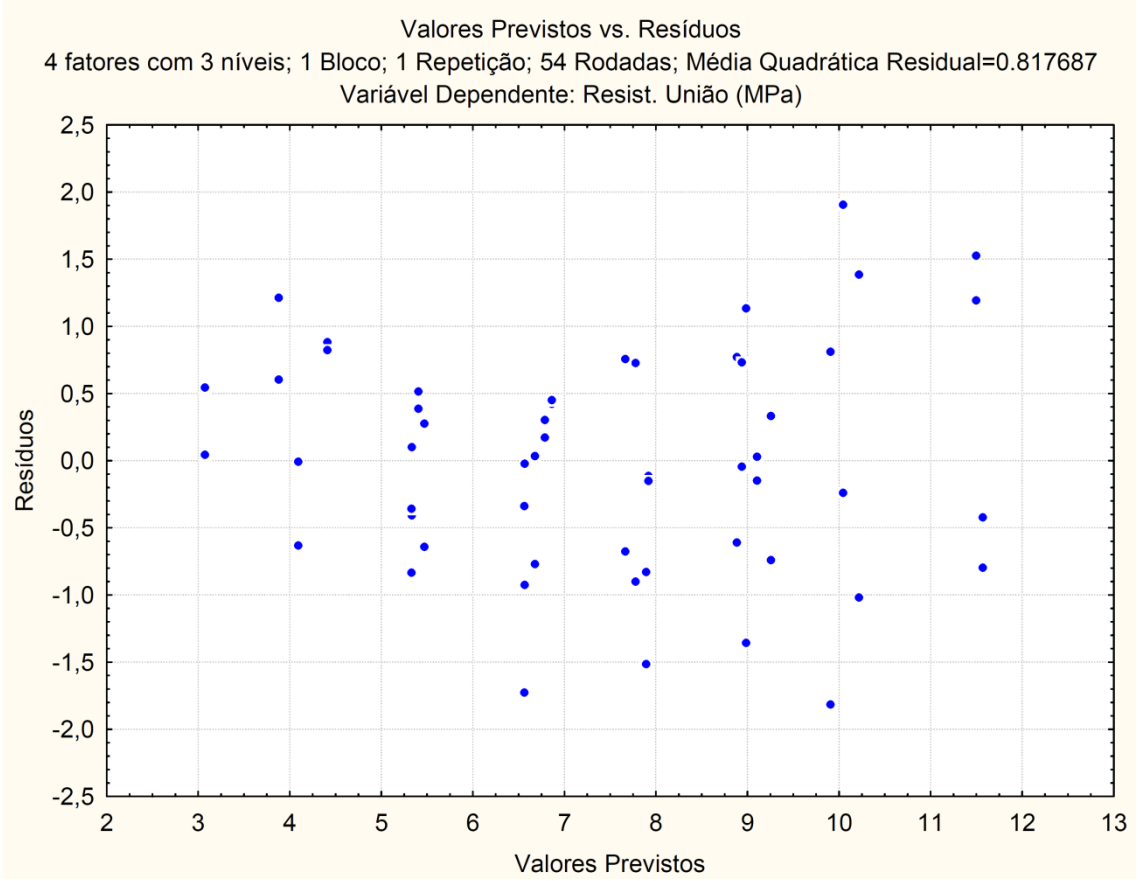


Figura. 13 - Resíduos comparados aos valores previstos da variável depende [211].

3.2.1 – Teste de Normalidade

A normalidade da variável dependente pode ser aferida pelo aspecto do Histograma da Figura 14 e pelo valor da estatística do teste de Shapiro-Wilk. O valor da estatística do teste de Shapiro-Wilk calculado pelo software Statistica é W=0.97500 e o valor-p=0.31661. Como o valor-p=0.31661 é maior que 0.05, deve-se rejeitar a hipótese de não normalidade dos dados (hipótese nula), ou seja, a distribuição é normal.

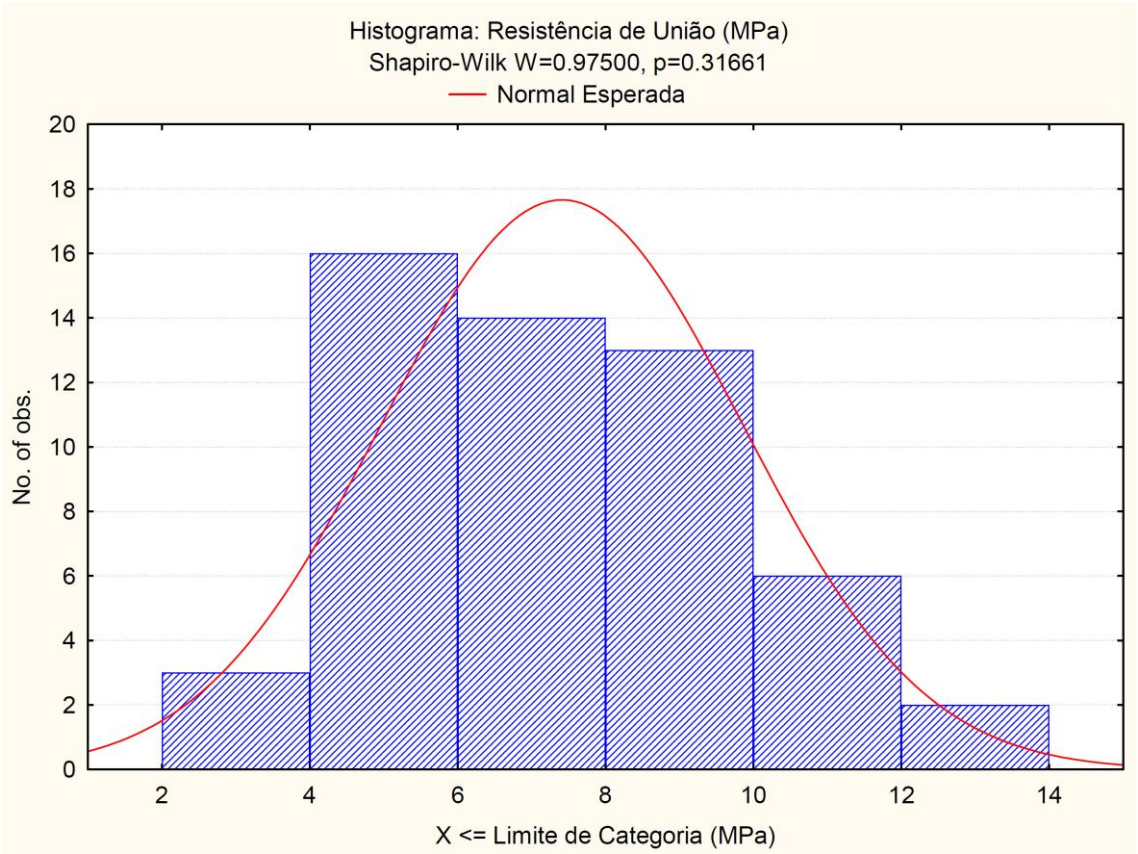


Figura 14 – Histograma da variável dependente “Resistência de União” [211].

3.2.2 - Gráficos 3D de superfície

Os Gráficos 3D de superfície permitem avaliar simultaneamente a influência de dois fatores na variável dependente.

As Figuras 15, 16, 17, 18, 19 e 20 mostram um efeito combinado de dois fatores de cada vez na Resistência de União. Pode-se perceber que o fator Tipo de Irrigante (x_4) não tem influência na Resistência de União e que o fator Tipo de Cimento (x_1) é o que tem maior influência, o que está de acordo com o modelo de simulação. Os gráficos mostram que não existem interações significativas, mas podem ser visualizados os efeitos combinados das variáveis independentes na Resistência de União. Esses resultados eram esperados uma vez que o modelo matemático utilizado apresenta valores de coeficientes muito baixos de resistência de união para as interações entre as variáveis independentes Tipo de Cimento, Tempo de Cura, Tipos

de Tratamento de Superfície e Tipos de Irrigante. A intensão era verificar se o software Statística era capaz de identificar a equação linear proposta e as interações e combinações ideais entre as variáveis independentes. O que de fato ocorreu.

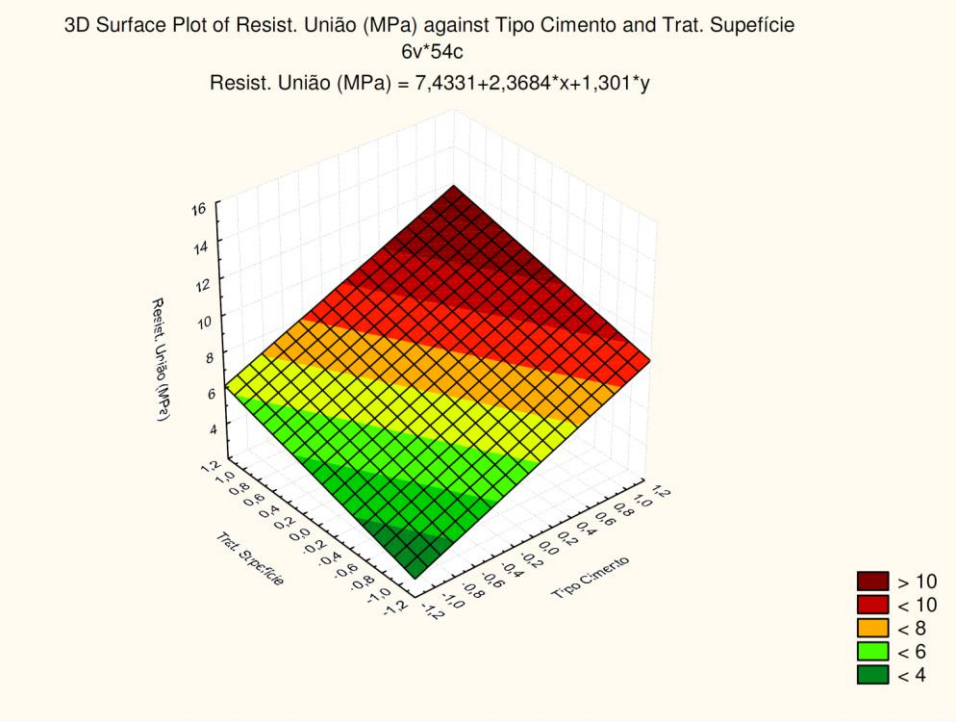


Figura 15 – O gráfico apresenta a “Resistência de União” (eixo z) versus “Tipo de Cimento” (eixo x) versus tipo de “Tratamento de Superfície” (eixo y). Nota-se que a combinação que apresenta a maior resistência de união é entre o cimento tipo C e o tratamento de superfície com silano. A que apresenta menor resistência de união é entre o cimento do tipo A sem tratamento de superfície [211].

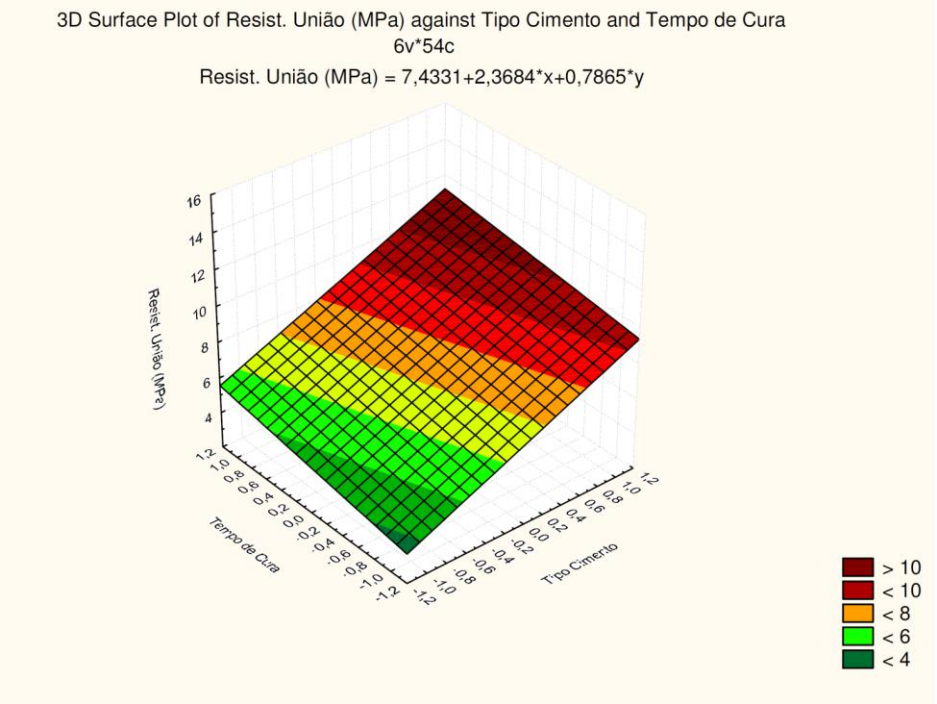


Figura 16 – “Resistência de União” (eixo z) versus “Tipo de Cimento” (eixo x) versus “Tempo de Cura” (eixo y). Nota-se que a combinação que apresenta a maior resistência de união é entre o cimento tipo C e o maior tempo de cura – 30 dias. A que apresenta menor resistência de união é entre o cimento do tipo A com o menor tempo de cura – 1 dia [211].

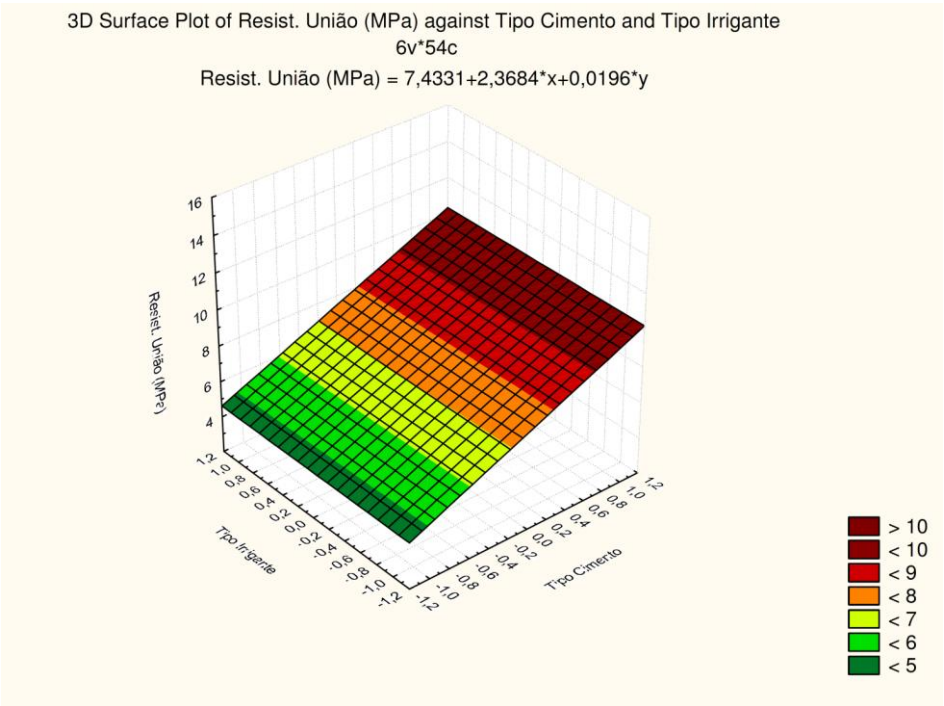


Figura 17 – “Resistência de União” (eixo z) versus “Tipo de Cimento” (eixo x) versus “Tipo de Irrigante” (eixo y). O tipo de irrigante não tem influência na resistência de união [211].

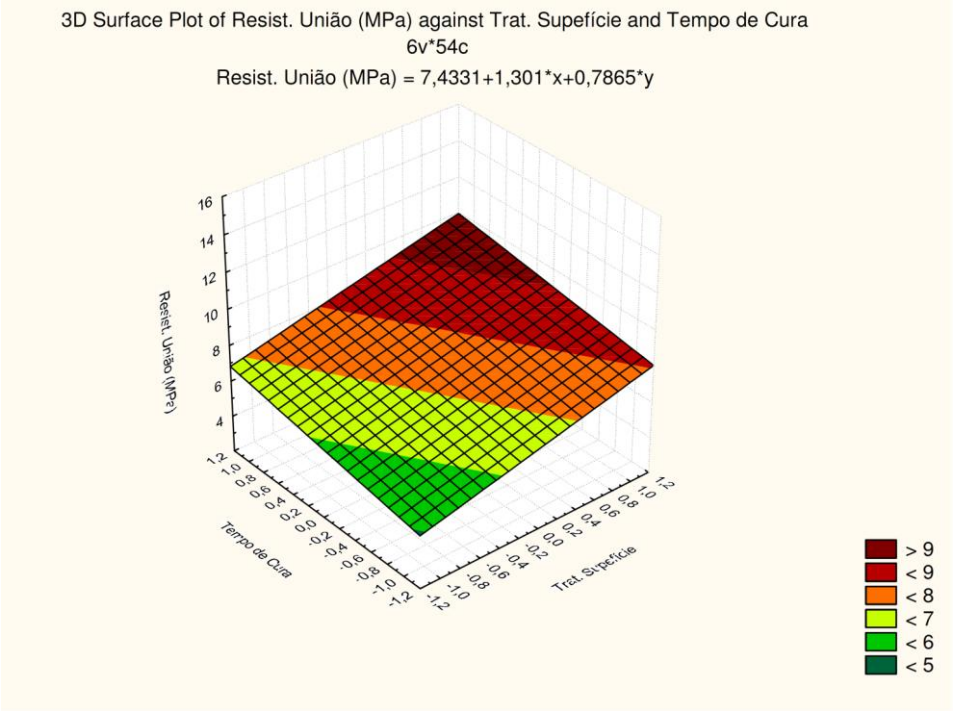


Figura 18 – “Resistência de União” (eixo z) versus “Tratamento de Superfície” (eixo x) versus “Tempo de Cura” (eixo y). Nota-se que a combinação que apresenta a maior resistência de união é entre o tempo de cura com 30 dias e o tratamento de superfície com silano. A que apresenta menor resistência de união é entre o tempo de cura de 1 dia e sem tratamento de superfície [211].

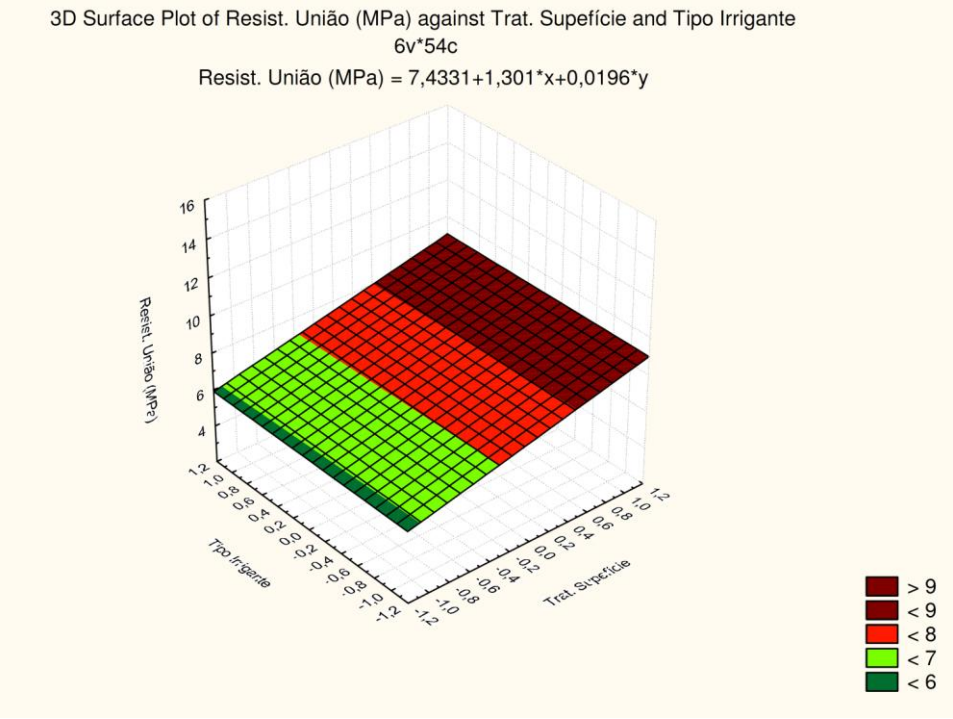


Figura 19 – “Resistência de União” (eixo z) versus “Tratamento de Superfície” (eixo x) versus “Tipo de Irrigante” (eixo y). O tipo de irrigante não tem influência na resistência de união [211].

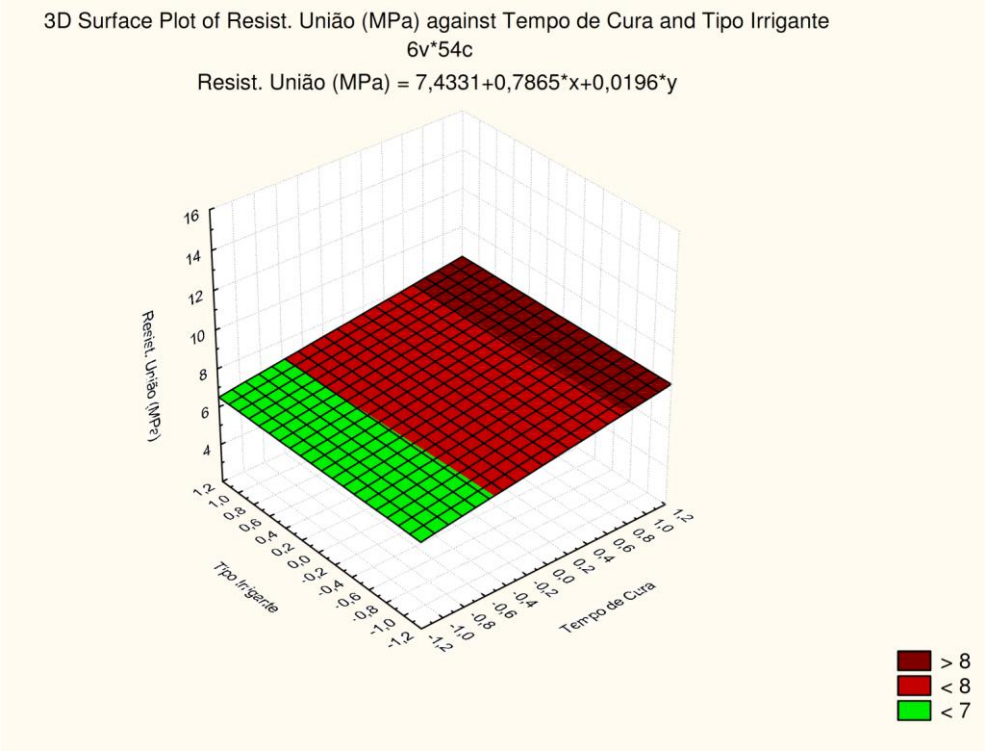


Figura 20 – “Resistência de União” (eixo z) versus “Tempo de Cura” (eixo x) versus “Tipo de Irrigante” (eixo y). O tipo de irrigante não tem influência na resistência de união [211].

3.3. Conclusões

O planejamento de experimento fatorial fracionário permite uma redução no número de experimentos em um teste, comparado com o planejamento fatorial pleno.

Foi proposta a melhoria dos ensaios de resistência de união pela aplicação de um planejamento de experimento de um ensaio de *pull-out* para determinar quais as variáveis são mais influentes

O planejamento proposto tem um número total de combinações possíveis de quatro fatores (x_1, x_2, x_3 e x_4), cada um podendo assumir três níveis (-1, 0 ou 1) é de 34 = 81 experimentos “DOE 3k“ (full factorial design). Optamos por aplicar o método Fatorial Fracionário, “DOE $3^{(k-p)}$”, que permite a redução do número de experimentos mantendo o nível de confiança dentro de limites aceitáveis. No caso desse estudo, permite a redução de 81 para 27 experimentos.

Os resultados obtidos permitiram identificar os coeficientes do modelo matemático com uma boa precisão, avaliar a normalidade da distribuição da variável dependente além de identificar os efeitos das interações dos fatores independentes.

Como resultado dos testes realizados no Statistica, pode-se concluir que a melhor resistência de união foi obtida com a combinação do cimento tipo C, tratamento de superfície com silano e tempo de cura de trinta dias.

O gráfico de Pareto permite visualizar a influência de cada fator na variável dependente. Os fatores que foram identificados como os que mais exercem influência o teste proposto foram os tipos de cimentos, tratamento de superfície e o tempo de espera para cura, considerando-se a regressão linear.

A tabela de estimativa dos efeitos apresenta os coeficientes de regressão linear calculados pelo Statistica a partir de dados simulados no Matlab do modelo "Modelo_DOE_341_X2.m". Os resultados mostram que os valores p inferiores a 0.05 correspondem à significância estatística dos coeficientes calculados para todos os fatores. Os fatores que têm significância estatística e que influenciam na resistência de união são o tipo de cimento, o tratamento de superfície e o tempo de espera para a cura (a hipótese nula foi aceita, considerando-se como hipótese nula que os cimentos, o tratamento de superfície e o tempo de espera para a cura influenciam nos resultados de testes de resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina).

A normalidade foi verificada utilizando-se a estatística de Shapiro-Wilk. A normalidade da variável dependente pode ser aferida pelo aspecto do Histograma e pelo valor da estatística do teste de Shapiro-Wilk. O valor da estatística do teste de Shapiro-Wilk foi calculado pelo software Statistica (W=0.97500) sendo o valor-p=0.31661. Como o valor-p=0.31661 é maior que 0.05, deve-se rejeitar a hipótese nula de não-normalidade, devendo-se aceitar a hipótese alternativa de que a distribuição é normal.

A análise do conjunto de gráficos 3D de superfície monstram que o fator "Tipo de Irrigante" (x_4) não tem influência na "Resistência de União" e que o fator "Tipo de Cimento" (x_1) é o que tem maior influência, o que está de acordo com o modelo de simulação.

O gráfico de resultados observados versus valores previstos comparou os resultados observados (simulados no Matlab) com os valores previstos na regressão linear obtida no Statistica. Observa-se uma distribuição em torno da reta vermelha que

representa os valores previstos pela regressão linear, mostrando a adequação da regressão.

Essa adequação pode ser verificada, também, pelo gráfico de resíduos, onde são apresentados os resíduos comparados aos valores preditos da variável dependente, os quais estão bem distribuídos e com média aproximadamente nula.

Considerações finais

Os testes de resistência de união de pinos de fibra de vidro à dentina são realizados por vários métodos de teste mecânico. O enorme número de variáveis dos testes envolvidos e nenhum acordo real sobre a normatização dos testes, dificultam a comparação dos resultados. A maioria dos testes realizados, na literatura entre 2007 e 2015, foram testes de *push-out* (75%), de *pull-out* (13%) e microtração (11,9%), mostrando uma inversão em comparação com os resultados encontrados em estudos publicados entre 2005 e 2010, quando os testes push-out foram utilizados numa proporção de 2% e o teste de microtração em uma proporção de 67%. O teste de *push-out* emerge como uma ferramenta prática para avaliar a resistência ao cisalhamento interfacial entre os pinos de fibra de vidro e as paredes dos canais radiculares e tem a vantagem de simular mais precisamente o quadro clínico. Por outro lado, investigar-se a retenção dos pinos à raiz dos canais parece ser mais útil do que se testar as forças de união dos pinos de fibra.

A qualidade dos ensaios pode ser melhorada pela aplicação de protocolos padronizados na metodologia dos testes. No entanto, as maiores limitações estão relacionadas com a utilização de dentes com estruturas diferentes, tais como diferentes espessuras de dentina e formatos diferentes de canal. Estas diferenças na estrutura do dente tornam difícil a padronização da espessura do cimento resinoso e a preparação do espaço do pino, por exemplo.

Os testes de resistência de união são realizados após a cimentação do pino de fibra de vidro no canal radicular. A cimentação do pino de fibra de vidro é realizada com cimentos resinosos que podem ser associados a sistemas adesivos que aderem o pino à dentina. As propriedades destes materiais são críticas, como o agente de cimentação que não possui todas as propriedades ideais para promover a adesão de pinos de fibra de vidro à dentina e não há consenso sobre quais agentes de irrigação devem ser usados durante a preparação dos canais radiculares e sua influência sobre a degradação do adesivo. Em adição, há outros fatores críticos a serem levados em conta. Por exemplo, a geometria do canal radicular e do pino (isto é, a escolha entre as seções transversais circulares e ovais de canais e pinos podem afetar os resultados dos testes), o tipo de carga aplicada no teste pode interferir nos resultados do teste (a aplicação de uma carga anormal na amostra ou no mecanismo de fixação altera significativamente a distribuição de tensões na interface de união).

Durante a revisão bibliográfica foi observado que nenhum dos estudos revistados abordava modelos matemáticos para os ensaios propostos, nem o planejamento de experimento. Após a descrição das variáveis que interferem nos testes de resistência de união aplicados em pinos de fibra de vidro e dentina foi proposta a melhoria dos ensaios de resistência de união pela aplicação de um planejamento de experimento de um ensaio de *pull-out* para determinar quais as variáveis são mais influentes nas respostas. Foi proposto um modelo matemático, no software Matlab 2012 (The MathWorks, Inc.) para simular o comportamento da resistência de união *pull-out* de um pino de fibra de vidro à dentina, utilizando-se como fatores independentes três tipos de cimento, três tipos de preparação de superfície do pino, três tempos de cura do cimento e três tipos de irrigante. No modelo, foram consideradas as influências desses fatores individualmente, suas interações, e foi adicionada a variabilidade aos resultados.

Foi utilizado o software Statistica 8 (StatSoft, Inc.) para gerar a sequência dos testes (54 experimentos). Essa sequência de testes foi utilizada no modelo matemático de simulação do Matlab para se obter um conjunto de dados de resistência de união que foram exportados para o software Statistica e, em seguida, analisados.

Uma vez que se conhecia o modelo matemático criado no Matlab, ao se utilizar o software Statistica, foi verificada a influência dos fatores independentes na resistência de união conhecendo-se apenas os dados de resistência de união exportados do Matlab para o Statistica, a partir de um número mínimo de experimentos. Dessa forma, foi simulada uma situação real onde se efetuaram experimentos variando-se os fatores independentes e medindo-se a variáveis dependentes (no caso foi proposto apenas uma variável dependente = resistência de união).

Apesar das limitações desse estudo de não poder realizar os testes de resistência de união de pinos de fibra de vido em dentina, os resultados obtidos permitiram identificar os coeficientes do modelo matemático com uma boa precisão, avaliar a normalidade da distribuição da variável dependente além de identificar os efeitos das interações dos fatores independentes.

Porpõe-se para estudos futuros a realização do planejamento de experimento a partir dos resultados obtidos em testes de *pull-out; e* a análise da influência do formato dos canais e dos pinos através desse teste, já que foram encontrados poucos estudos com esses objetivos.

Referências

[1] KALKAN, M., USUMEZ, A., OZTURK, A.N. and BELLI, S., ESKITASCIOGLU, G. Bond strength between root dentin and three glass-fiber post systems. **J. Prosthet. Dent**. 96, 41– 46, 2006.

[2] SUMMIT, J.B., ROBBINS, J.W. and SCHWARTZ, R.S., **Fundamentals of Operative Dentistry**. Quintessence, Chicago. 2nd ed., pp. 546-66, 2001.

[3] BATEMAN, G., RICKETTS, D.N. and SAUNDERS, W.P., Fibre-based post systems: a review. **Br. Dent. J**. 195, 43–48, 2003.

[4] BOUILLAGUET, S., TROESCH, S., WATAHA, J.C., KREJCI, I., MEYER, J.M., and PASHLEY, D.H., Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. **Dent. Mater.** 19(3), 199-205, 2003.

[5] MORRIS, M.D., LEE, K.W., AGEE, K.A., BOUILLAGUET, S., and PASHLEY, D.H., Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. **J. Endod.** 27(12), 753-757, 2001.

[6] BITTER, K., PARIS, S., MARTUS, P., SCHARTNER, R., and KIELBASSA, A.M., A Confocal Laser Scanning Microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentine. **Int. Endod.** J. 37, 840– 848, 2004.

[7] WHITWORTH, J.M., WALLS, A.W.G., and WASSEL, R.W., Crowns and coronal restorations: edodontic considerations: the pulp, the root-treated tooth and the crown. **Br. Dent. J.** 192, 315 – 327, 2002.

[8] CASTELLAN, C.S., SANTOS-FILHO, P.C., SOARES, P.V., SOARES, C.J., and CARDOSO, P.E., Measuring bond strength between fiber post and root dentin: a comparison of different tests. **J. Adhes. Dent.** 12(6), 477-485, 2010.

[9] FINGER, W.J., Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. **Am. J. Dent.**1:184–188, 1988.

[10] RETIEF, D.H., Standardizing laboratory adhesion tests. **Am. J. Dent.** 4, 231–236, 1991.

[11] OILO, G.Bond strength testing – what does it mean? **Int. Dent. J.** 43, 492–498, 1993.

[12] WATANABE, I., and NAKABAYASHI, N., Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan**. J. Dent**. 22, 67–72 (1994).

[13] PASHLEY, D.H., SANO, H., CIUCCHI, B., YOSHIYAMA, M., and CARVALHO, R.M., Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dent. Mater.** 11, 117–125, 1995.

[14] Dental materials - testing of adhesion to tooth structure. Second ed. Switzerland: 2003. Technical specification ISO/TS 11405.

[15] SANO, H., SHONO, T., SONODA, H., TAKATSU, T., CIUCCHI, B., CARVALHO, R., and PASHLEY, D.H., Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – evaluation of a micro-tensile bond test. **Dent. Mater.** 10(4), 236-240, 1994.

[16] GORACCI, C., SADEK, F.T., MONTICELLI, F., CARDOSO, P.E.C., and FERRARI, M., Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strength. **Dent. Mater.** 20, 643–654, 2004.

[17] BRAGA, R.B., MEIRA, J.B.C., BOARO, L.C. C., and XAVIER, T.A., Adhesion to tooth structure: A critical review of "macro" test methods. **Dent. Mater.** 26, 38-49, 2010.

[18] SIRISHA, K., TANKONDA, R., YALAVARTHI, R., and PABBATI, R., Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. **J. Conserv. Dent.** 17(5), 420–426, 2014.

[19] ROSA, R.A., BARRETO, M.S., MORAES, R. do A., BROCH, J., BIER, C.A., SÓ, M.V., KAIZER, O.B., and VALANDRO, L.F., Influence of endodontic sealer composition and time of fiber post cementation on sealer adhesiveness to bovine root dentin. **Braz. Dent. J.** 24(3), 241-246, 2013.

[20] BONFANTE, G., KAIZER, O.B., PEGORARO, L.F., and do VALLE, A.L., Tensile bond strength of glass fiber posts luted with different cements. **Braz. Oral Res.** 21(2), 159- 164, 2007.

[21] PELEGRINE, R.A., De MARTIN, A.S., CUNHA, R.S., PELEGRINE, A.A., and Da SILVEIRA BUENO, C.E., Influence of chemical irrigants on the tensile bond strength of an adhesive system used to cement glass fiber posts to root dentin. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.** 110(5), e73-6, 2010.

[22] PANE, E.S., PALAMARA, J.E., and MESSER, H.H., Critical evaluation of the push-out test for root canal filling materials. **J. Endod.** 39, 669–73, 2013.

[23] FERRARI, M., CAGIDIACO, M.C., GORACCI, C., VICHI, A., MASON, P.N., RADOVIC, I., and TAY, F., Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **Am. J. Dent.** 20, 287-291, 2007.

[24] SCHMITTER, M., RAMMELSBERG, P., and GABBERT, O., Influence of clinical baseline findings on the survival of 2 post systems: a randomized clinical trial. **Int. J. Prosthodont.** 20, 173-178, 2007.

[25] RADOVIC, I., MONTICELLI, F., GORACCI, C., CURY, A.H., CONIGLIO, I., VULICEVIC, Z.R., GARCIA-GODOY, F., and FERRARI, M., Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. **J. Dent.** 35(6), 496-502, 2007.

[26] WANG, Y.J., ZHANG, L., CHEN, J.H., and GORACCI, C., J., Influence of C-factor on the microtensile bond strength between fiber posts and resin luting agents **Adhes. Dent.** 10(5), 385-91, 2008.

[27] CAGIDIACO, M.C., GORACCI, C., GARCIA-GODOY, F., and FERRARI, M., Clinical studies of fiber posts: a literature review. **Int. J. Prosthodont.** 21:328-336, 2008.

[28] SILVA, L.M., ANDRADE, A.M., MACHUCA, M.F.G., SILVA, P.M.B., SILVA, R.V.C., and VERONEZI M.C., Influence of diferente adhesive systems on the pull-out bond strength of glass fiber posts. **J. Appl. Oral Sci.** 16(3), 232–235, 2008.

[29] CARVALHO, C.A., CANTORO, A., MAZZONI, A., GORACCI, C., BRESCHI, L., and FERRARI, M., Effect of etanol application on post-luting to intraradicular dentine. **Int. Endod. J.** 42, 129–135, 2009.

[30] TEIXEIRA, C.S., ALFREDO, E., THOMÉ, L.H.C., GARIBA-SILVA, R., YARA, T., SILVA-SOUZA, C., and DAMIÃO SOUZA-NETO, M., Adhesion of an endodontic sealer to dentin and gutta-percha: shear and push-out bond strength measurements and SEM analysis. **J. Appl. Oral Sci.** 17.2, 129–135, 2009.

[31] GALHANO, G., de MELO, R.M., VALANDRO, L.F., and BOTTINO, M.A., Comparison of resin push-out strength to root dentin of bovine- and human-teeth. Indian **J. Dent. Res**. 20, 332–6, 2009.

[32] CONIGLIO, I., GARCIA-GODOY, F., MAGNI, E., CARVALHO, C.A., and FERRARI, M., Resin cement thickness in oval-shaped canals: oval vs. circular fiber

posts in combination with different tips/drills for post space preparation. **Am. J. Dent.,** 22, 290–294, 2009.

[33] MAZZONI, A., MARCHESI, G., CADENARO, M., MAZZOTTI, G., Di LENARDA, R., FERRARI, M., and BRESHI, L., Push-out stress for fibre posts luted using different adhesive strategies. **Eur. J. Oral Sci.** 117, 447–453, 2009.

[34] YAVIRACH, P., CHAIJAREENONT, P., BOONYAWAN, D., PATTAMAPUN, K., Tunma, S.,TAKAHASHI, H., and ARKSOMNUKIT, M., Effects of plasma treatment on the shear bond strength between fiber-reinforced composite posts and resin composite for core build-up. **Dent. Mater. J.** 28(6), 686-92, 2009.

[35] SALZ, U., and BOCK, T., Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - A review. **J. Adhes. Dent.** 12, 343–71, 2010.

[36] STEWARDSON, D.A., SHORTALL, A.C., MARQUIS, P.M., and LUMLEY, P.J., The flexural properties of endodontic post materials. **Dent. Mater.** 26, 730–736, 2010.

[37] RÖDIG, T., NUSIME, A.K., KONIETSCHKE, F., and ATTIN, T., Effects of different luting agents on bond strengths of fiber-reinforced composite posts to root canal dentin. **J. Adhes. Dent.** 12, 197– 205, 2010.

[38] de SOUSA-MENEZES, M., QUEIROZ, E.C., SOARES, P.V., FARIA-E-SILVA, A.L., SOARES, C.J., and MARTINS, L.R., Fiber post etching with hydrogen peroxide: effect of concentration and application time. **J. Endod.** 37(3), 398-402, 2011.

[39] BARBIZAM, J.V.B., TROPE, M., TANOMARU-FILHO, M., TEIXEIRA, E.C.N., and TEIXEIRA, F.B., Bond strength of different endodontic sealers to dentin: push-out test. **J. Appl. Oral Sci.** (6), 644–647, 2011.

[40] SILVA, R.A., COUTINHO, M., CARDOZO, P.I., SILVA, L.A., and ZORNATTO, J.R., Conventional dual-cure versus self-adhesive resin cements in dentin bond integrity. **J. Appl. Oral Sci.** 19(4), 355-62, 2011.

[41] FARINA, A.P., CECCHIN, D., GARCIA, L.da F., NAVES, L.Z., and PIRES-DE-SOUZA, F. de C., Bond strength of fibre glass and carbono fibre posts to the root canal walls using different resin cements. **Aust. Endod. J.** 37(2), 44–50, 2011.

[42] CARVALHO, C.A., BRESCHI, L., NAVARRO, M.F., ATTA, M.T., and FERRARI, M., Push-out bond strength and SEM evaluation of a new bonding approach into the root canal. **J. Appl. Oral Sci.** 20(6), 613–619, 2012.

[43] OZCAN, E., ÇAPAR, I.D., CETIN, A.R., TUNÇDEMIR, A.R., and AYDINBELGE, H.A, The effect of calcium silicate-based sealer on the push-out bond strength of fibre posts. **Aust. Dent. J.** 57, 166–170 (2012).

[44] BITTER, K., EIRICH W., NEUMANN, K., WEIGER, R., and KRASTL, G., Effect of cleaning method, luting agent and preparation procedure on the retention of fi bre posts. **Int. Endod. J.** 45, 1116–1126, 2012.

[45] MOZAYENI, M. A., ZADEH Y. M., PAYMANPOUR, P., ASHRAF, H., and MZAYANI, M., Evaluation of push-out bond strength of AH26 sealer using MTAD and combination of NaOCl and EDTA as final irrigation. **Dent. Res. J. (Isfahan)** 10(3), 359–363, 2013.

[46] TÜRKER, S.A., UZUNOGLU, E., and YILMAZ, Z., Effects of dentin moisture on the push-out bond strength of a fiber post luted with different self-adhesive resin cements. **Restor. Dent. Endod.** 38(4), 234–240, 2013.

[47] YAHYAZADEHFAR, M., IVANCIK, J., MAJD, H., An, B., ZHANG, D., and AROLA, D., On the Mechanics of Fatigue and Fracture in Teeth. **Appl. Mech. Rev.** 66.3, 0308031–03080319, 2014.

[48] DAS, A., KOTTOR, J., MATHEW, J., KUMAR, S., and GEORGE, S., Dentine microhardness changes following conventional and alternate irrigation regimens: An in vitro study. **J. Conserv. Dent.** 17(6), 546–549, 2014.

[49] GAITAN-FONSECA, C., COLLART-DUTILLEUL, P., SEMETEY, V., ROMIEU, O., CRUZ, R., FLORES, H., CUISINIER, F., PÉREZ, E., and POZOS-GUILLEN, A., Chemical treatment of the intra-canal dentin surface: a new approach to modify dentin hydrophobicity. **J. Appl. Oral Sci.** 21(1), 63– 67, 2013.

[50] SADULLAH, K., ÖZER, S. Y., ADIGÜZEL, O., ORUÇOGLU, H., DEGER, Y., TÜMEN, E. C., and UYSAL, I., Comparison of Apical Microleakage of Dual-Curing Resin Cements with Fluid-Filtration and Dye Extraction Techniques. **Med. Sci. Monit.** 21, 937–944, 2015.

[51] KOIBUCHI, H., YASUDA, N., NAKABAYASHI, N., Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. **Dent Mater.**17:122–6, 2001.

[52] TANI, C., FINGER, W.J., Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. **J Adhes Dent.** 4:283–9, 2002.

[53] NEEL, E. A. A. , BOZEC, L., PEREZ, R.A., KIM, H-W., and KNOWLES, J.C., Nanotechnology in dentistry: prevention, diagnosis, and therapy. International Journal of Nanomedicine. **Int. J. Nanomedicine** 10, 6371-6394, 2015.

[54] JANG, D.-E., LEE, J.-Y., JANG, H.-S., LEE, J.-J., and SON, M.-K., Color stability, water sorption and cytotoxicity of thermoplastic acrylic resin for non metal clasp denture. **J. Adv. Prosthodont.** 7(4), 278-287, 2015.

[55] FARINA, A.P., CHIELA, H., CARLINI-JUNIOR, B., MESQUITA, M.F., MIYAGAKI, D.C., FERRAZ, C.C.R., VIDAL, C.M.P., and CECCHIN, D., Influence of Cement Type and Relining Procedure on Push-Out Bond Strength of Fiber Posts after Cyclic Loading. **J. Prosthodont.** 25, 54–60, 2016.

[56] MACEDO, V.C., SOUZA, N.A.Y., FARIA E SILVA, A.L., COTES, C., da SILVA, C., MARTINELLI, M., and KIMPARA, E.T., Pullout Bond Strength of Fiber Posts Luted to Different Depths and Submitted to Artificial Aging. **Oper. Dent.** 38-4, E128-E133, 2013.

[57] CHEN, Q., CAI, Q., LI, Y., WEI, X.Y., HUANG, Z., and WANG, X.Z., Effect on push-out bond strength of glass-fiber posts functionalized with polydopamine using different adhesives. **J. Adhes. Dent.** 16, 177–184, 2014.

[58] SHIRINZAD, M., EBADI, S., SHOKRIPOUR, M., and DARABI, M., An In vitro Evaluation of the Effect of Four Dentin Bonding System on the Bond Strength between Quartz Fiber Post and Composite Core. **J. Dent.** (Shiraz) 15(1): 22–27, 2014.

[59] MAJETI, C., VEEMACHANENI, C., MORISETTY, P.K., RAO, S.A., and Tummala, M., A Simplified Etching Technique to Improve the Adhesion of Fiber Post. **J. Adv. Prosthodont.** 6.4, 295–301, 2014.

[60] CECCHIN, D., FARINA, A.P., Giacomin, M., Vidal C.M.P., Carlini-Junior, B., and Ferraz, C.C.R., Influence of Chlorhexidine Application Time on the Bond Strength between Fiber Posts and Dentin**. J. Endod.** 40(12), 2045-8, 2014.

[61] MOSSHARRAF R., and ZARE, R., Effect of the Type of Endodontic Sealer on the Bond Strength Between Fiber Post and Root Wall Dentin. **J. Dent.** (Tehran) Jul; 11(4): 455–463, 2014.

[62] SARKIS-ONOFRE, R., SKUPIEN, J.A., CENCI, M.S., MORAES, R.R., and PEREIRA-CENCI, T., The Role of Resin Cement on Bond Strength of Glass-fiber Posts Luted Into Root Canals: A Systematic Review and Meta-analysis of In Vitro Studies. **Oper. Dent**., Vol. 39, No 1, E31-E44, 2014.

[63] GORACCI, C., GRANDINI, S., BOSSU, M., BERTELLI, E., and FERRARI, M., Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. **J. Dent.** 35, 827– 35, 2007.

[64] FARIA-E-SILVA, A.L., MENEZES, M. de S., SILVA, F.P., REIS, G.R., and MORAES, R.R., Intra-radicular dentin treatments and retention of fiber posts with self-adhesive resin cements. **Braz. Oral Res.** 27, 14-19, 2013.

[65] SALES, G.C.F., GUSMÃO, E.S., dos SANTOS, R.L., CARLO, H.L., de BARROS, S., and de FIGUEIREDO, V.W.G., Effect of periodontal disease on the bond strength of fiber post cemented with different adhesive systems and resin luting agents. **Appl. Adhes. Sci.** 2, 11, 2014.

[66] De MUNCK, J., MINE, A., POITEVIN, A., VAN ENDE, A., and VAN MEERBEEK, B., Testing bond strength: A review of the literature. **Dent. Mater.** 26, e125-e157, 2010.

[67] SARAIVA, L.O., AGUIAR, T.R., COSTA, L., CORRER-SOBRINHO, L., MUNIZ, L., and MATHIAS, P., Effect of different adhesion strategies on fiber post cementation: Push-out test and scanning electron microscopy analysis. Contemp. **Clin. Dent.** 4(4), 443-7, 2013.

[68] GORACCI, C., TAVARES, A.U., FABIANELLI, A., MONTICELLI, F., RAFFAELLI, O., CARDOSO, P.C., TAY, F., and FERRARI, M., The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. **Eur. J. Oral Sci.** 112, 353–361, 2004.

[69] FARINA, A.P., CECCHIN D., GARCIA, L.F.C., NAVES, L.Z., CORRER SOBRINHO, L., and PIRES-DE-SOUZA, F. de C., Bond strength of fiber posts in different root thirds using resin cement. **J. Adhes. Dent.** 13(2), 179-86, 2011.

[70] GRAIFF L., RASERA, L., CALABRESE, M., and VIGOLO, P., Bonding Effectiveness of Two Adhesive Luting Cements to Glass Fiber Posts: Pull-Out Evaluation of Three Different Post Surface Conditioning Methods. **Int. J. of Dentistry**, v 2014, p.1-9, Article ID 148571, 2014.

[71] PHRUKKANON, S., BURROW, M.F., and TYAS, M.J., The effect of dentine location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentine. **J. Dent.** 27(4), 265-74, 1999.

[72] PERDIGÃO, J., GOMES, G., and AUGUSTO, V., The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. **J. Prosthodont.** 16(3), 154-164, 2007.

[73] KHALIGHINEJAD, N., Feiz, A., FAGHIHIAN, R., and SWIFT, E.J. Jr., Effect of dentin conditioning on bond strength of fi ber posts and dentin morphology: a review. **Am. J. Dent.** 27, 3–6, 2014.

[74] BITTER, K., PARIS, S., MUELLER, J., NEUMANN, K., and KIELBASSA, A.M., Correlation of scanning electron and confocal laser scanning microscopic analyses for visualization of dentin/adhesive interfaces in the root canal. **J. Adhes. Dent.** 11, 7–14, 2009.

[75] TUNCDEMIR, A.R., YILDIRIM, C., OZCAN, E., and POLAT, S., The effect of a diode laser and traditional irrigants on the bond strength of self-adhesive cement. **J. Adv. Prosthodont.** 5(4), 457-63, 2013.

[76] MARTINHO, F.C., CARVALHO, C.A., OLIVEIRA, L.D., de LACERDA, A.J., XAVIER, A.C., AUGUSTO, M.G., ZANATTA, R.F., and PUCCI, C.R., Comparison of different dentin pretreatment protocols on the bond strength of glass fiber post using self-etching adhesive. **J. Endod.** 41(1), 83-7, 2015.

[77] BITTER, K., AsSCHENDORFF, L., NEUMANN, K., BLUNCKl, U., and STERZENBACH, G., Do chlorhexidine and ethanol improve bond strength and durability of adhesion of fiber posts inside the root canal? **Clin. Oral Investig.** 18(3), 927-34, 2014.

[78] AMARAL M., RIPPE, M.P., BERGOLI, C.D., MONACO, C., and VALANDRO, L.F., Multi-step adhesive cementation versus one-step adhesive cementation: push-out bond strength between fiber post and root dentin before and after mechanical cycling. **Gen.Dent.** 59(5), e185-91, 2011.

[79] CECCHIN, D., de ALMEIDA, J.F., GOMES, B.P., ZAIA, A.A., and FERRAZ, C.C., Influence of chlorhexidine and ethanol on the bond strength and durability of the adhesion of the fiber posts to root dentin using a total etching adhesive system. **J. Endod.** 37, 1310–1315, 2011.

[80] LINDBLAT, R.M., LASSILA, L.V., SALO, V., VALLITTU, P.K., and TJADERHANE, L., One year effect of chlorhexidine on bonding of fi bre-reinforced composite root canal post to dentine. **J. Dent.** 40, 718–722, 2012.

[81] TANG, W., W,U Y., and SMALES, R.J., Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. **J. Endod.** 36, 609–617, 2010.

[82] MARSHAL G.W., KINNEY, J.H., and BALOOCH M., The dentin substrate: structure and proprierties related to bonding. **J. Dent.** 25, 441-58, 1997.

[83] De, MUNCK, J., Van LANDUYT, K., PEUMANS, M., POITEVIN, A., LAMBRECHTS, P.,BRAEM, M., and VAN MEERBEEK, B., A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. **J. Dent. Res.** 84(2), 118-32, 2005.

[84] FERRARI, M., and MANNOCCI, F., A 'one-bottle' adhesive system for bonding a fibre post into a root canal: an SEM evaluation of the post-resin interface. **Int. Endod. J.** 33, 397–400, 2000.

[85] EBRAHIMI, S.F., SHADMAN, N., NASERY, E.B., and SADEGHIAN, F., Effect of polymerization mode of two adhesive systems on push-out bond strength of fiber post to different regions of root canal dentin. **Dent. Res. J. (Isfahan)** 11(1), 32-8, 2014.

[86] VALDIVIA, A.D., NOVAIS, V.R., MENEZES, M. S., ROSCOE M.G., ESTRELA, C., and SOARES, C.J., Effect of surface treatment of fiberglass posts on bond strength to root dentin. **Braz. Dent. J.** 25(4), 314-20, 2014.

[87] MONTICELLI, F., OSORIO, R., SADEK, F.T., RADOVIC I., TOLEDANO, M., and FERRARI, M., Surface treatments for improving bond strength to prefabricated fiber posts: A literature review. **Oper. Dent.** 33, 346–55, 2008.

[88] GORACCI, C., CORCIOLANI, G., VICHI, A., and FERRARI, M., Light-transmitting ability of marketed fiber posts. **J. Dent. Res.** 87(12): 1122-6, 2008.

[89] ZICARI, F., COUTHINO, E., DE MUNCK, J., POITEVIN, A., SCOTTI, R., NAERT, I., and VAN MEERBEEK, B., Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. **Dent. Mater.** 24(7), 967-77, 2008.

[90] RADOVIC I., MONTICELLI, F., GORACCI, C., VULICEVIC Z.R., and FERRARI, M., Self-adhesive resin cements: a literature review**. J. Adhes. Dent.** 10, 251-258, 2008.

[91] TAY, F.R., PASHLEY, D.H., YIU, C.K., SANARES, A.M., and WEI, S.H., Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. **J. Adhes. Dent**. 5, 27-40, 2003.

[92] BERGMANS, L., MOISIADIS, P., DE MUNCK, J., VAN MEERBEK, B., and LAMBRECHTS, P., Effect of polimerization srinkage on the sealing capacity of resin fillers for endodontic use. **J. Adhes. Dent.** 7(4), 321-9, 2005.

[93] AKSORNMUANG, J., NAKAJIMA, M., SENAWONGSE, P., and TAGAMI, J., Effects of C-factor and resin volume on the bonding to root canal with and without fi bre post insertion. **J. Dent.** 39, 422– 429, 2011.

[94] GAROUSHI, S.K., VALLITTU, P.K., WATTS, D.C. and LASSILA, L.V.J., Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber reinforced composite with semi-interpenetrating polymer network matrix. **Dent. Mater.** 24(2), 211–5, 2008.

[95] MAKAREWICZ, D., LE, BELL-RÖNNLÖF, A.M.B., LASSILA, L.V.J., and VALLITTU, P.K., Effect of Cementation Technique of Individually Formed Fiber-Reinforced Composite Post on Bond Strength and Microleakage. **Open. Dent. J.** 26(7), 68-75, 2013.

[96] FARIA E SILVA, A.L., ARIAS, V.G., SOARES, L.E., MARTIN, A.A., and MARTINS, L.R., Influence of fiber-post translucency on the degree of conversion of a dual-cured resin cement. **J. Endod.** 33(3), 303-305, 2007.

[97] TAY, F.R., LOUSHINE, R.J., LAMBRECHTS, P., WELLER, R.N., and PASHLEY, D.H., Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. **J. Endod.** 31(8), 584-589, 2005.

[98] LE BELL, A.M., TANNER, J., LASSILA, L.V., KANGASNIEMI, I., and VALLITTU, P.K., Depth of light-initiated polymerization of glass fiber-reinforced composite in a simulated root canal. **Int. J. Prosthodont.** 16(4), 403-408, 2003.

[99] FERRARI, M., CARVALHO, C.A., GORACCI, C., ANTONIOLLI, F., MAZZONI, A., MAZZOTTI, G., CADENARO, M., and BRESCHI, L., Influence of luting material filler content on post cementation. **J. Dent. Res.** 88, 951-956, 2009.

[100] SANARES, A.M., ITTHAGARUN, A., KING, N.M., TAY, F.R., and PASHLEY, D.H., Adverse surface interactions between one-bottle lightcure adhesives and chemical-cure composites. **Dent. Mater.** 17, 542-56, 2001.

[101] GRANDINI, S., CHIEFFI, N., CAGIDIACO, M.C., GORACCI, C., and FERRARI, M., Fatigue resistance and structural integrity of different types of fiber posts. **Dent. Mater**. J. 7, 687–94, 2008.

[102] SOARES CJ, PEREIRA JC, VALDIVIA ADCM, NOVAIS VR, and MENESES MS., Influence of resin cement and post configuration on bond strength to root dentine. **Int Endod J**; 45: 136-45, 2012.

[103] DE CASTRO ALBUQUERQUE R, POLLETO LT, FONTANA RH, and CIMINI CA, Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. **J Oral Rehabil.** Sep; 30(9):936-43, 2003.

[104] SIRIMAI, S., RIIS, N.D., and MORGANO, S.M., An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems, **J. Prosthet. Dent.** 81(3), 262–269, 1999.

[105] LASSILA, L.V., TANNER, J., LE BELL A.M., NARVA, K., and VALLITTU, P.K. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. **Dent. Mater.** 20, 29–36, 2000.

[106] FERRARI, M., VICHI, A., and GARCIA-GODOY, F., Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. **Am. J. Dent.** 13, 15B–18B, 2000.

[107] LINDBLAD, R.M., LASSILA, L.V., SALO, V., VALLITTU, P.K., and TJADERHANE, L., Effect of chlorhexidine on initial adhesion of fi ber-reinforced post to root canal. **J. Dent**. 38, 796–801, 2010.

[108] MALFERRARI, S., MONACO, C., and SCOTTI, R., Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. **Int. J. Prosthodont.** 16, 39–44, 2003.

[109] DEMIRYÜREK, E.O., KÜLÜNK, Ş., YÜKSEL, G., SARAÇ, D., and BULUCU, B., Effects of three canal sealers on bond strength of a fiber post**. J. Endod.** 36, 497–501, 2010.

[110] GOMES, G., and LEE, I.K., The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. Dent. Mater. 22, 752-8, 2006.

[111] KAHNAMOUEI, M., MOHAMMADI, N., NAVIMIPOUR, E., and SHAKERIFAR, M., Push-out bond strength of quartz fibre posts to root canal dentin using total-etch and self-adhesive resin cements. **Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal** 17(2), e337–e344, 2012.

[112] CALIXTO, L.R., BANDÉCA, M.C., CLAVIJO, V., ANDRADE, M.F., VAZ, L.G., and CAMPOS, E.A., Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post. **Oper. Dent.** 37(1), 80-6, 2012.

[113] D'ARCANGELO, C., CINELLI, M., DE ANGELIS, F., and D'AMARIO, M., The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. **J. Prosthet. Dent.** 98(3), 193–198, 2007.

[114] VALANDRO, L.F., and BOTTINO, M.A., Microtensile bond strength between Quartz fiber post and resin cement: Effect of post surface treatment**. J. Endodont. Mater.** 4, 271–4, 2003.

[115] SAHAFI, A., PEUTZFELDT, A., and RAVVNHOLT, G., Resistance to cyclic loading of teeth restored with posts. **Clin. Oral Invest.** 9, 84–90, 2005.

[116] BALBOSH, A., and KERN, M., Effect of surface treatment on the retention of glass-fiber endodontic posts. J. Dent. 95, 218–23, 2006.

[117] BITTER, K., PRIEHN, K., and MARTUS, P., In vitro evaluation of push-out bond strength of various luting agents to tooth colored posts. **J. Prosthet. Dent.** 95, 302–10, 2006.

[118] D'ARCANGELO, C., D'AMARIO, M., VADINI, M., DE ANGELIS, F. and CAPUTI, S., Influence of surface treatments on the flexural properties of fiber posts**. J. Endod.** 33, 864–7, 2007.

[119] XIBLE, A.A., DE JESUS TAVAREZ, R.R., DE ARAUJO, C. DOS R., and BONACHELA, W.C., Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. **J. Prosthet. Dent.** 95, 224–9, 2006.

[120] LIU, C., LIU, H., QIAN, Y-T., ZHU, S., and ZHAO, S-Q., The influence of four dual-cure resin cements and surface treatment selection to bond strength of fiber post. **Int. J. Oral Sci**. 6(1), 56–60, 2014.

[121] PAPACCHINI, F., MONTICELLI, F., RADOVIC, I., CHIEFFI, N., GORACCI, C., TAY, F.R., POLIMENI, A., and FERRARI, M., The application of hydrogen peroxide in composite repair. **J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater.** 82, 298–304, 2007.

[122] BITTER, K., NEUMANN, K., and KIELBASSA, A.M., Effects of pretreatment and thermocycling on bond strength of resin core materials to various fiber-reinforced composite posts. **J. Adhes. Dent.** 10, 481–9, 2008.

[123] KHOROUSHI, M., MAZAHERI, H., TARIGHI, P., SAMIMI, P., and KHALIGHINEJAD, N., Effect of antioxidants on push-out bond strength of hydrogen peroxide treated glass fiber posts bonded with two types of resin cement. **Restor. Dent. Endod.** 39(4), 303-9, 2014.

[124] TALEBIAN, R., KHAMVERDI, Z., NOURI, M., and KASRAEI, S., Effect of Ascorbic Acid on Bond Strength between the Hydrogen Peroxide-Treated Fiber Posts and Composite Resin Cores. **J. Conserv. Dent.** 17(3), 220–224, 2014.

[125] MACHADO, F.W., BOSSARDI, M., RAMOS, T.S., VALENTE, L.L., MÜNCHOW, E.A. and PIVA, E., Application of Resin Adhesive on the Surface of a Silanized Glass Fiber–reinforced Post and Its Effect on the Retention to Root Dentin. **J. Endod.** 41(1), 106-10, 2015.

[126] GORACCI, C., RAFFAELLI, O., MONTICELLI, F., BALLERI B., BERTELLI E., and FERRARI M., The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: Microtensile bond strength with and without post-silanization. **Dent. Mater.** 21(5), 437-444, 2005.

[127] PERDIGÃO, J., **Restoration of Root Canal-Treated Teeth**: An Adhesive Dentistry Perspective. Springer International Publishing, Switzerland, 1st ed., Chap. 9, pp. 181-203, 2016.

[128] PERDIGÃO, J., GOMES, G., and LEE, I.K., The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. **Dent. Mater.** 22, 752–758, 2006.

[129] ZICARI F., DE MUNCK, J., SCOTTI, R., NAERT, I., and VAN MEERBEEK, B., **Dent. Mater.** 28, 287–297 (2012).

[130] LAZARI, P.C., OLIVEIRA, R.C., ANCHIETA, R.B., ALMEIDA, E.O., FREITAS JUNIOR, A.C., KINA, S., and ROCHA, E.P., Factors affecting the cement-post interface. **J. Appl. Oral Sci.** 21.6 511–517, 2013.

[131] SPAZZIN, A.O., DE MORAES, R.R., CECCHIN, D., FARINA, A.P., CARLINI-JÚNIOR, B., and CORRER-SOBRINHO, L. Morphological analysis of glass, carbon and glass/carbon fiber posts and bonding to self or dual-cured resin luting agents. **J. Appl. Oral Sci.** 17(5), 476-80, 2009.

[132] EGILMEZ, F., ERGUN, G., CEKIC-NAGAS, I., VALLITTU, PK., and LASSILA, LV., Influence of cement thickness on the bond strength of tooth-colored posts to root dentin after thermal cycling. **Acta Odontol. Scand.** 71, 175–182, 2013.

[133] PRISCO, D., DE SANTIS, R., MOLLICA, F., AMBROSIO, L., RENGO, S., and NICOLAIS, L., Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically treated teeth. **Oper. Dent.** 28, 515-521, 2003.

[134] DAS, A.K., MUDDUGANGADHAR, B.C., AMARNATH, G.S., GARG, A., KUMAR, U., and RAO, T.R., Comparative Evaluation of Push Out Bond Strength of a Fiber Post System Using Four Different Resin Cements: An In-Vitro Study. **J. Int. Oral Health** 7(Suppl 1), 62–67, 2015.

[135] ER, Ö, KILIÇ, K., KILINÇ, H.I., ASLAN, T., Aand SAĞSEN, B., Evaluation of the resin cement thicknesses and push-out bond strengths of circular and oval fiber posts in oval-shapes canals. **J. Adv. Prosthodont.** 7(1), 15–20, 2015.

[136] MUÑOZ, C., LLENA, C., and FORNER, L., Oval fiber posts do not improve adaptation to oval-shaped canal walls. **J. Endod.** 37, 1386–1389, 2011.

[137] CONIGLIO, I., MAGNI, E., CANTORO, A., GORACCI, C., and FERRARI, M., Push-out bond strength of circular and oval-shaped fiber posts. **Clin. Oral Investig.** 15, 667–672, 2011.

[138] ER, O., KILIC, K., ESIM, E., ASLAN, T., KILINC, H.I., and YILDIRIM, S., Stress Distribution of Oval and Circular Fiber Posts in Amandibular Premolar: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. **J. Adv. Prosthodont.** 5(4), 434–439, 2013.

[139] KIVANÇ B., DENIZ, ARISU, H., UÇTAŞLI M.B., and OKAY, T.C., The effect of different adhesive system applications on push-out bond strengths of glass fiber posts. **J. Adv. Prosthodont.** 5(3), 305-11, 2013.

[140] MESQUITA, G.C., VERÍSSIMO, C., RAPOSO, L.H.A., SANTOS-FILHO, P.C.F., MOTA, A.S., and SOARES, C.J., Can the Cure Time of Endodontic Sealers Affect Bond Strength to Root Dentin? **Braz. Dent. J**. 24(4), 340-3, 2013.

[141] SILVEIRA, L.F.M., SILVEIRA, C.F., MARTOSA, J., and CASTRO, L.A.S., Evaluation of the different irrigation regimens with sodium hypochlorite and EDTA in removing the smear layer during root canal preparation. **J. Microscopy Ultrastructure** 1 (1–2), 51–56, 2013.

[142] BORGES, M.G., FARIA-E-SILVA, A.L., SANTOS-FILHO, P.C.F., SILVA, F.P., MARTINS, L.R.M., and MENEZES, M.S., Does the moment of fiber post cutting influence on the retention to root dentin? **Braz Dent. J.** 26(2), 141-5, 2015.

[143] MUMCU, E., ERDEMIR, U., and TOPCU, F.T., Comparison of micro push-out bond strengths of two fiber posts luted using simplified adhesive approaches. **Dent. Mater. J.** 29(3), 286-96, 2010.

[144] GOMES, G.M., GOMES, O.M., REIS, A., GOMES, J.C., Loguercio, A.D., and CALIXTO, A.L., Regional bond strengths to root canal dentin of fiber posts luted with three cementation systems. **Braz. Dent. J.** 22(6), 460-7, 2011.

[145] WEBBER, M.B., MICHIDA, S.M., MARSON, F.C., DE OLIVEIRA, G.C., and DE OLIVEIRA E SILVA, C., Analysis of bond strength by pull out test on fiber glass posts cemented in different lengths. **J. Int. Oral Health** 7(4), 7-12, 2015.

[146] CHANG, H.S., NOH, Y.S., LEE, Y., MIN, K.S., and BAE, J.M., Push-out Bond Strengths of Fiber-Reinforced Composite Posts with Various Resin Cements according to the Root Level. **J. Adv. Prosthodont.** 5.3, 278–286, 2013.

[147] SILVA, N.R., CALAMIA, C.S., HARSONO, M., CARVALHO, R.M., PEGORARO, L.F., FERNANDES, C.A., VIEIRA, A.C., and THOMPSON, V.P., Bond angle effects on microtensile bonds: Laboratory and FEA comparison. **Dent. Mater.** 22, 314–24, 2006.

[148] VAN NOORT, R., NOROOZI, S., HOWARD, I.C., and CARDEW, G., A critique of bond strength measurements. J**. Dent.** 17, 61–7, 1989.

[149] MOSHARRAF, R., and HAERIAN, A., Push-out bond strength of a fiber post system with two resin cements. **Dent. Res. J. (Isfahan)** 81, S88-S93, 2011.

[150] GRASSI, F.R., PAPPALETTERE, C., DI COMIT, M., CORSALINI, M., MORI, G., BALLINI, A., CRINCOLI, V., PETTINI, F., RAPONE, B., and BOCCACCIO, A., Effect of Different Irrigating Solutions and Endodontic Sealers on Bond Strength of the Dentin - Post Interface with and without Defects. **Int. J. Med. Sci**. 9(8), 642–654, 2012.

[151] KAHNAMOUEI, M.A., MOHAMMADI, N., NAVIMIPOUR, E.J., and SHAKERIFAR, M., Push-out bond strength of quartz fibre posts to root canal dentin using total-etch and self-adhesive resin cements. **Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal** 17(2), e337–e344, 2012.

[152] KADAM, A., PUJAR, M., and PATIL, C., Evaluation of push-out bond strength of two fiber-reinforced composite posts systems using two luting cements in vitro. **J. Conserv. Dent.** 16(5), 444–448, 2013.

[153] DANESHKAZEMI, A.R., DAVARI, A.R., ATAEI, E., DASTJERDI, F., and HAJIGHASEMI, E., Effects of mechanical and thermal load cycling on micro tensile bond strength of clearfil SE bond to superficial dentin. **Dent. Res. J. (Isfahan)** 10(2), 202–209, 2013.

[154] BITTER, K., GLÄSER, C., NEUMANN, K., BLUNCK, U., and FRANKENBERGER, R., Analysis of Resin-Dentin Interface Morphology and Bond Strength Evaluation of Core Materials for One Stage Post-Endodontic Restorations. **PLoS One** 9(2), e86294, 2014.

[155] PEREIRA, J.R., ROSA, R.A., SÓ, M.V.R., AFONSO, D., KUGA, M.C., HONÓRIO, H.M., VALLE, A.L., and VIDOTTI, H.A., Push-out bond strength of fiber posts to root dentin using glass ionomer and resin modified glass ionomer cements. J**. Appl. Oral Sci.** 22(5), 390–396, 2014.

[156] UZUNOĞLU, E., TÜRKER, S.A., and YILMA, Influence of cement type and thickness on polyfiber post adhesion. **J. Conserv. Dent.** 17(3), 255–260, 2014.

[157] KHAMVERDI, Z., DAMAVANDI, L.Y., and KASRAEI, S., Effect of Cyclic Loading on Bond Strength of Fiber Posts to Root Canal Dentin. **J. Dent.** (Tehran) 11(1), 85–92, 2014.

[158] KHOROUSHI, M., and KACHUEI, M., Pull-out Bond Strength of a Self-Adhesive Resin Cement to NaOCl-Treated Root Dentin: Effect of Antioxidizing Agents. **Restor. Dent. Endod.** 39(2), 95–103, 2014.

[159] SOUZA-JUNIOR, E.J., BUENO, V.C., DIAS C.T., and PAULILLO, L.A., Effect of endodontic sealer and resin luting strategies on pull-out bond strength of glass fiber posts to dentin. **Acta Odontol. Latinoam.** 23(3), 216-21, 2010.

[160] DIMITROULI, M., GÜNAY, H., GEURTSEN, W., and LÜHRS, Ak., Push-out strength of fiber posts depending on the type of root canal filling and resin cement. **Clin. Oral Invest.** 15, 273–281, 2011.

[161] BARUTCIGIL Ç, ARSLAN, H., ÖZCAN, E., and HARORLI O.T., Micro-tensile bond strength of adhesives to pulp chamber dentin after irrigation with Ethylenediaminetetraacetic acid**. J. Conserv. Dent.** 15(3), 242–245, 2012.

[162] SUKURUGLU, E., ASLAN, Y., NAGAS, E., CANAY, S., and SENYILMAZ, D.P., Effect of root canal sealers on the push-out bond strengths of tooth-colored posts to root dentine. **J. Adh. Sci. Tech.** 29 (16), 1680-1689, 2015.

[163] MIGLIAU, G., PICCOLI, L., BESHARAT, L.K., DI CARLO, S., and POMPA, G., Evaluation of over-Etching Technique in the Endodontically Treated Tooth Restoration. **Ann.Stomatol.** (Roma) 6(1), 10–14, 2015.

[164] CHOUDHARY, S., BEGUM, Z., and CHOUDHARY, P., Comparative evaluation of retention of prefabricated and conventional cast post: An in vitro study. **J. Int. Soc. Prev. Community Dent.** 4(2), 87-91, 2014.

[165] MARCHIONATTI, A.M., WANDSCHER, V.F., BROCH J., BERGOLI, C.D., MAIER J., VALANDRO L.F., and KAISER, O.B., Influence of periodontal ligament simulation on bond strength and fracture resistance of roots restored with fiber posts. **J. Appl. Oral Sci.** 22(5), 450–458, 2014.

[166] SANTANA, F.R., SOARES, C.J., FERREIRA, J.M., VALDIVI, A.D., SOUZA, J.B., and ESTRELA, C., Effect of Root Canal Sealer and Artificial Accelerated Aging on FIbreglass Post Bond Strength to Intraradicular Dentin. **J. Clin. Exp. Dent.** 6(4), e350–e356, 2014.

[167] REIS, A., DE OLIVEIRA BAUER, J.R., and LOGUERCIO, A.D., Influence of crosshead speed on resin-dentin microtensile bond strength. **J. Adhes. Dent.** 6, 275–8, 2004.

[168] POITEVIN, A., DE MUNCK, J., VAN LANDUYT, K., COUTINHO, E., PEUMANS, M., LAMBRECHTS, P., and VAN MEERBEEK, B., Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. **J. Adhes. Dent.** 10, 7–16, 2008.

[169] DEHOFF, P.H., ANUSAVICE, K.J., and WANG, Z., Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. **Dent. Mater.** 11, 126–31, 1995.

[170] VAN NOORT, R., CARDEW, G.E., HOWARD, I.C., and NOROOZI, S., The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. **J. Dent. Res.** 70, 889–93, 1991.

[171] MEYENBERG, K.H., LÜTHY, H., and SCHÄRER, P., Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. **J. Esthet. Dent.** 7, 73–80, 1995.

[172] NAUMANN, M., BLANKENSTEIN, F., KIESSLING, S., and DIETRICH, T., Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. **Eur. J. Oral Sci.** 113, 519-524, 2005.

[173] HAGGE, M.S., WONG, R.D., and LINDEMUTH J.S., Retention strengths of five luting cements on prefabricated dowels after root canal obturation with a zinc oxide/eugenol sealer: 1. space preparation/cementation at one week after obturation. **J. Prosthodont.** 11, 168–175, 2002.

[174] SOARES, C.J., SANTANA, F.R., CASTRO, C.G., SANTOS-FILHO, P.C., SOARES, P.V., QIAN, F., and ARMSTRONG, S.R., Finite element analysis and bond strength of a glass post to intraradicular dentin: Comparison between microtensile and push-out tests. **Dent. Mater.** 24(10) 1405-1411, 2008.

[175] STERZENBACH, G., KARAJOULI, G., NAUMANN, M., PEROZ, I., and BITTER, K., Fiber post placement with core build-up materials or resin cements-an evaluation of different adhesive approaches. **Acta Odontol. Scand.** 70(5), 368-76, 2012.

[176] GORACCI, C., SADEK, F.T., FABIANELLI, A., TAY, F.R., and FERRARI, M., Evaluation of the adhesion of fiber posts to intraradicular dentin. **Oper. Dent.** 30(5), 627-35, 2005.

[177] SOUZA, A.C., GONÇALVES, F.DE C., ANAMI, L.C., MELO, R.M., BOTTINO, M.A., and VALANDRO, L.F., Influence of insertion techniques for resin cement and mechanical cycling on the bond strength between fiber posts and root dentin. **J. Adhes. Dent**. 17(2), 175-80, 2015.

[178] BERGOLI, C.D., AMARAL M., BOARO, L.C.C., BRAGA, R.R., and VALANDRO, L.F., Fiber Post Cementation Strategies: Effect of Mechanical Cycling on Push-out

Bond Strength and Cement Polymerization Stress. **J. Adhes. Dent.** 14(5), 471-8, 2012.

[179] DURÃO MAURICIO, P.J., GONZÁLEZ-LÓPEZ, S., AGUILAR-MENDOZA, J.A., FÉLIX S., and GONZÁLEZ-RODRÍGUEZ, M.P., Comparison of regional bond strength in root thirds among fiber-reinforced posts luted with different cements. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.** 83(2), 364–372, 2007.

[180] GALLO, J.R., MILLER, T., XU, X., and BURGESS, J.O., In vitro evaluation of the retention of composite fiber and stainless steel posts. **J. Prosthodont.** 11, 25-9, 2002.

[181] BERIAT, N.C., ERTAN, A.A., YILMAZ, Z., GULAY, G., and SAHIN, C., Effects of different luting cements and light curing units on the sealing ability and bond strength of fiber posts. **Dent. Mater J.** 31(4), 575-82, 2012.

[182] BITTER, K., PERDIGÃO, J., EXNER, M., NEUMANN, K., KIELBASSA, A., and STERZENBACH G., Reliability of fiber post bonding to root canal dentin after simulated clinical function in vitro. **Oper. Dent.** 37(4), 397-405, 2012.

[183] KIRMALI, O., KUSTARCI, A., KAPDAN, A., and ER, K., Effects of dentin surface treatments including Er,Cr:YSGG laser irradiation with different intensities on the push-out bond strength of the glass fiber posts to root dentin. **Acta Odontol. Scand.** 73(5), 380-6, 2015.

[184] CARDOSO, P.E.C., BRAGA, R.R., and CARRILHO, M.R.O., Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. **Dent. Mater.** 14(6), 394-8, 1998.

[185] PASHLEY, D.H., CARVALHO, R.M., SANO, H., NAKAJIMA, M., YOSHIYAMA, M., SHONO, Y., FERNANDES, C.A., and TAY. F., The microtensile bond test: a review. J. **Adhes. Dent.** 1(4), 299-309, 1999.

[186] GORACCI, C., FABIANELLI, A., SADEK, F.T., PAPACCHINI, F., TAY, F.R., and FERRARI, M., The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. **J. Endod.** 31(8), 608-12, 2005.

[187] AKSORNMUANG, J., NAKAJIMA, M., FOXTON, R.M., PANYAYONG, W., and TAGAMI, J., Regional bond strengths and failure analysis of fiber posts bonded to root canal dentin. **Oper. Dent.** 33(6), 636-43, 2008.

[188] SCHWARTZ, R.S., and FRANSMAN, R., Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: a review. **J. Endod.** 31, 151-165, 2005.

[189] GULVE, M.N., and GULVE, N.D., The effect of pressure changes during simulated diving on the pull out strength of glass fiber posts. **Isfahan** 10(6), 737–743, 2013.

[190] VAN MEERBEEK, B., PEUMANS, M., POITEVIN, A., MINE, A., VAN ENDE, A., NEVES, A., and DE MUNCK J., Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. **Dent Mater.** 26, 100–121, 2010.

[191] SILVA, N. R., CASTRO, C.G., SANTOS-FILHO, P.C., SILVA, G.R., CAMPOS, R.E., SOARES, P.V., and SOARES, J.C., Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. Indian **J Dent Res.** 20:153–8, 2009.

[192] TORBJÖRNER, A., KARLSONN, S., SYVERUD, M., and HEHSTEN-PETTERSEN, A., Carbon fiber re-inf orced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. **Eur. J. Oral Sci.** 104, 605-611, 1996.

[193] CARVALHO, R.M., PEGORARO, T.A., TAY, F.R., PEGORARO, L.F., SILVA, N.R., and PASHLEY, D.H., Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine**. J. Dent.** 32, 55-65, 2004.

[194] PERDIGÃO, J., GERALDELI, S., and LEE, I.K., Push-out bond strengths of tooth-colored posts bonded with diferente adhesive systems. **Am. J. Dent.** 17, 422- 426, 2004.

[195] INNELLA, R., AUTIERI, G., CERUTI, P., and GASSINO, G., Relation between length of fiber post and its mechanical retention. **Minerva Stomatol** 54(9), 481- 8, 2005.

[196] TAY, F.R., SUH BL, PASHLEY, D.H., PRATI, C., CHUANG, SF., and LI, F., Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual cured composites. Part II. Single bottle, total etch adhesive. **J. Adhes. Dent.** 5(2), 91-105, 2003.

[197] YOUM, S.-H., JUNG, K.-H., SON, S.-A., KWON, Y.-H., and PARK, J.-K., Effect of Dentin Pretreatment and Curing Mode on the Microtensile Bond Strength of Self-Adhesive Resin Cements. **J. Adv. Prosthodont.** 7.4, 317–322, 2015.

[198] GIUDICE, G. L., CUTRONEO, G., CENTOFANTI, A., ARTEMISIA, A., BRAMANTI, E., MILITI, A., RIZZO, G., FAVALORO, A., IRRERA, A., GIUDICE, R. L., and CICCIÙ, M., Dentin Morphology of Root Canal Surface: A Quantitative Evaluation Based on a Scanning Electronic Microscopy Study. **Biomed. Res. Int.** 2015, 164065, 2015.

[199] MORAES, R. R., PEREIRA-CECI, T. , A. P., and CENCI, M. S., Current concepts on the use and adhesive bonding of glass-fiber posts in dentistry: a review. **Appl. Adhes. Sci.,** 1, 4, 2013.

[200] REIS AF, GIANNINI M, KAVAGUCHI A, SOARES CJ, and LINE SR., Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. **J Adhes Dent**., 6:117– 21, 2004.

[201] ARMSTRONG,S., GERALDELI, S., MAIA, R., RAPOSO, L. H., SOARES, C. J., and YAMAGAWA, J., Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. **Dent Mater.,** 26(2): 50-62, 2010.

[202] MEIRA, J. B., SOUZA, R. M., DRIEMEIER, L., and BALLESTER, R. Y. Stress concentration in microtensile tests using uniform material. **J Adhes Dent**, 6:267- 273, 2004.

[203] DE MUNCK. J, VARGAS, M., VAN LANDUYT, K., HIKITA, K., LAMBRECHTS, P. and VAN MEERBEEK, B., Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. **Dent. Mater.** 20(10) 963-971, 2004.

[204] BITTER, K., MEYER-LUECKEL, H., PRIEHN, K., KANJUPARAMBIL, J. P., NEUMANN, K. and KIELBASSA, A. M., Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. **Int. Endod. J.** 39(10) 809-818, 2006.

[205] MAZZITELLI. C., MONTICELLI, F., OSORIO, R., CASUCCI, A., TOLEDANO, M. and FERRARI, M., Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. **Dent.Mater**. 24(9) 1156-1163, 2008.

[206] FERRARI, M., MANNOCCI, F., VICHI, A., CAGIDIACO M.C., and MJÖR, I.A., Bonding to root canal: Structural characteristics of the substrate. **Am J Dent** 13:255-60, 2000.

[207] SKUPIEN, J.A., SARKIS-ONOFRE, R., CENCI, M.S., MORAES, R.R., and PEREIRA-CENCI, T., A systematic review of factors associated with the retention of glass fiber posts. **Braz Oral Res [online].** 29(1):1-8, 2015.

[208] MONTGOMERY, D. C. **Design and Analysis of Experiments.** Ed. John Wiley & Sons, Inc. 8ª. ed. 757 p., Danvers, Massachusetts, 2013.

[209] CALADO, V. and MONTGOMERY, D.C. **Planejamento de experimento usando o Statística**. E-Papers Serviços Editoriais. Rio de Janeiro, 260p., 2003.

[210] COLEMAN, D. E.; and MONTGOMERY, D. C., A systematic approach to planning for a designed industrial experiment. **Technometrics**, v.35, n.1, p. 1-12, 1993.

[211] SOFTWARE STATISTICA 8, Statsoft, 2007 . Disponível em: <http://www.statsoft.com/>acesso em 05.06.2016.

[212] S.A.S® CLOUD ANALYTICS. Disponível em: <http://www.sas.com/>acesso em 05.06.2016.

[213] SOFTWARE MINITAB. Disponível em: <http://www.minitab.com/>acesso em 05.06.2016.

[214] WEB PAGES THAT PERFORM STATISTICAL CALCULATIONS. Disponível em: <http://statpages.info/> acesso em 05.06.2016.

[215] LOPES, T.O. **Apostila Planejamento** Fatorial – Estatística. Arquivado no curso de Química Industrial na UEG. Disponível em: <http://www.ebah.com.br/content/ABAAABbvcAE/apostila-planejamento-fatorial estatistica?part=12# > acesso em 06.06.2016.

[216] NETO, B.B., SCARMINIO, I.S., and BRUNS, R.E. **Como Fazer Experimentos: Pesquisa e desenvolvimento na ciência e na industria**. Campinas, SP, 2ª. ed. Editora da Unicamp, 399 p., 2001.

[217] NANNI, L. F., and RIBEIRO, J. L. **Planejamento e avaliação de experimentos**. Porto Alegre: CPGEC/UFRGS, (Caderno Técnico, 17), 193 p., 1987

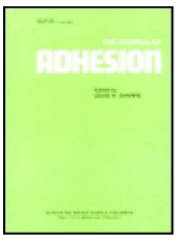
[218] RIBEIRO, J. L. D., and CATEN, C. S. **Projeto de experimentos**. Porto Alegre: FEENGE/UFRGS, (Série Monográfica Qualidade), 130 p., 2001

[219] PORTAL ACTION. Planejamento de experimento. Disponível em: <http://www.portalaction.com.br/planejamento-de-experimento/introducao> acesso em 06.06.2016.

[220] Software Matlab 2012, Mathworks, disponível em http://www.mathworks.com/index.html?s_tid=gn_logo. Acesso em 21/06/2016.

Apêndice

Apêncide I - Publicação



The Journal of Adhesion

ISSN: 0021-8464 (Print) 1545-5823 (Online) Journal homepage: http://www.tandfonline.com/loi/gadh20

Test methods for bond strength of glass fiber posts to dentin: a review

F. C. Dos Santos, M. D. Banea, H. L. Carlo & S. De Barros

To cite this article: F. C. Dos Santos, M. D. Banea, H. L. Carlo & S. De Barros (2016): Test methods for bond strength of glass fiber posts to dentin: a review, The Journal of Adhesion, DOI: 10.1080/00218464.2016.1184094

To link to this article: http://dx.doi.org/10.1080/00218464.2016.1184094

Accepted author version posted online: 06 May 2016.
Published online: 06 May 2016.

Submit your article to this journal

Article views: 42

View related articles

View Crossmark data

Full Terms & Conditions of access and use can be found at
http://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=gadh20

Download by: [Flavia Santos] **Date:** 18 July 2016, At: 09:27

Test methods for bond strength of glass fiber posts to dentin: a review

F. C. Dos Santos[1], M. D. Banea[1]*, H. L. Carlo[2], S. De Barros[1]
[1]Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, Rio de Janeiro, Brasil
[2]Departamento de Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Juiz de Fora - Campus Governador Valadares, Brasil

Abstract
In this paper, a review of the test methods for bond strength of glass fiber posts to dentin ispresented. The main variables that influence the bond strength tests are related to substrate, tospecimen properties, specimen preparation and test methodology. The impact of these variables on the test outcome is analyzed. The search was performed on studies published between 2007 and 2015. Most of the tests carried out, in the literature, were the push-out (75%), pull-out (13%) and microtensile (11,9%) tests, showing an inversion compared to the results found in studies published between 2005 and 2010, when push-out test was used in a proportion of 2% and microtensile test in a proportion of 67%. The push-out test emerged as a practical tool for evaluating the interfacial shear strength between fiber post and root canal walls.
Keywords: dentistry, adhesion, glass fiber posts, destructive tests, non-destructive tests.

*Corresponding author E-mail: mdbanea@gmail.com

1 - Introduction

Fiber posts have been widely used in endodontically treated teeth in the last years. One of the advantages of using fiber posts is the use of adhesive bonding technique, which requires minimal intervention on the dentin surface. In addition, fiber posts have an elastic modulus similar to dentin, resulting in more homogeneous stress distribution along the root canal system. Thus, fiber post minimizes the risk of root fractures and lead to more favorable failure mode than metallic posts.

The durability of restored endodontically treated teeth depends on many basic factors [1] including the amount of remaining coronal structure, restorative procedures and the materials used [2, 3], which appear to be the key factors affecting the longevity of the tooth. Although low percentage failure rates and satisfactory clinical performance have been reported when fiber posts were used [4, 5, 6], pulpless teeth are still considered more vulnerable and susceptible to fracture in comparison to vital teeth [7].

The clinical success of a recovery depends on the quality and durability of the bonding joint between the fiber post and the tooth structure. Therefore, it is fundamental that the test method used to evaluate the bond strength provides accurate information on the materials performance [8]. Reviews published in the decades of 1990 and 2010 [9-13] showed a relationship between the conditions for adhesion of post to the substrate, including cement application mode, post pretreatment and sample storage conditions, but only few discussed the variables that influence the bond strength tests.

The bond strength tests might be influenced by many variables which include: the specimen design, the size of the adhesion surface area, the loading configuration and the type of materials [2, 16-18]. The high modulus of elasticity of a bonded composite, the thickness of the adhesive layer between the dentin of the root canal and the post, the format of post and the canal, among others, are variables that influence the stress distribution along the bonded interface [3, 18, 19] and consequently the outcome of the bond strength tests.

Depending on the bonding area, macro-bond tests and micro-bond tests are performed. The macro-bond strength can be measured by shear, tensile, or using a push-out test protocol. These methods use specimens with a bonding area higher than 3 mm^2 [90]. Although “macro-tests” are known for their simplicity, they have their inherent flaws (i.e. macro bond strength tests result in cohesive failures and overestimation of bond strengths). To reduce the failures, micro-bond strength tests were introduced (approximately 1 mm^2 of adhesion area). Nowadays, these tests are the most commonly used bond-strength tests [18]. Small adhesion areas have less defects and thus result in more significant bond strength measurements [15]. Micro-bond strength tests are categorized into the following types: micro-shear, micro-tensile, micro-pull out and micro-push out tests based on the stresses exerted on the test specimens.

A study of Munck et al [66] performed in the PubMed database, in 2010, using the keywords "dentin bond strength", has selected 871 studies containing information about bonding of the post to dentin. In addition to the bond strength data, (i.e. mean bond strength, standard deviation, and number of pre-test failure), other relevant parameters concerning the adhesion to substrate, the surface preparation, storage conditions,

potential artificial aging were recorded. Their results showed that the bond strength tests most carried out were: microtensile (67%), followed by macro-shear (18%), micro-shear (9%), macrotensile (4%) and push-out bond strength test (2%). More recently, Sirisha [18] and Sarkis-Onofre [62], have conducted literature reviews on the main variables that affect the bond strength tests [18, 62]. However, the steps of sample preparation and their attachment to the devices of test machines were not discussed. In adition, different resin cements and adhesives systems have different mechanical properties which make difficult to compare the tests results. On the other hand, different irrigators are used for preparation of root dentin and glass fiber post surfaces with different properties, which will influence the final results of the tests.

The variations in bond strengths are usually considered to be related to the different adhesive procedures, however far too little attention has been paid to the details of the testing conditions and the critical role of specimen size. All these factors may affect the results of the tests and their reliability.

In this paper, a review of the test methods for bond strength of glass fiber posts to dentin is presented. The main variables that influence the bond strength tests (related to substrate, to specimen properties, specimen preparation and test methodology) and their impact on the test results is analyzed.

The databases searched were the PubMed (U.S. National Library of Medicine, 8600 Rockville Pike, Bethesda, MD 20894, USA) and Scopus (Elsevier B.V.) using the keywords "adhesion test", "glass fiber post" and "bond strength". The search was performed on studies published between 2007 and 2015 and 502 relevant publications were selected. Furthermore, the following search parameters were used: "push-out test",

"pull-out test" and "microtensile test". Table 1 summarizes the main topics considered in the reviewed publications [1-206]. The tests were divided in destructive (i.e. push-out, microtensile and pull-out tests) and non-destructive tests. The non-destructive tests (i.e. microhardness, ultra microhardness, nanohardness, mechanical cycling, SEM, etc) were categorised as "other tests". By analysing the data from Table 1 it can be seen that most of the tests carried out, in the literature, were the push-out (75%), pull-out (13%) and microtensile (11,9%) tests (the calculation of the relative percentage were made based only on the destructive tests).

2 - Test methods for bond strength of glass fiber posts to dentin

The bond strength tests are categorized into macro-tests where the bond area is higher than 3 mm^2 and micro-tests with less than 1 mm^2 bond area [8]. The laboratory bond strength tests can be static or dynamic tests. The geometry of the specimen and the load mode affect the bond strength between fiber post and root dentin, the stress distribution and the failure mode [185]. The most commonly used bond-strength tests to acces the post retention in the root canal are the push out, microtensile and pull out tests and were briefly analysed in this section.

2.1. Push-out Test

In this method, the load is applied through a plunger mounted in the universal testing machine. The plunger must provide near complete coverage of the testing material without touching the root canal wall. This method is useful to test retention of posts luted in root canals [63]. It was stated that its in vitro design appears to be more closely

to clinical scenarios than others mechanical tests (i.e., microtensile bond test), which evaluate only the adhesive bond strength [67, 68]. Goracci et al [176] modified the traditional push-out test to a "thin slice" push-out test calling the results as "micro" push-out bond strength. Thus, the micro-push-out test is a modification of the push out test where the specimen thickness is less than or equal to 1 mm^2. It was reported in Ref. [8] that a modified push-out approach and micro-tensile test provided higher values of bond strength than traditional pull-out and push-out methods. Also, regional differences of post adhesion inside the root canal, i.e. variations between cervical, middle and apical thirds of the root, can be evaluated. [175].

One advantage of the push-out test is that is easier to perform, has less cohesive failures in the pretest and smaller standard deviation [68]. Push-out tests also showed a more homogeneous stress distribution by finite element analysis than microtensile technique [174]. However, the main limitations are those relating to the specimens that have completely restored their crowns, which may limit the direct application of the results to clinical conditions [144]. Another factor that can limit the application of the micro-push-out test is the cutting process for specimens' preparation, especially in cases of teeth subjected to thermocycling, as the cutting process can induce artifacts that could influence the results of the test [72]. The introduction of artifacts can also happen during the cutting of the root [181]. Moreover, this method presents other shortcomings, such as differences in the force to dislodge the glass fiber post in vitro and in vivo [181], limitations on the specimen position and also the angle at which the load is applied which can influence the tests result [8]. However, when measuring the bond strength of luted fiber posts, the push-out test appears to be more reliable than the microtensile tests [68] and provides a better estimate of the effectiveness of the adhesion as failure occurs

in parallel with the post-cement-dentine interface, which resembles the clinical situation [171]. Figure 1 presents an experimental set-up images for the push-out test [146].

2.2. Microtensile test

The microtensile bond strength test enables the measurement of transverse forces on small bonded areas, such as inside of the root canal. This type of testing was introduced in 1994 by Sano [15]. Further specimen processing or the actual preparation of the micro-specimens is required after the bonding procedure. However, the principal advantage is that it involves better economic use of teeth (with multiple micro specimens taken from one tooth). Besides, obtaining a large number of specimens from a tooth reduce the coefficient of variation of the method (in medical studies, the coefficient of variation is used as a measure of precision and repeatability of data) compared to tensile and shear tests [184]. As stated earlier, specimens with reduced dimensions also have less cohesive failures [185, 186, 202] and facilitate the analysis of fractures in scanning electron microscopy or transmission [15]. The main disatvanteges are the labor intensity, technical demand, dehydration potential of these smaller samples, difficulty in measuring bond strengths lower than 5 MPa, difficulty in fabricating specimens with consistent geometry and premature failure of specimens prior to testing when adhesion is weak [13, 185]. A schematic illustration of the procedure for the preparation of trimmed microtensile specimens can be seen in Fig. 2 [68]. Moreover, micro-tensile bond strength test is not appropriate for use with intracanal filling materials because of the high percentage of premature bond failures and the large variation in test results [174].

2.3. Pull-out Test

Pull-out test is a type of shear test which is used for post retention tests on the root canal [18]. The use of this test provides a quick and convenient way to compare the post stability. Posts with higher retention are more resistant to dislodgement as a result of lateral occlusal stresses [164]. Webber et al. [145], used this test to study the influence of the post length on the bond strength. Their results are comparable to clinical findings, although only few studies report this methodology [188].

This test method distributes the stress better, and is considered able to accurately measure the bond strength between dentin and post [126]. Also, is more suitable than the push-out when the goal is to measure the post retention force along the canal [145]. However, the large number of fiber posts used increase its cost and reduce its popularity [115]. Figure 3 shows a schematic drawing of preparation of specimens for pull-out test [70].

To summarize, there are different test methods used to quantify the adhesion achieved at the post-cement–adhesive–dentin interfaces. Most of the tests carried out, in the literature between 2007 and 2015, were the push-out (75%), pull-out (13%) and microtensile (11,9%) tests (see Table 1), showing an inversion compared to the results found in studies published between 2005 and 2010, when push-out tests were used in a proportion of 2% and microtensile test in a proportion of 67% [66]. One explanation of this inversion is the fact that the shear, tension and pull-out bond strength tests are expensive, while the microtensile and the push-out bond strength tests which enable the use of a larger number of samples from a single tooth are less expensive. Also, the push-out methods has the benefit of more closely simulating the clinical condition.

3 - Variables that influence the tests results of bond

strength of glass fiber posts to dentin

The following variables were considered in this review: variables that influence cimentation of fiber post in the root canal (i.e. smear layer, type os adhesive system and cement); variables related to specimen properties (i.e. modulus of elasticity of the glass fiber post, modulus of elasticity of the resin cement); effect of surface treatment of glass fiber posts on bond strength; variables related to canal and post shape; variables of influence related to test mechanics (i.e. load type and crosshead speed); and the variables related to the specimen geometry and the stress distribution.

3.1 Variables that influence cementation of fiber post in the root canal

Several variables can compromise posts´ adhesion in the root canal such as dentin morphology of root canal, adhesive system and cement [68, 85, 89], the curing capacity by light and polymerization shrinkage [88]. The use of a suitable resin cementation system is particularly important, because it directly affects the quality of tooth-cement interface [68, 85, 90]. Thus, the main variables that influence cementation of fiber post in the root canal are the "smear layer" and the type of adhesive and cement system used and they will be briefly discussed in the following section.

3.1.1. Smear Layer

The smear layer is formed during the preparation of the root canal and consists of dentin debris from the root canal, gutta-percha and sealant. This layer can be plasticized due to the drill frictional heating [73]. The quality of smear layer can interfere with the adhesive bonding of the fiber posts, thus influencing the results of the adhesion strength tests [72]. Since either removal or modification of smear layer is a justified protocol in dentistry, the need of bond strength studies performed with intact smear layer is questionable. Nevertheless, contradictory studies were reported by researchers regarding the effect of smear layer [51, 52]. Some studies reported low dentin bond strengths over thick dentin smear layers [51], while others reported no influence [52]. This can be partially explained by differences in roughness, smear layer thickness (ranging from 0.9 to 2.6 mm), density, and attachment to the underlying tooth structure, which is dependent on the way the smear layer is created [206].

Several studies present different methods to remove the smear layer and studied the effect of smear layer on the bond strength [29, 30, 74-80, 107]. For example, mechanical methods using rotary and abrasive tools, can be used to clean the canal [74]. In addition to the mechanical methods, various chemical agents such as sodium hypochlorite (NaOCl) [67, 75, 76], ethylenediaminetetraacetic acid (EDTA), [75] chlorohexidine [76] or ethanol [77] can be used to remove the “smear layer”. Although, NaOCl and EDTA are common irrigation agents, it was shown that prolonged use at high concentrations may have an adverse effect on the physical properties of the root canal dentin (i.e. the reduction of flexural strength, modulus of elasticity, and hardness) [81]. Other studies have addressed the use of polyacrylic acid but the increase in the

bond strength was not significant [64]. On the other hand, higher bond strengths were observed with acid conditioning systems where the smear layer has been removed [85].

The physical properties of the substrate as the organic matrix and collagen, hydroxyapatite and distribution and microstructural organization also affect the adhesion [82]. The resin monomers penetration on the surface of dentin creates a micromechanical interlock between collagen and the resin forming a hybrid layer. The creation of an efficient hybrid layer is possible by a suitable dentin conditioning with inorganic (phosphoric acid) or organic acids (carboxylic methacrylates) [71]. However, there are self-etching adhesives that do not require rinsing which can partially dissolve the smear layer and penetrate the dentinal tubules, performing hybridization. On the other hand, the three steps adhesives, where the application of etching systems is required, followed by the hydrophilic primer and hydrophobic bonding agent show greater bond strength values [83]. Moreover, not all systems demonstrate homogenous hybrid layer formation and penetration into the dentinal tubules in spite of the complicating conditions for adhesion inside the root canal. Thus, it is necessary to discuss other variables that may compromise the adhesive cementation of the posts in the root canal (i.e. the high Factor C and differences in pH values of the used adhesive systems).

3.1.2. Type of adhesive system and cement

Current adhesive systems can react with the dental structures (i.e smear layer) by either etch-and-rinse or self-etch approaches. For the etch-and-rinse the micromechanical interlocking with the root dentin is obtained by a conditioning step using phosphoric acid followed by the application of an adhesive (applied separately (three-step systems)

or in combination (two-step systems)); while the self-etch approach uses non-rinse acidic monomers that simultaneously condition, prime, and infiltrate the dentin, resulting in adhesion by shallow hybridization with residual hydroxyapatite and an adhesive (applied separately (two-step systems) or in one solution (all-in-one systems)). The increasing preference for using simplified systems (two-step total-etch and all-in-one self-etch systems) is due to the shortening of chair time.

Various luting agents have been proposed for bonding fiber posts to root canal dentin used with self-etching or etch-and-rinse adhesive systems [203, 204]. In recent years, new resin cement formulas have been developed that have a self-adhesive capacity. These cements have the advantage of not requiring any dentin pretreatment [205]. Several in vitro studies demonstrated a good bond strength performance for luting fiber posts with self-adhesive resin cements [74, 77, 154, 175, 182, 204].

Other factors that influence the adhesive procedure are the high C-Factor in root canals [30], cement and adhesive curing difficulty within the root canal [1, 91] and chemical incompatibility between the adhesive system and resin cement [91, 196]. C-Factor is related to the cavity configuration and is the ratio of the bonded surface area in a cavity to the unbonded surface area [92]. C-Factor is higher when the post is inserted into the canal and is associated with decreased bond strength [93]. Evidences indicate that a low degree of conversion does not necessarily reduce the post retention [96]. In a root canal, the C-factor is always critical [4, 97]. Depending on the diameter and length of the canal, the C-factor can range from 20 to 100 [5] and can even exceed 200 [4], representing an unfavorable clinical situation.

On the other hand, the polymerization shrinkage in the confined space of an intact root

canal can exceed the strength of adhesion of the cement/dentin, causing debonding [4]. In the canal apical levels, a lower degree of conversion may be an advantage, as it provides lower shrinkage stress, thereby reducing the C-factor impact [98]. This may explain the similar results with dual-cure cements (Rely-X ARC^{TM} marketed by the 3M Company, St Paul MN, USA and Panavia^{TM}, Kuraray Co., Ltd, Osaka, Japan) and self-cure cement (C & B Metabond ^{TM}, Parkell, Farmingdale, NY, USA and Fuji Plus, GC Co., Tokyo, Japan), which previously revealed low polymerization shrinkage [4]. A laboratory study reported higher polymerization strength, lower bond strength to push-out and higer nanoleakage occurring in resin cements with a higher proportion of filler compared to those with lower filler loading [99]. Additionally, when there are differences in the pH values of the adhesive systems used, there is a low degree of conversion of self-cure material resins [91, 100]. For example, it was shown that acidic resin monomers polymerized poorly in the presence of peroxide-amine redox systems, as the tertiary amines were neutralized [100].

To summarize, the dentin morphology, bonding system and cement and its cure may interfere with the hybrid layer formation along the root canal walls, affecting post retention.

3.2 Variables related to specimen properties

The principal variables of influence related to the specimen properties are: the bonding area, the elastic modulus of the glass fiber post and the elastic modulus of the resin composite.

3.2.1. Bonding area

The ISO/TR 11405 [14] does not identify a specific value for bond area but it mentions a clear delimitation of the bonding area as an important requirement and shows a diagram of a split mould with a 3-mm diameter hole [8]. It is recommended that the diameter of the bonded surface must be taken into consideration while comparing bond strengths.

3.2.2. The elastic modulus of the glass fiber post and of the resin composite

Glass fiber posts have an elastic modulus (E=18-22 GPa) similar to the elastic modulus of human dentin (E=18 GPa), unlike ceramic (E=200 GPa), and they were introduced to provide a more uniform load distribution along the post-cement-dentin interface [103-105]; thus avoiding stress concentration, minimizing vertical root fractures, and representing a more reliable treatment option for severely compromised teeth [105, 106, 36]. Clinical studies have shown a success rate of 95% up to 99% for teeth restored with fiber posts without occurrence of root fracture during the study periods [106, 108, 109]. The results of bond strength tests are also influenced by the mechanical properties of the composite resin. The high modulus of the composite, the thickness of the adhesive layer, and load application distance resulted in non-uniform stress distribution along bonded interfaces [18, 19].

By investigating the distribution of stress at the dentin-cement-post interface, it was shown that the thinner the cementing interface (small diameter canal), the higher the level of stress (σ_{max}). Stress levels differ by 21% between the model with the highest stress and the model with the lowest stress [130]. This behavior was due to stress

transfer from structures with a lower elastic modulus to structures with a higher elastic modulus, which favors stress concentration on the post (i.e. the elastic modulus of the fiber reinforced post (FRC) is approximately (40 GPa) being greater than the elastic modulus of the dentin (18.6 GPa) and elastic modulus of the resin cement (8 GPa)). Furthermore, the moment generated a higher tensile stresses concentration at the lingual surface of the post [130].

In contrast, another study showed that the thickness of the resin cement does not affect the stress concentration in the cement interface [131]. However, it was concluded that the modulus of elasticity of the resin cement is more important to stress concentrations than the thickness of this layer [132]. Therefore, the difference in mechanical properties of different materials (cement-post-dentin) is very important. This combination of materials causes great stress concentration when a load is applied to the system and is most critical when the difference in modulus of elasticity between the materials is increased. In this case the greatest differences are in stiffness between the post and the cement, then probably the cement will fracture at the interface with the post [133].

3.3. Effect of surface treatment of glass fiber posts on bond strength

Durable bond between resin cements and fiber posts relies on micromechanical and chemical interaction. Highly cross-linked epoxy resins with high degree of conversion constitute the main component of the fiber posts. However, epoxy resins are unable to react with the functional monomers of resin cements. Therefore, several surface pretreatment methods are used to expose the posts' fibers to enhance the micromechanical interactions. The bond strength of the fiber post is improved by three

different procedures: by increasing the roughness and the adhesion area to the fiber post to improve the micromechanical retention by sandblasting and etching [101, 114-119]; by promoting chemical bonding between post and composite [128, 186] and finally the third one, by combining both micromechanical and chemical components [37, 87, 114-120].

Previous studies have shown that these treatment techniques of the post surface increase the bond strength between fiber post and resin composite substrate and can modify the shape of the post and consequently reduce its fit within the root canal [101, 114-119].

The cleaning of the surface of the fiber posts carried out by sandblasting may significantly improve the contact angle of the polymer surface and reduce the interfacial energy of the bonding interface. These effects considerably increase the bond strength [120]. Hydrofluoric acid, potassium permanganate, silane and hydrogen peroxide are examples of chemical solutions used for surface treatment [86, 121-124]. The application of ascorbic acid is dependent on the increasing duration of exposure to the antioxidant [124]. Other examples are the use of ethanol [70, 86], antioxidants such hesperidin, sodium ascorbate or rosmarinic acid [123]. Recently, a study of use of polidopamina at the post surface was found to be effective in improving the bond strength between resin cements and fiber posts without damaging the surface of the posts [57].

Moreover, clinically, the post surface silanization is the most widely used pretreatment for enhancing adhesion. However, this pretreatment procedure yielded contradictory results (some studies reported that silanization does not have a significant effect on bond strengths of resin cements to posts, whereas others reported an increasing effect on

bond strengths via silanization [125-129]. The main effects of this pretreatment is to improve the surface wettability as well as the formation of a chemical bridge between the filler particles and fibers of the post and the adhesive resin matrix or resin cement [129].

It was also found that the surface treatment with H_2O_2 can increase the bond strength of fiber posts cemented with conventional resin cements. The antioxidant effect as posts surface treatment agents depends on the characteristics of resin cements used for adhesive procedure [123].

Furthermore, it has been speculated that the interface between resin cements produced and silanized posts can be affected by the hydrolytic weakening phenomenon dificulting good interaction between these materials. The application of a hydrophobic adhesive in a previously silanized post enhances the fiber post retention, probably due to a reduction of hydrolysis [125].

To summarize, surface post treatments represent an important factor when dealing with resin-based fiber posts and clinicians should be aware of the specific indications for treatment that they can perform.

3.4. Canal and Post Shape

Cross-sectional root canal configurations have been classified as cylindrical, oval, long oval, flattened or irregular. However, the proportion of oval canal in the human dentition is high [136]. Oval fiber posts reduce the thickness of the resin cement and increase its post holding force and also anatomically reproduce the oval shape of the root canal [137]. There are also specimens design with cylindrical bonded interface

studied in the literature [8].

Some studies found the stress distribution in oval and circular posts fiber by examining the effect on resin cement thickness around posts as can be seen in Figure 4 [135]. No significant differences in terms of push-out bond strength between the oval and circular fiber posts were observed [135]. The resin cement thicknesses of oval posts were higher than those of the circular posts in specimens from cervical, middle and apical thirds and the conclusion was that the resin cement thickness does not affect the push-out bond strength [135].

de Castro Albuquerque et al. [103] found that post geometry and material did not affect the stress distribution in an analysis of tapered, cylindrical, and two-stage cylindrical posts made of three different materials.

As mentioned earlier, the proportion of oval canals in the human dentition is high, even in the apical region [136] and the oval fiber posts were introduced to prevent inappropriate post-space preparation in oval root canals. Oval fiber posts reduce the resin cement thickness and increase post-retention strength, as they anatomically reproduce the oval form of root canals [137].

Several studies evaluate thirds of the root canal according to the cervical, middle and apical levels [77, 85, 86, 102, 112, 120, 124, 125, 131, 134, 139, 141-144, 169, 181]. Difference in bond strengths at apical, middle, and coronal thirds of the root canal dentin with the same resin cement was observed. For example, some authors found that the bond strengths of conventional resin cements in root canals are greater in cervical areas and lower toward the apical third [102, 112, 181]. Other research evaluated the influence of the length of the canals and posts when cemented in different lengths with

improved bond strength values for the group with 2/3 of the prepared canal [145].

The stress distribution in a tooth model using the same fiber material posts but with different geometric shapes was investigated in Ref [138]. It was shown that the von Mises stress in circular fiber post was higher than in the oval fiber post. The maximum distribution of von Mises stress ocurred in the cementing agent in both groups. Furthermore, von Mises stress were concentrated in the coronal third of the root dentin, close to the post area in both groups in Figures 5 and 6 [138].

To conclude, the post geometry have a very important effect on stress distribution at the post-dentin interface. Interfacial stresses can be higher in post-core restorations using circular fiber posts than in those with oval fiber posts, and for this reason oval post are preffered.

3.5 Variables of influence related to test mechanics

3.5.1. Load Type

The choice of testing assembly has an important influence on stress distribution. Specimens are tied to the gripping device of mechanical testing machines either by active or passive devices. The application of an abnormal load on the sample or on the gripping mechanism significantly change the stress distribution in the bonding interface [147]. An active gripping can be mechanical or by a fast drying glue. Bending forces can occur during application of the load for a non-parallel alignment of the specimen, not perpendicular bondline to model surfaces and/or the forces of irregular gripping [147, 148].

The distance between the point of load application and the bonded interface in shear

tests also affects stress distribution. The ISO recommends positioning the test fixture holding the sample in the correct position with the adhesive interface at 0.5 mm far from shear knife for shear tests [14]. In the push-out tests, the diameter of the punch may affect the bond strength. No effect was observed when the diameter was 90% of the canal diameter, but bond strength was lower when the punch diameter was 50-60% of the canal size [22].

Some studies describe how samples were fixed in the test machine or simply inform that the load was applied without pressure on the cement. Others have reported that the diameters of the "punch pins" in all tests were in accordance with the size of samples and induced a load from apical to the coronal direction on the post without applying any pressure over cement and/or over dentin [85, 146, 149-158]. All ensured that the force was properly applied. Figure 7 presents an experimental set-up images for the push-out test [183]. Figures 7 [183] and 8 [150] presents some examples of testing assembly (push-out bond strength test in Fig. 7, micro-push-out test in Fig. 8).

Fig 8c shows a typical force-displacement curve registered for the generic sample submitted to micro-push-out test and four different regions can be seen. An initial region (highlighted in red) in which, due to the clearance existing between the sample and the aluminium plate, as well as the rod tip and the sample, small values of force are registered against large displacement values; a second region (highlighted in blue) where a quasi-linear increase of the force with the displacement occurs; a third region (highlighted in green) where a sudden decrease of the force occurs, which indicates that the critical condition of failure has been reached; a fourth region (highlighted in grey) where, due to the fact that the portions of the bonding area at the post-cement interface that did not fail yet oppose the further displacement of the rod, a small increase of the

force is observed [150].

3.5.2 Crosshead speeds

Crosshead speeds vary from 0.01 mm/min to 10 mm/min and various studies were performed to study the influence of test speed on the bond strength tests [70, 75, 85, 98, 135, 145, 146, 161-168, 172]. Unlike controversial results of the macro-tests, when measuring micro-tensile bond strengths, some studies have reported that the influence of crosshead speed is insignificant [167, 168]. Poitevin et al. [168] recommended a cross-head speed of 1 mm/min for a more uniform stress-time pattern.

3.6. Variables related to the specimen geometry and the stress distribution

Castellan et al [8] investigated by FEA the use of a new push-out test by increasing the height of the used fiber post. The punch pin fits better to post, which benefit a safer and more precise load application. Figures 9, and 10 [8] shows the 3D-FEA models, corresponding to the experimental tests and the stress distribution using von Mises criteria. The ability of bond strength tests to accurately measure the bond strength of fiber posts luted into root canals was evaluated. FEA demonstrated that the geometry of the specimens for the different bond strength tests had a great influence on the stress distribution pattern. A high stress concentration was observed in the trimmed region of the hourglass microtensile (HM model) at, or close to, the external surface of the post. For the push-out (PS model), a high stress concentration was apparent at the top surface of the post, while the stress distribution is more uniform around the cement/dentin interface. In contrast, the pull-out (PL) and modified push-out (MP models) presented a stress distribution pattern that was U-shaped as a consequence of the loading

arrangement. The cement/post interface for the PS, PL, and MP models were subjected to a higher stress concentration than the cement/dentin interface [8].

Aksornmuang et al [187] investigated the qualities of two resin interfaces to dentin and fiber post and identified the weaker part by evaluating the regional microtensile bond strengths of four kinds of fiber posts to root canal dentin luted with dual-cure resin composites. Specimens in the form of hourglass, are also used to measure the bond strength between root dentin and fiber posts, however they produce a high number of premature failures [174]. The high variability affects the results even after eliminating or replacing the zero bonds. During bur-trimming of the hourglass shaped specimens vibrations are transmitted to the interfaces, which are stressed in an uncontrolled way [16]. Moreover, it is practically very difficult to limit the contact of bur tip on the post surface to one point, so as to just divide the bonded interface into two halves, without exerting any disrupting action on the cement–post–dentin interface [68].

The principal variables influencing the bond strength of glass fiber posts to root canals were summarised in table 2.

The smear layer, type os adhesive system and cement, the bonded area and the modulus of elasticity of the glass fiber post, modulus of elasticity of the resin cement are of great importance. Also, an adequate surface treatment of glass fiber posts should be performed before post cementing in the root canal. The canal and post shape are also influencing the test results. Finally, the load type and crosshead speed applied and the specimen geometry affect the stress distribution and in consequence the bond strength test results. To conclude, all these variables interfere directly in the bond strength results of glass fiber post to root canal.

4. Conclusions

The bond strength tests of glass fiber posts to dentin are performed by various mechanical testing methods and the enormous number of test variables involved and no real agreement on test standardization, make difficult the comparation of the results. Most of the tests carried out, in the literature between 2007 and 2015, were the push-out (75%), pull-out (13%) and microtensile (11,9%) tests, showing an inversion compared to the results found in studies published between 2005 and 2010, when push-out tests were used in a proportion of 2% and microtensile test in a proportion of 67% [66]. The push-out test emerged as a practical tool for evaluating the interfacial shear strength between fiber post and root canal walls as has the benefit of more closely simulating the clinical condition. On the other hand, investigating the retention of the posts to the root canals appears be more useful than testing the bond strengths of the fiber posts.

The validity of the tests can be improved by application of standardized protocols in test methodology. However, the major limitations are related to the use of different tooth structures, such as different dentin thicknesses and root canal shapes. These differences in tooth structure make difficult the standardization of resin cement thickness and post space preparation, for example.

The bond strength tests are carried out after the cementing of the glass fiber post in the root canal. The cementing of the glass fiber post is performed with resin cements which can be associated with adhesive systems adhering the post to dentin. The properties of these materials are critical, as no cementing agent has all of the ideal properties to promote adhesion of glass fiber post to dentin and there is no consensus on which

irrigation agents should be used during preparation of root canals and their influence on the degradation of the adhesive. In adition, there are others critical factors to be taken into account. For example, the geometry of the post and root canal (i.e. the choice between circular and oval cross sections of canals and posts can affect the test results), the type of load applied in the test may interfere in the test results (the application of an abnormal load on the sample or on the gripping mechanism significantly change the stress distribution in the bonding interface).

References

[1] Kalkan, M., Usumez, A., Ozturk, A.N. and Belli, S., Eskitascioglu, J. Prosthet. Dent. 96, 41– 46 (2006).
[2] Summit, J.B., Robbins, J.W. and Schwartz, R.S. Fundamentals of Operative Dentistry. (Quintessence, Chicago, 2001). 2nd ed., pp. 546-66.
[3]Bateman, G., Ricketts, D.N. and Saunders, W.P., Br. Dent. J. 195, 43–48 (2003).
[4]Bouillaguet, S., Troesch, S., Wataha, J.C., Krejci, I., Meyer, J.M., and Pashley, D.H., Dent. Mater. 19(3), 199-205 (2003).
[5]Morris, M.D., Lee, K.W., Agee, K.A., Bouillaguet, S., and Pashley, D.H., J. Endod. 27(12), 753-757 (2001).
[6]Bitter, K., Paris, S., Martus, P., Schartner, R., and Kielbassa, A.M., Int. Endod. J. 37, 840– 848 (2004).
[7]Whitworth, J.M., Walls, A.W.G., and Wassell, R.W., Br. Dent. J. 192, 315 – 327 (2002).
[8]Castellan, C.S., Santos-Filho, P.C., Soares, P.V., Soares, C.J., and Cardoso, P.E., J. Adhes. Dent. 12(6), 477-485 (2010).
[9]Finger, W.J., Am. J. Dent.1:184–188 (1988).
[10]Retief, D.H., Am. J. Dent. 4, 231–236 (1991).
[11]Oilo, G., Int. Dent. J. 43, 492–498 (1993).
[12]Watanabe, I., and Nakabayashi, N., J. Dent. 22, 67–72 (1994).
[13]Pashley, D.H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., and Carvalho, R.M., Dent. Mater. 11, 117–125 (1995).
[14] Dental materials - testing of adhesion to tooth structure. Second ed. Switzerland: 2003. Technical specification ISO/TS 11405.
[15] Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., and Pashley, D.H., Dent. Mater. 10(4), 236-240 (1994).
[16] Goracci, C., Sadek, F.T., Monticelli, F., Cardoso, P.E.C., and Ferrari, M., Dent. Mater. 20, 643–654 (2004).
[17] Braga, R.B., Meira, J.B.C., Boaro, L.C. C., and Xavier, T.A., Dent. Mater. 26, 38-49 (2010).
[18] Sirisha, K., Tankonda, R., Yalavarthi, R., and Pabbati, R., J. Conserv. Dent. 17(5), 420–426 (2014).
[19] Rosa, R.A., Barreto, M.S., Moraes, R. do A., Broch, J., Bier, C.A., Só, M.V., Kaizer, O.B.,and Valandro, L.F., Braz. Dent. J. 24(3), 241 -246 (2013).164 (2007).
[20] Bonfante, G., Kaizer, O.B., Pegoraro, L.F., and do Valle, A.L., Braz. Oral Res. 21(2), 159-
[21] Pelegrine, R.A., De Martin, A.S., Cunha, R.S., Pelegrine, A.A., and da Silveira Bueno, C.E.,Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. 110(5), e73-6 (2010).
[22] Pane, E.S., Palamara, J.E., and Messer, H.H., J. Endod. 39, 669–73 (2013).
[23] Ferrari, M., Cagidiaco, M.C., Goracci, C., Vichi, A., Mason, P.N., Radovic, I., and Tay, F.,Am. J. Dent. 20, 287-291 (2007).
[24] Schmitter, M., Rammelsberg, P., and Gabbert, O., Int. J. Prosthodont. 20, 173-178 (2007).

[25] Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Cury, A.H., Coniglio, I., Vulicevic, Z.R., Garcia-Godoy, F., and Ferrari, M., J. Dent. 35(6), 496-502. (2007).
[26] Wang, Y.J., Zhang, L., Chen, J.H., and Goracci, C., J. Adhes. Dent. 10(5), 385-91, (2008).
[27] Cagidiaco, M.C., Goracci, C., Garcia-Godoy, F., and Ferrari, M., Int. J. Prosthodont. (2008).
[28] Silva, L.M., Andrade, A.M., Machuca, M.F.G., Silva, P.M.B., Silva, R.V.C., and Veronezi, M.C., J. Appl. Oral Sci. 16(3), 232–235 (2008).
[29] Carvalho, C.A., Cantoro, A., Mazzoni, A., Goracci, C., Breschi, L., and Ferrari, M., Int. Endod. J. 42, 129–135 (2009).
[30] Teixeira, C.S., Alfredo, E., Thomé, L.H.C., Gariba-Silva, R., Yara, T., Silva-Sousa, C., and Damião Sousa-Neto, M., J. Appl. Oral Sci. 17.2, 129–135 (2009).
[31] Galhano, G., de Melo, R.M., Valandro, L.F., and Bottino, M.A., Indian J. Dent. Res. 20, 332–6 (2009).
[32] Coniglio, I., Garcia-Godoy, F., Magni, E., Carvalho, C.A., and Ferrari, M., Am. J. Dent., 22,290–294 (2009).
[33] Mazzoni, A., Marchesi, G., Cadenaro, M., Mazzotti, G., Di Lenarda, R., Ferrari, M., and Breschi, L., Eur. J. Oral Sci. 117, 447–453 (2009).
[34] Yavirach, P., Chaijareenont, P., Boonyawan, D., Pattamapun, K., Tunma, S., Takahashi, H., and Arksornnukit, M., Dent. Mater. J. 28(6), 686-92 (2009)
[35] Salz, U., and Bock, T., J. Adhes. Dent. 12, 343–71 (2010).
[36] Stewardson, D.A., Shortall, A.C., Marquis, P.M., and Lumley, P.J., Dent. Mater. 26, 730– 736 (2010).
[37] Rödig, T., Nusime, A.K., Konietschke, F., and Attin, T., J. Adhes. Dent. 12, 197–205 (2010).
[38] de Sousa Menezes, M., Queiroz, E.C., Soares, P.V., Faria-e-Silva, A.L., Soares, C.J., and Martins, L.R., J. Endod. 37(3), 398-402 (2011).
[39] Barbizam, J.V.B., Trope, M., Tanomaru - Filho, M., Teixeira, E.C.N., and Teixeira, F.B., J. Appl. Oral Sci. (6), 644–647 (2011).
[40] Silva, R.A., Coutinho, M., Cardozo, P.I., Silva, L.A., and Zorzatto, J.R., J. Appl. Oral Sci.19(4), 355-62 (2011).
[41] Farina, A.P., Cecchin, D., Garcia, L.da F., Naves, L.Z., and Pires-de-Souza, F. de C., Aust. Endod. J. 37(2), 44–50 (2011).
[42] Carvalho, C.A., Breschi, L., Navarro, M.F., Atta, M.T., and Ferrari, M., J. Appl. Oral Sci.20(6), 613–619 (2012). [34] Yavirach, P., Chaijareenont, P., Boonyawan, D., Pattamapun, K., Tunma, S., Takahashi, H., and Arksornnukit, M., Dent. Mater. J. 28(6), 686-92 (2009)
[35] Salz, U., and Bock, T., J. Adhes. Dent. 12, 343–71 (2010).
[36] Stewardson, D.A., Shortall, A.C., Marquis, P.M., and Lumley, P.J., Dent. Mater. 26, 730– 736 (2010).
[37] Rödig, T., Nusime, A.K., Konietschke, F., and Attin, T., J. Adhes. Dent. 12, 197–205 (2010).
[38] de Sousa Menezes, M., Queiroz, E.C., Soares, P.V., Faria-e-Silva, A.L., Soares, C.J., and Martins, L.R., J. Endod. 37(3), 398-402 (2011).
[39] Barbizam, J.V.B., Trope, M., Tanomaru - Filho, M., Teixeira, E.C.N., and Teixeira, F.B., J. Appl. Oral Sci. (6), 644–647 (2011).
[40] Silva, R.A., Coutinho, M., Cardozo, P.I., Silva, L.A., and Zorzatto, J.R., J. Appl. Oral Sci. 19(4), 355-62 (2011).

[41] Farina, A.P., Cecchin, D., Garcia, L.da F., Naves, L.Z., and Pires-de-Souza, F. de C., Aust. Endod. J. 37(2), 44–50 (2011).
[42] Carvalho, C.A., Breschi, L., Navarro, M.F., Atta, M.T., and Ferrari, M., J. Appl. Oral Sci. 20(6), 613–619 (2012).
[43] Ozcan, E., Çapar, I.D., Cetin, A.R., Tunçdemir, A.R., and Aydınbelge, H.A, Aust. Dent. J. 57, 166–170 (2012).
[43]Bitter, K., Eirich W., Neumann, K., Weiger, R., and Krastl, G., Int. Endod. J. 45, 1116–1126 (2012).
[44]Mozayeni, M. A., Zadeh Y. M., Paymanpour, P., Ashraf, H., and Mozayani, M., Dent. Res. J. (Isfahan) 10(3), 359–363 (2013).
[45]Türker, S.A., Uzunoğlu, E., and Yılmaz, Z., Restor. Dent. Endod. 38(4), 234–240 (2013).
[46]Yahyazadehfar, M., Ivancik, J., Majd, H., An, B., Zhang, D., and Arola, D., Appl. Mech. Rev. 66.3, 0308031–03080319 (2014).
[47]Das, A., Kottoor, J., Mathew, J., Kumar, S., and George, S., J. Conserv. Dent. 17(6), 546– 549 (2014).
[49]Gaitan-Fonseca, C., Collart-Dutilleul, P., Semetey, V., Romieu, O., Cruz, R., Flores, H., Cuisinier, F., Pérez, E., and Pozos-Guillen, A., J. Appl. Oral Sci. 21(1), 63–67 (2013).
[50]Sadullah, K., Özer, S. Y., Adigüzel, O., Oruçoğlu, H., Değer, Y., Tümen, E. C., and Uysal, I., Med. Sci. Monit. 21, 937–944 (2015).
[51]Koibuchi, H., Yasuda, N., Nakabayashi, N., Dent Mater.17:122–6 (2001).
[52]Tani, C., Finger, W.J., J Adhes Dent. 4:283–9 (2002).
[53]Neel, E. A. A., Bozec, L., Perez, R.A., Kim, H-W., and Knowles, J.C., Int. J. Nanomedicine 10, 6371-6394 (2015).
[54]Jang, D.-E., Lee, J.-Y., Jang, H.-S., Lee, J.-J., and Son, M.-K., J. Adv. Prosthodont. 7(4), 278-287 (2015).
[55]Farina, A.P., Chiela, H., Carlini-Junior, B., Mesquita, M.F., Miyagaki, D.C., Ferraz, C.C.R., Vidal, C.M.P., and Cecchin, D., J. Prosthodont. 25, 54–60 (2016)
[56]Macedo, V.C., Souza, N.A.Y., Faria e Silva, A.L., Cotes, C., da Silva, C., Martinelli, M., and Kimpara, E.T., Oper. Dent. 38-4, E128-E133 (2013).
[57]Chen, Q., Cai, Q., Li, Y., Wei, X.Y., Huang, Z., and Wang, X.Z., J. Adhes. Dent. 16, 177– 184 (2014).
[58]Shirinzad, M., Ebadi, S., Shokripour, M., and Darabi, M., J. Dent. (Shiraz) 15(1): 22–27 (2014).
[59]Majeti, C., Veeramachaneni, C., Morisetty, P.K., Rao, S.A., and Tummala, M., J. Adv. Prosthodont. 6.4, 295–301 (2014).
[60]Cecchin, D., Farina, A.P., Giacomin, M., Vidal C.M.P., Carlini-Junior, B., and Ferraz, C.C.R., J. Endod. 40(12), 2045-8 (2014).
[61]Mosharraf R., and Zare, R., J. Dent. (Tehran) Vol. 11, No. 4 (2014)
[62] Sarkis-Onofre, R., Skupien, J.A., Cenci, M.S., Moraes, R.R., and Pereira-Cenci, T., Oper. Dent., Vol. 39, No 1, E31-E44 (2014).
[63] Goracci, C., Grandini, S., Bossu, M., Bertelli, E., and Ferrari, M., J. Dent. 35, 827–35 (2007).
[64] Faria-e-Silva, A.L., Menezes, M. de S., Silva, F.P., Reis, G.R., and Moraes, R.R., Braz. Oral Res. 27, 14-19 (2013).
[65] Sales, G.C.F., Gusmão, E.S., dos Santos, R.L., Carlo, H.L., de Barros, S., and de Figueiredo,V.W.G., Appl. Adhes. Sci. 2, 11 (2014),

[66] De Munck, J., Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A., and Van Meerbeek, B., Dent. Mater. 26, e125-e157 (2010).
[67] Saraiva, L.O., Aguiar, T.R., Costa, L., Correr-Sobrinho, L., Muniz, L., and Mathias, P., Contemp. Clin. Dent. 4(4), 443-7 (2013).
[68] Goracci, C., Tavares, A.U., Fabianelli, A., Monticelli, F., Raffaelli, O., Cardoso, P.C., Tay,F., and Ferrari, M., Eur. J. Oral Sci. 112, 353–361 (2004).
[69] Farina, A.P., Cecchin D., Garcia, L.F.C., Naves, L.Z., Correr Sobrinho, L., and Pires-de-Souza, F. de C., J. Adhes. Dent. 13(2), 179-86 (2011).
[70] Graiff L., Rasera, L., Calabrese, M., and Vigolo, P., Int. J. of Dentistry, 1-9, (2014).
[71] Phrukkanon, S., Burrow, M.F., and Tyas, M.J., J. Dent. 27(4), 265-74 (1999).
[72]Perdigão, J., Gomes, G., and Augusto, V., J. Prosthodont. 16(3), 154-164 (2007).
[73]Khalighinejad, N., Feiz, A., Faghihian, R., and Swift, E.J. Jr., Am. J. Dent. 27, 3–6 (2014).
[74]Bitter, K., Paris, S., Mueller, J., Neumann, K., and Kielbassa, A.M., J. Adhes. Dent. 11, 7– 14 (2009).
[75]Tuncdemir, A.R., Yildirim, C., Ozcan, E., and Polat, S., J. Adv. Prosthodont. 5(4), 457-63 (2013).
[76]Martinho, F.C., Carvalho, C.A., Oliveira, L.D., de Lacerda, A.J., Xavier, A.C., Augusto, M.G., Zanatta, R.F., and Pucci, C.R., J. Endod. 41(1), 83-7 (2015).
[77]Bitter, K., Aschendorff, L., Neumann, K., Blunck, U., and Sterzenbach, G., Clin. Oral Investig. 18(3), 927-34 (2014).
[78]Amaral M., Rippe, M.P., Bergoli, C.D., Monaco, C., and Valandro, L.F., Gen. Dent. 59(5),e185-91 (2011).
[79]Cecchin, D., de Almeida, J.F., Gomes, B.P., Zaia, A.A., and Ferraz, C.C., J. Endod. 37,1310–1315 (2011).
[80]Lindblad, R.M., Lassila, L.V., Salo, V., Vallittu, P.K., and Tjaderhane, L., J. Dent. 40, 718–722 (2012).
[81]Tang, W., Wu, Y., and Smales, R.J., J. Endod. 36, 609–617 (2010).
[82]Marshal G.W., Kinney, J.H., and Balooch M., J. Dent. 25, 441-58 (1997).
[93] Aksornmuang, J., Nakajima, M., Senawongse, P., and Tagami, J., J. Dent. 39, 422–429 (2011)
[94] Garoushi, S.K., Vallittu, P.K., Watts, D.C., and Lassila, L.V.J., Dent. Mater. 24(2), 211–5 (2008).
[95] Makarewicz, D., Le, Bell-Rönnlöf, A.M.B., Lassila, L.V.J., and Vallittu, P.K., Open. Dent. J. 26(7), 68-75 (2013).
[96] Faria e Silva, A.L., Arias, V.G., Soares, L.E., Martin, A.A., and Martins, L.R., J. Endod. 33(3), 303-305 (2007).
[97] Tay, F.R., Loushine, R.J., Lambrechts, P., Weller, R.N., and Pashley, D.H., J. Endod. 31(8), Int. J. 584-589 (2005).
[98] Le Bell, A.M., Tanner, J., Lassila, L.V., Kangasniemi, I., and Vallittu, P.K., J. Prosthodont. 16(4), 403-408 (2003).
[99] Ferrari, M., Carvalho, C.A., Goracci, C., Antoniolli, F., Mazzoni, A., Mazzotti, G., Cadenaro, M., and Breschi, L., J. Dent. Res. 88, 951-956 (2009).
[100] Sanares, A.M., Itthagarun, A., King, N.M., Tay, F.R., and Pashley, D.H., Dent. Mater. 17,542-56 (2011).
[101] Grandini, S., Chieffi, N., Cagidiaco, M.C., Goracci, C., and Ferrari, M., Dent. Mater. J. 7,687–94 (2008).

[102]Soares CJ, Pereira JC, Valdivia ADCM, Novais VR, Meneses MS., Int Endod J 2012; 45: 136-45.
[103]de Castro Albuquerque R, Polleto LT, Fontana RH, Cimini CA, J Oral Rehabil. 2003 Sep; 30(9):936-43.
[104]Sirimai, S., Riis, N.D., and Morgano, S.M., J. Prosthet. Dent. 81(3), 262–269 (1999).
[105]Lassila, L.V., Tanner, J., Le Bell A.M., Narva, K., and Vallittu, P.K. Dent. Mater. 20, 29– 36 (2000).
[106]Ferrari, M., Vichi, A., and Garcia-Godoy, F., Am. J. Dent. 13, 15B–18B (2000).
[107]Lindblad, R.M., Lassila, L.V., Salo, V., Vallittu, P.K., and Tjaderhane, L., J. Dent. 38, 796–801 (2010).
[108]Malferrari, S., Monaco, C., and Scotti, R., Int. J. Prosthodont. 16, 39–44 (2003).
[109]Demiryürek, E.O., Külünk, Ş., Yüksel, G., Saraç, D., and Bulucu, B., J. Endod. 36, 497– 501 (2010).
[110]Gomes, G., and Lee, I.K., Dent. Mater. 22, 752-8 (2006).
[111]Kahnamouei, M., Mohammadi, N., Navimipour, E., and Shakerifar, M., Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal 17(2), e337–e344 (2012).
[112]Calixto, L.R., Bandéca, M.C., Clavijo, V., Andrade, M.F., Vaz, L.G., and Campos, E.A., Oper. Dent. 37(1), 80-6 (2012).
[113] D'Arcangelo, C., Cinelli, M., de Angelis, F., and D'Amario, M., J. Prosthet. Dent. 98(3), 193–198 (2007).
[114] Valandro, L.F., and Bottino, M.A., J. Endodont. Mater. 4, 271–4 (2003).
[115] Sahafi, A., Peutzfeldt, A., and Ravvnholt, G., Clin. Oral Invest. 9, 84–90 (2005).
[116] Balbosh, A., and Kern, M., J. Dent. 95, 218–23 (2006).
[117] Bitter, K., Priehn, K., and Martus, P., J. Prosthet. Dent. 95, 302–10 (2006).
[118] D'Arcangelo, C., D'Amario, M., Vadini, M., De Angelis, F. and Caputi, S., J. Endod. 33, 864–7 (2007).
[119] Xible, A.A., de Jesus Tavarez, R.R., de Araujo, C. dos R., and Bonachela, W.C.,Prosthet. Dent. 95, 224–9 (2006).
[120] Liu, C., Liu, H., Qian, Y-T., Zhu, S., and Zhao, S-Q., Int. J. Oral Sci. 6(1), 56–60 (2014).
[121] Papacchini, F., Monticelli, F., Radovic, I., Chieffi, N., Goracci, C., Tay, F.R., Polimeni, A., and Ferrari, M., J. Biomed. Mater. Res. B. Appl. Biomater. 82, 298–304 (2007).
[122] Bitter, K., Neumann, K., and Kielbassa, A.M., J. Adhes. Dent. 10, 481–9 (2008).
[123] Khoroushi, M., Mazaheri, H., Tarighi, P., Samimi, P., and Khalighinejad, N., Restor. Dent.Endod. 39(4), 303-9 (2014).
[124]Talebian, R., Khamverdi, Z., Nouri, M., and Kasraei, S., J. Conserv. Dent. 17(3),220–224 (2014),
[125]Machado, F.W., Bossardi, M., Ramos, T.S., Valente, L.L., Münchow, E.A. and Piva, E., J. Endod. 41(1), 106-10 (2015).
[126]Goracci, C., Raffaelli, O., Monticelli, F., Balleri B., Bertelli E., and Ferrari M., Dent. Mater. 21(5), 437-444 (2005).
[127]Perdigão, J., Restoration of Root Canal-Treated Teeth: An Adhesive Dentistry Perspective, (Springer International Publishing, Switzerland, 2016). 1st ed., Chap. 9, pp. 181-203.
[128]Perdigão, J., Gomes, G., and Lee, I.K., Dent. Mater. 22, 752–758 (2006).
[129]Zicari F., De Munck, J., Scotti, R., Naert, I., and Van Meerbeek, B., Dent.

Mater.28, 287– 297 (2012).
[130]Lazari, P.C., Oliveira, R.C., Anchieta, R.B., Almeida, E.O., Freitas Junior, A.C., Kina, S., and Rocha, E.P., J. Appl. Oral Sci. 21.6 511–517 (2013).
[131]Spazzin, A.O., de Moraes, R.R., Cecchin, D., Farina, A.P., Carlini-Júnior, B., and Correr-Sobrinho, L. J. Appl. Oral Sci. 17(5), 476-80 (2009).
[132]Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., Vallittu, PK., and Lassila, LV., Acta Odontol. Scand. 71, 175–182 (2013).
[134] Das, A.K., Muddugangadhar, B.C., Amarnath, G.S., Garg, A., Kumar, U., and Rao, T.R., J. Int. Oral Health 7(Suppl 1), 62–67 (2015).
[135] Er, Ö, Kılıç, K., Kılınç, H.I., Aslan, T., and Sağsen, B., J. Adv. Prosthodont. 7(1), 15–20 (2015).
[136] Muñoz, C., Llena, C., and Forner, L., J. Endod. 37, 1386–1389 (2011).
[137] Coniglio, I., Magni, E., Cantoro, A., Goracci, C., and Ferrari, M., Clin. Oral Investig. 15, 667–672 (2011).
[138] Er, O., Kilic, K., Esim, E., Aslan, T., Kilinc, H.I., and Yildirim, S., J. Adv. Prosthodont. 5(4), 434–439 (2013).
[139] Kıvanç B., Deniz, Arısu, H., Uçtaşlı M.B., and Okay, T.C., J. Adv. Prosthodont. 5(3), 305-11 (2013).
[140] Mesquita, G.C., Veríssimo, C., Raposo, L.H.A., Santos-Filho, P.C.F., Mota, A.S., and Soares, C.J., Braz. Dent. J. 24(4), 340-3 (2013).
[141]Silveira, L.F.M., Silveira, C.F., Martosa, J., and Castro, L.A.S., J. Microscopy Ultrastructure 1 (1–2), 51–56 (2013).
[142] Borges, M.G., Faria-e-Silva, A.L., Santos-Filho, P.C.F., Silva, F.P., Martins, L.R.M., and Menezes, M.S., Braz Dent. J. 26(2), 141-5 (2015).
[143] Mumcu, E., Erdemir, U., and Topcu, F.T., Dent. Mater. J. 29(3), 286-96 (2010).
[144] Gomes, G.M., Gomes, O.M., Reis, A., Gomes, J.C., Loguercio, A.D., and Calixto, A.L., Braz. Dent. J. 22(6), 460-7 (2011).
[145] Webber, M.B., Michida, S.M., Marson, F.C., de Oliveira, G.C., and de Oliveira e Silva, C., J. Int. Oral Health 7(4), 7-12 (2015).
[146] Chang, H.S., Noh, Y.S., Lee, Y., Min, K.S., and Bae, J.M., J. Adv. Prosthodont. 5.3, 278– 286 (2013).
[147] Silva, N.R., Calamia, C.S., Harsono, M., Carvalho, R.M., Pegoraro, L.F., Fernandes, C.A., Vieira, A.C., and Thompson, V.P., Dent. Mater. 22, 314–24 (2006).
[148] Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I.C., and Cardew, G., J. Dent. 17, 61–7 (1989).
[149] Mosharraf, R., and Haerian, A., Dent. Res. J. (Isfahan) 81, S88-S93 (2011).
[150] Grassi, F.R., Pappalettere, C., Di Comit, M., Corsalini, M., Mori, G., Ballini, A., Crincoli, V., Pettini, F., Rapone, B., and Boccaccio, A., Int. J. Med. Sci. 9(8), 642–654 (2012);
[151] Kahnamouei, M.A., Mohammadi, N., Navimipour, E.J., and Shakerifar, M., Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal 17(2), e337–e344 (2012).
[152] Kadam, A., Pujar, M., and Patil, C., J. Conserv. Dent. 16(5), 444–448 (2013).
[153] Daneshkazemi, A.R., Davari, A.R., Ataei, E., Dastjerdi, F., and Hajighasemi, E., Dent. Res. J. (Isfahan) 10(2), 202–209 (2013).
[154] Bitter, K., Gläser, C., Neumann, K., Blunck, U., and Frankenberger, R., PLoS One 9(2), e86294 (2014).
[155] Pereira, J.R., Rosa, R.A., Só, M.V.R., Afonso, D., Kuga, M.C., Honório, H.M., Valle, A.L., and Vidotti, H.A., J. Appl. Oral Sci. 22(5), 390–396 (2014).

[156] Uzunoğlu, E., Türker, S.A., and Yilma, J. Conserv. Dent. 17(3), 255–260 (2014).
[157] Khamverdi, Z., Damavandi, L.Y., and Kasraei, S., J. Dent. (Tehran) 11(1), 85–92 (2014).
[158] Khoroushi, M., and Kachuei, M., Restor. Dent. Endod. 39(2), 95–103 (2014).
[159] Souza-Junior, E.J., Bueno, V.C., Dias C.T., and Paulillo, L.A., Acta Odontol. Latinoam.23(3), 216-21 (2010).
[160] Dimitrouli, M., Günay, H., Geurtsen, W., and Lührs, Ak., Clin. Oral Invest. 15, 273–281 (2011).
[161] Barutcigil Ç, Arslan, H., Özcan, E., and Harorlı O.T., J. Conserv. Dent. 15(3), 242–245 (2012).
[162] Sukuruglu, E., Aslan, Y., Nagas, E., Canay, S., and Senyilmaz, D.P., J. Adh. Sci. Tech. 29 (16), 1680-1689 (2015).
[163] Migliau, G., Piccoli, L., Besharat, L.K., Di Carlo, S., and Pompa, G., Ann. Stomatol. (Roma) 6(1), 10–14 (2015).
[164] Choudhary, S., Begum, Z., and Choudhary, P., J. Int. Soc. Prev. Community Dent. 4(2), 87-91 (2014).
[165] Marchionatti, A.M., Wandscher, V.F., Broch J., Bergoli, C.D., Maier J., Valandro L.F., and Kaiser, O.B., J. Appl. Oral Sci. 22(5), 450–458 (2014).
[166] Santana, F.R., Soares, C.J., Ferreira, J.M., Valdivi, A.D., Souza, J.B., and Estrela, C., J. Clin. Exp. Dent. 6(4), e350–e356 (2014).
[167] Reis, A., de Oliveira Bauer, J.R., and Loguercio, A.D., J. Adhes. Dent. 6, 275–8 (2004).
[168] Poitevin, A., De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P., and Van Meerbeek, B., J. Adhes. Dent. 10, 7 –16 (2008).
[169] DeHoff, P.H., Anusavice, K.J., and Wang, Z. Dent. Mater. 11, 126–31 (1995)
[170] Van Noort, R., Cardew, G.E., Howard, I.C., and Noroozi, S., J. Dent. Res. 70, 889–93 (1991).
[171] Meyenberg, K.H., Lüthy, H., and Schärer, P., J. Esthet. Dent. 7, 73–80 (1995).
[172] Naumann, M., Blankenstein, F., Kiessling, S., and Dietrich, T., Eur. J. Oral Sci. 113, 519-524 (2005).
[173] Hagge, M.S., Wong, R.D., and Lindemuth J.S., J. Prosthodont. 11, 168–175 (2002).
[174] Soares, C.J., Santana, F.R., Castro, C.G., Santos-Filho, P.C., Soares, P.V., Qian, F., and Armstrong, S.R., Dent. Mater. 24(10) 1405-1411 (2008).
[175] Sterzenbach, G., Karajouli, G., Naumann, M., Peroz, I., and Bitter, K., Acta Odontol. Scand. 70(5), 368-76 (2012).
[176] Goracci, C., Sadek, F.T., Fabianelli, A., Tay, F.R., and Ferrari, M., Oper. Dent. 30(5), 627-35 (2005).
[177] Souza, A.C., Gonçalves, F.de C., Anami, L.C., Melo, R.M., Bottino, M.A., and Valandro, L.F., J. Adhes. Dent. 17(2), 175-80 (2015).
[178] Bergoli, C.D., Amaral M., Boaro, L.C.C., Braga, R.R., and Valandro, L.F., J. Adhes. Dent.14(5), 471-8 (2012)
[179] Durão Mauricio, P.J., González-López, S., Aguilar-Mendoza, J.A., Félix S., and González-Rodríguez, M.P., J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater. 83(2), 364–372 (2007).
[180] Gallo, J.R., Miller, T., Xu, X., and Burgess, J.O., J. Prosthodont. 11, 25-9 (2002)
[181] Beriat, N.C., Ertan, A.A., Yilmaz, Z., Gulay, G., and Sahin, C., Dent. Mater J. 31(4), 575-82 (2012).

[182] Bitter, K., Perdigão, J., Exner, M., Neumann, K., Kielbassa, A., and Sterzenbach G., Oper.Dent. 37(4), 397-405 (2012).
[183] Kirmali, O., Kustarci, A., Kapdan, A., and Er, K., Acta Odontol. Scand. 73(5), 380-6. (2015).
[184] Cardoso, P.E.C., Braga, R.R., and Carrilho, M.R.O., Dent. Mater. 14(6), 394-8 (1998).
[185] Pashley, D.H., Carvalho, R.M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., Fernandes, C.A., and Tay. F., J. Adhes. Dent. 1(4), 299-309 (1999).
[186] Goracci, C., Fabianelli, A., Sadek, F.T., Papacchini, F., Tay, F.R., and Ferrari, M., J.Endod. 31(8), 608-12 (2005).
[187] Aksornmuang, J., Nakajima, M., Foxton, R.M., Panyayong, W., and Tagami, J., Oper. Dent. 33(6), 636-43 (2008).
[188] Schwartz, R.S., and Fransman, R., J. Endod. 31, 151-165 (2005).
[189] Gulve, M.N., and Gulve, N.D., (Isfahan) 10(6), 737–743 (2013).
[190] Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., De Munck J. Dent Mater. 26, 100–121 (2010).
[191] Silva, N. R., Castro, C.G., Santos-Filho, P.C., Silva, G.R., Campos, R.E., Soares, P.V., Soares, J.C. Indian J Dent Res. 20:153–8 (2009).
[192] Torbjörner, A., Karlsonn, S., Syverud, M., and Hehsten-Pettersen, A., Eur. J. Oral Sci. 104, 605-611 (1996).
[193] Carvalho, R.M., Pegoraro, T.A., Tay, F.R., Pegoraro, L.F., Silva, N.R., and Pashley, D.H., J. Dent. 32, 55-65 (2004).
[194] Perdigão, J., Geraldeli, S., and Lee, I.K. Am. J. Dent. 17, 422- 426 (2004).
[195] Innella, R., Autieri, G., Ceruti, P., and Gassino, G., Minerva. Stomatol 54(9), 481-8 (2005).
[196] Tay, F.R., Suh Bl, Pashley, D.H., Prati, C., Chuang, SF., and Li, F., J. Adhes. Dent. 5(2), 91-105 (2003).
[197] Youm, S.-H., Jung, K.-H., Son, S.-A., Kwon, Y.-H., and Park, J.-K., J. Adv. Prosthodont.7.4, 317–322 (2015).
[198] Giudice, G. L., Cutroneo, G., Centofanti, A., Artemisia, A., Bramanti, E., Militi, A., Rizzo, G., Favaloro, A., Irrera, A., Giudice, R. L., and Cicciù, M., Biomed. Res. Int. 2015, 164065 (2015).
[199] Moraes, R. R., Pereira-Ceci, T. , A. P., Cenci, M. S., Appl. Adhes. Sci., 1, 4 (2013).
[200] Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR., J Adhes Dent., 6:117–21, (2004).
[201] Armstrong ,S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H., Soares, C. J., Yamagawa, J., Dent Mater., 26(2): 50-62 (2010).
[202] Meira, J. B., Souza, R. M., Driemeier, L., Ballester, R. Y. J Adhes Dent, 6:267-273 (2004).
[203] De Munck. J, Vargas, M., Van Landuyt, K., Hikita, K., Lambrechts, P. and Van Meerbeek, B., Dent. Mater. 20(10) 963-971(2004).
[204] Bitter, K., Meyer-Lueckel, H., Priehn, K., Kanjuparambil, J. P., Neumann, K. and Kielbassa, A. M., Int. Endod. J. 39(10) 809-818 (2006).
[205] Mazzitelli. C., Monticelli, F., Osorio, R., Casucci, A., Toledano, M. and Ferrari, M. Dent.Mater. 24(9) 1156-1163 (2008).
[206] Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Am J Dent 13:255-60 (2000).

Fig. 1. Assembly of the push-out bond strength test. (A) photograph of the assembly installed on a universal testing machine, (B) a magnified schematic diagram of the circled area of (A) (p: post, t: tooth, r: acrylic resin, h: hole for the post being pushed-out on loading) [146].

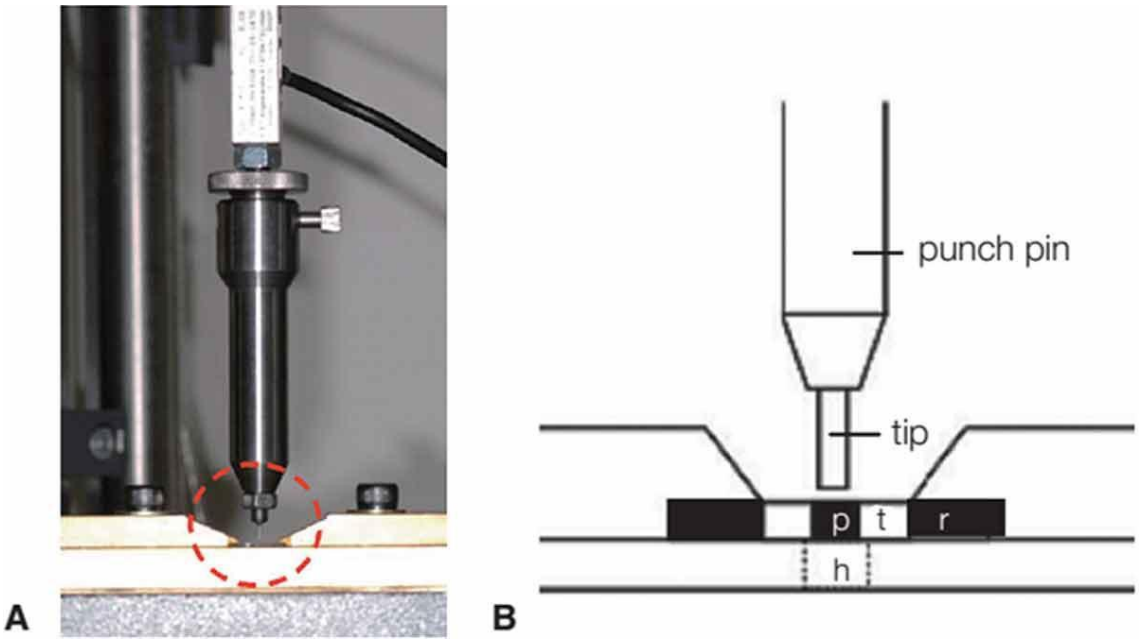


Fig. 2. Procedure for the preparation of trimmed microtensile specimens. A) The post cemented root is transversely sectioned into a series of1-mm thick slices. B) By means of a water cooled diamond bur, each slice is trimmed to an hourglass profile [68].

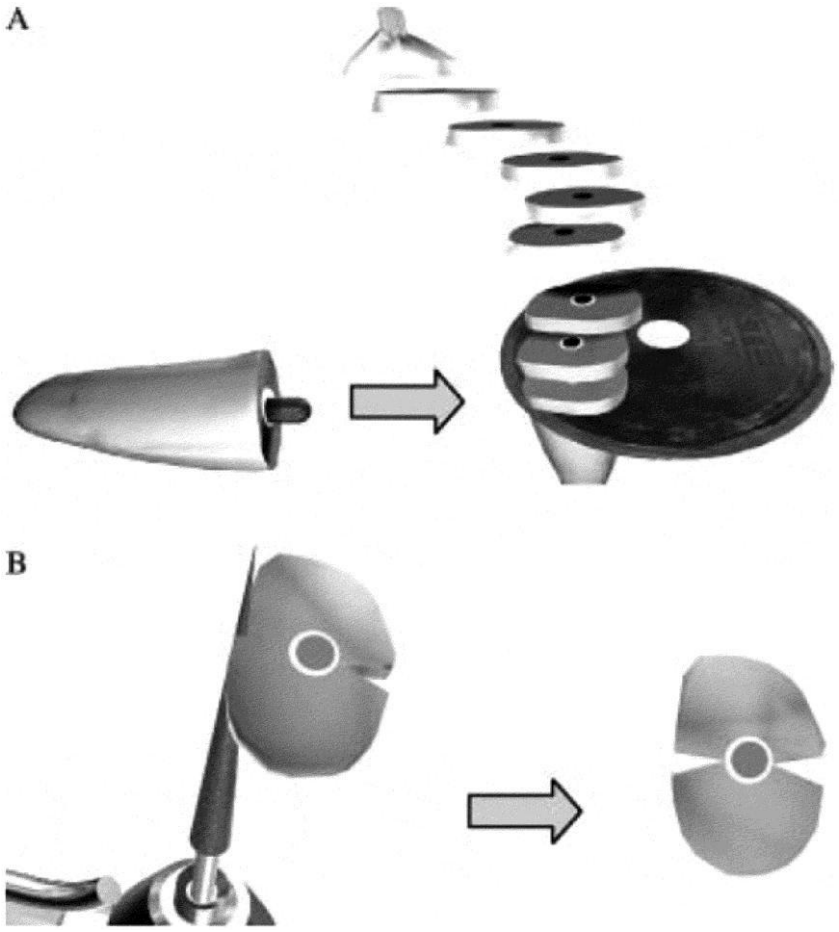


Fig. 3. Schematic drawing of preparation of specimens for pull-out test [70].

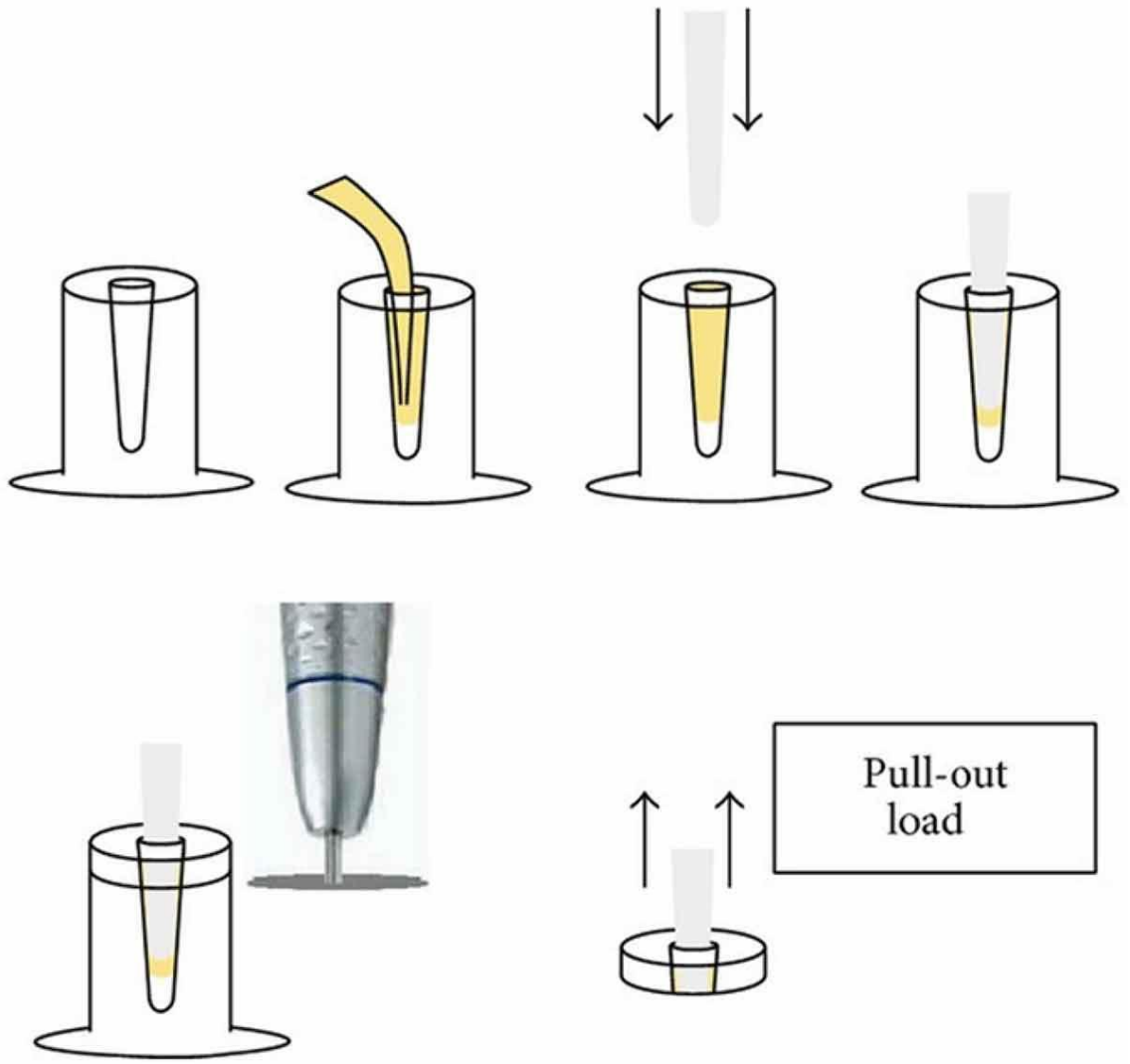


Fig. 4 - (A) Cervical aspect of circular fiber-post slice, (B) Apical aspect of circular fiber-post slice, (C) Cervical aspect of oval fiber-post slice, (D) Apical aspect of oval fiberpost slice [135]

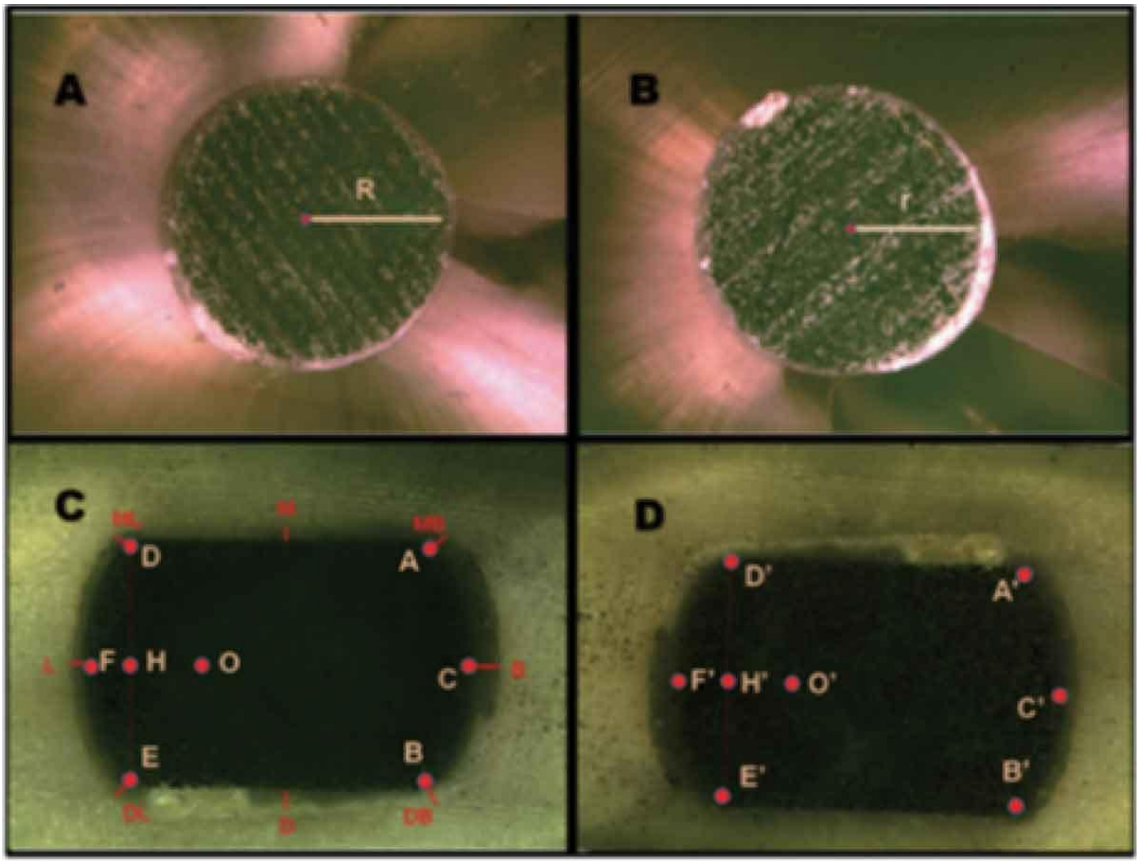


Fig. 5. von Mises stresses for oval fiber post [138].

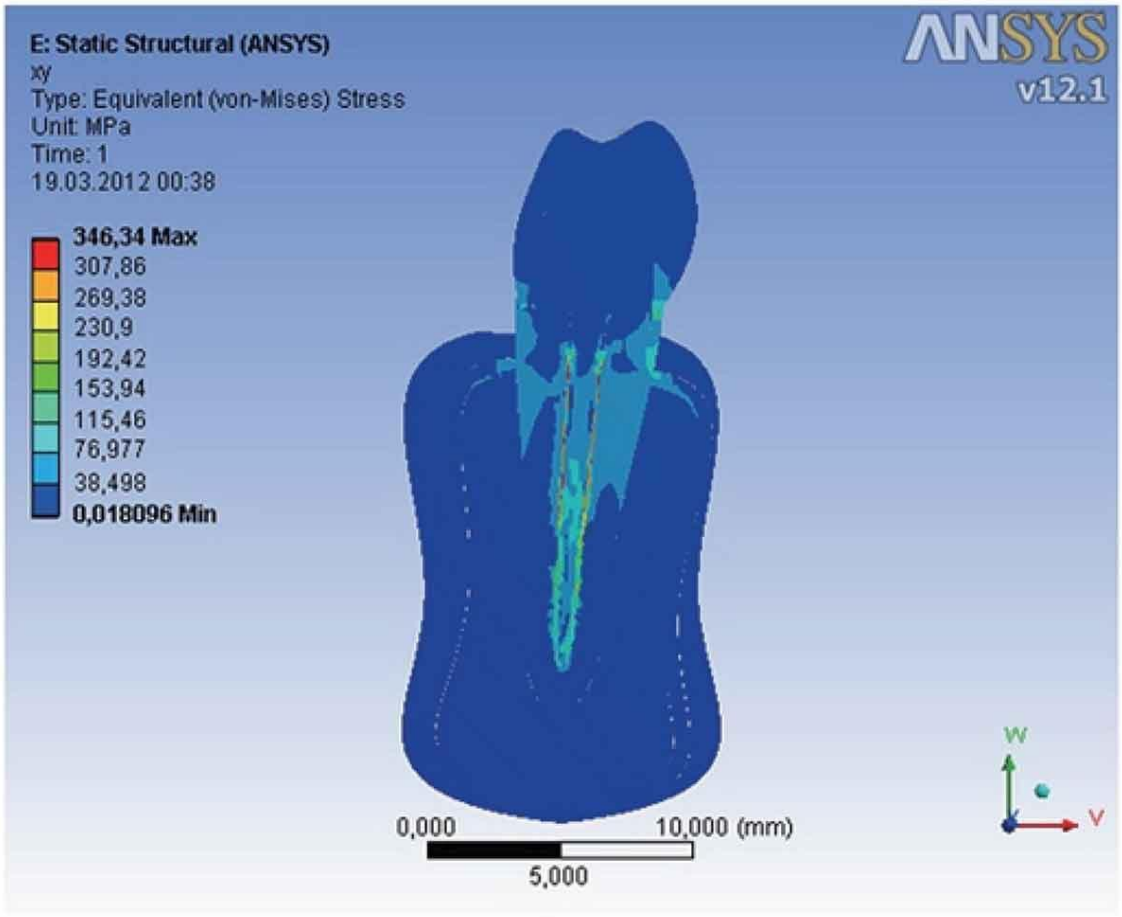


Fig. 6. von Mises stresses for circular fiber post [138].

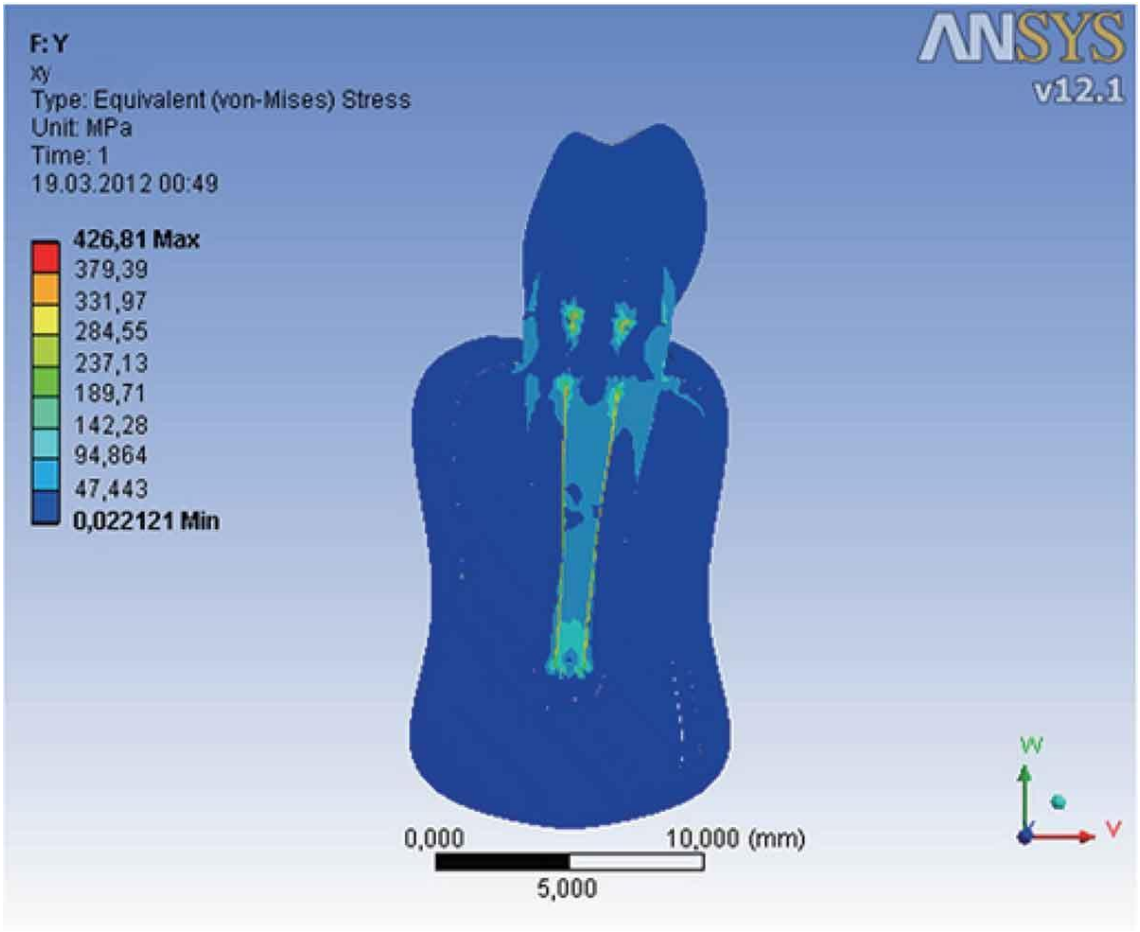


Fig. 7. Experimental set-ups images. (A) laser application, (B) post/dentin slice section process, (C) actual length measurement, (D) compressive load application [183].



Fig. 8 Schematic (a) and picture (b) of the loading system utilized to perform the micro-push-out test; (c) typical force-displacement curve registered for the generic sample submitted to micro-push-out test [150].

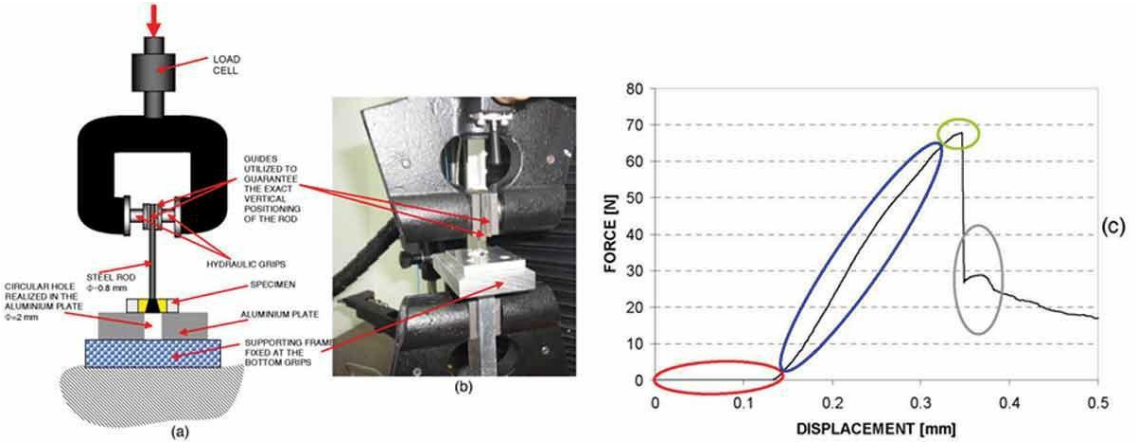


Fig. 9 – Four 3D-FEA models, corresponding to experimental tests, were developed by CAD/CAE software. (A) areas; (B) volumes; (C) mesh of structures; and (D) stress distribution using von Mises criteria. (E) Device used for bond strength test [8].

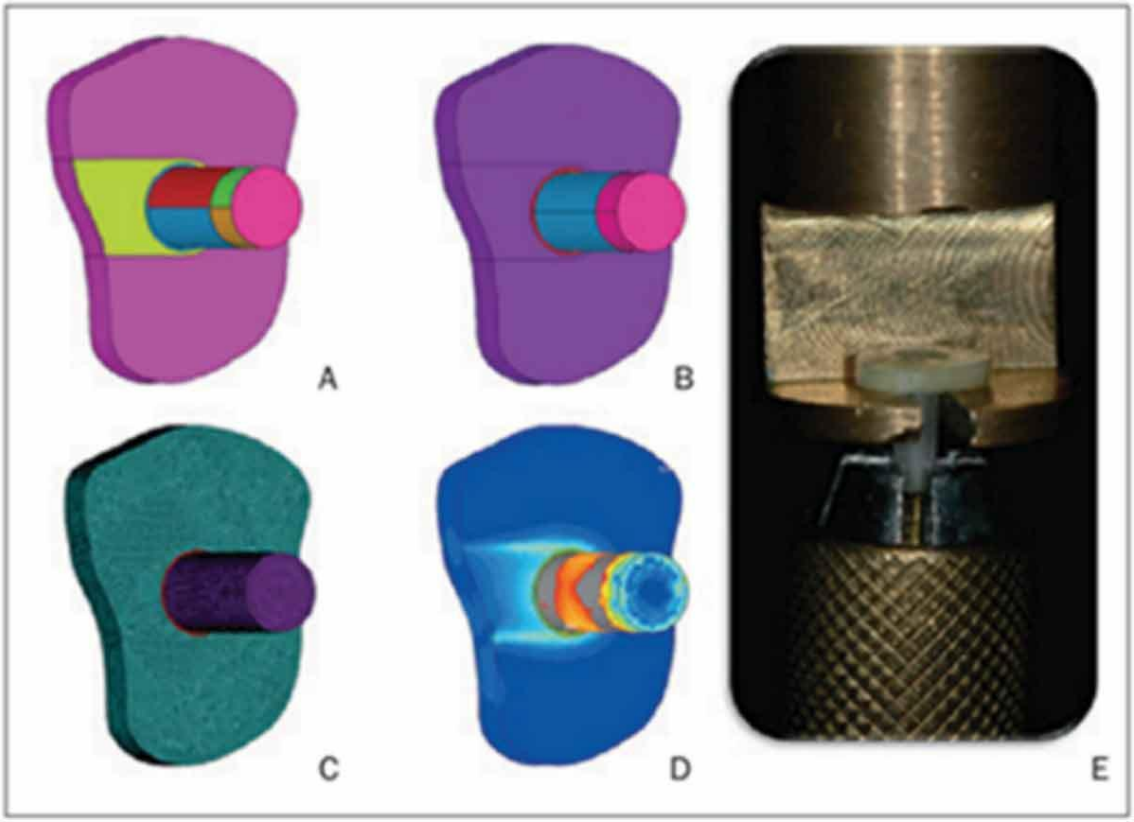


Fig. 10– Stress distribution using von Mises criteria [8].

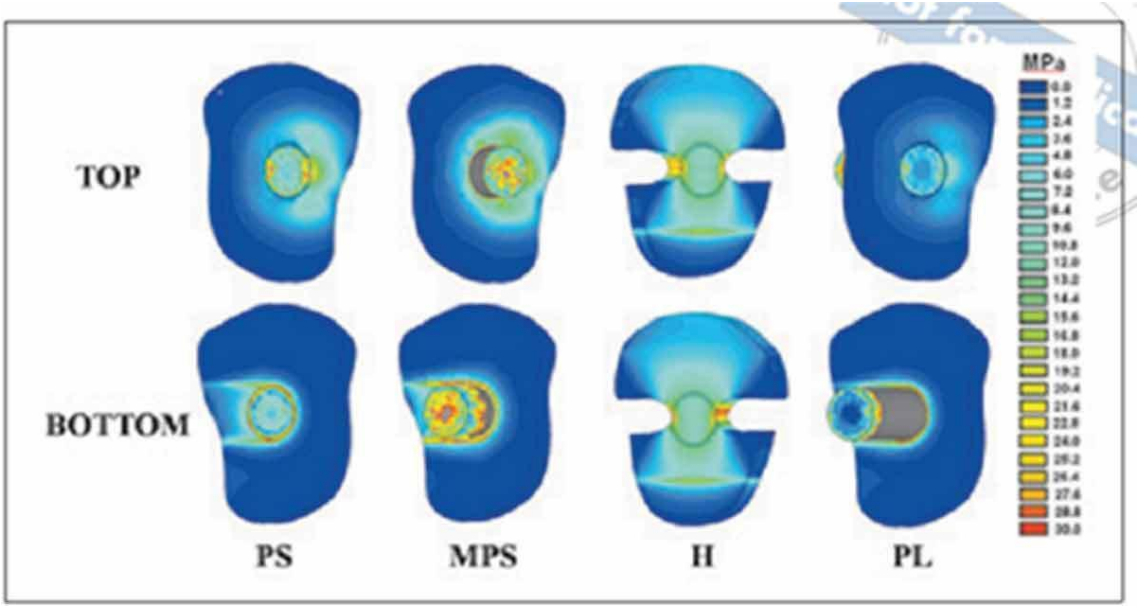


Table 1 List of the main topics considered in the reviewed publications.

Main topics										
Topic	Publication Year									
	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015	- /2015
Push-out test	1	1	7	6	8	6	14	12	8	63
Pull-out test	1	1	1	2		1	1	3	1	11
Microtensile test	2	2	1	1	1			2	1	10
Other tests	9	3	7	5	4	7	3	3	12	53
Reviews			2	3			1	1	1	13
Others (i.e. surface treatment, FEM, etc)										56
Total										206

Table 2. Variables influencing the bond strength of glass fiber posts to root canals.

Variables influencing bond strength of glass fiber posts to root canals

Autors	Smear layer	Cementation of the post in the root canal	Bonding area and specimen properties	Canal and post shape	Test mechanics	Specimen geometry and stress distribution
Goracci et al [68, 88, 186, 63, 176]	Y	Y	Y	Y		Y
Bitter et al [6, 44, 74, 77, 117, 122, 154, 182]	Y	Y	Y			
Cecchin et al [60, 79]		Y				
Farina et al [41, 55, 69]	Y	Y		Y		Y
Perdigão et al [127, 128, 194]		Y	Y			

Ebrahimi et al [85]	Y	Y		
Er et al [135]			Y	
Das et al [48, 134]			Y	
Graiff et al [70]			Y	
Chang et al [146]		Y		Y
Grassi et al [150]		Y		Y
Khoroushi et al [123, 158]		Y		
Zicari et al [89, 129]		Y		

Apêndice II – Programa de simulação do teste de resistência de união *pull-out* :

```
%Planejamento de Experimento com 4 fatores tipo 3^(k-p) com 1 repetição
% k=4 e p=1, resultando em 3^(4-1) x 2 = 54 rodadas (27 originais e 1
% repetição)

% x1= Tipo de Cimento
% -1 corresponde ao cimento tipo A
%  0 corresponde ao cimento tipo B
%  1 corresponde ao cimento tipo C

% x2= Tratamento de Superfície
% -1 corresponde a sem tratamento de superfície
%  0 corresponde a com tratamento de superfície por jato de areia
%  1 corresponde a com tratamento de superfície por silano

% x3= Tempo de Cura
% -1 corresponde ao tempo de cura de  1 dia
%  0 corresponde ao tempo de cura de  7 dias
%  1 corresponde ao tempo de cura de 30 dias

% x4= Tipo de irrigante
% -1 corresponde ao irrigante A
%  0 corresponde ao irrigante B
%  1 corresponde ao irrigante C

% Tabela aleatória gerada no Statistica para as 54 rodadas

Tabela_DOE= ...
[1  -1  -1  0;
0   -1  -1  1;
0   -1  0   0;
-1  0   1   -1;
1   1   0   0;
0   0   0   -1;
-1  1   1   1;
0   1   1   0;
-1  1   -1  0;
1   0   0   1;
-1  1   -1  0;
-1  0   0   0;
0   -1  1   -1;
0   1   0   1;
```

```
1   0   1   0;
-1  -1  -1  -1;
1   0   1   0;
-1  0   1   -1;
1   -1  0   -1;
-1  -1  1   0;
0   0   1   1;
-1  -1  0   1;
1   -1  1   1;
-1  0   -1  1;
0   -1  -1  1;
-1  0   -1  1;
1   1   1   -1;
1   1   1   -1;
0   0   1   1;
-1  1   0   -1;
1   0   -1  -1;
0   1   1   0;
-1  1   0   -1;
0   0   -1  0;
1   -1  -1  0;
0   -1  1   -1;
-1  -1  0   1;
1   0   0   1;
0   1   -1  -1;
0   0   -1  0;
0   -1  0   0;
1   1   -1  1;
-1  0   0   0;
1   -1  1   1;
1   1   -1  1;
-1  1   1   1;
1   -1  0   -1;
-1  -1  1   0;
1   0   -1  -1;
-1  -1  -1  -1;
0   1   -1  -1;
0   1   0   1;
0   0   0   -1;
1   1   0   0 ]

% gera um vetor "rr" de 54 números randômicos com distribuição normal,
% com média= 1 e desvio padrão= 0.1
rr = normrnd(1,0.1,[1 54]);
```

```
for i=1:54;

x1= Tabela_DOE(i,1);% Tipo de Cimento
x2= Tabela_DOE(i,2);% Tratamento de Superfície
x3= Tabela_DOE(i,3);% Tempo de Cura
x4= Tabela_DOE(i,4);% Tipo de Irrigante (propositalmente terá efeito
                % desprezível sobre a resistência de união no modelo)

% equação linear para simular um conjunto de resultados de
% resistência de união (MPa) em testes de push-out
 y341_X2(i) = (7.5 + 2.5*x1 + 1.5*x2 + 0.75*x3 + 0.001*x4 + 0.5*x1*x2 + ...
 0.25*x1*x3 + 0.05*x1*x2*x3)*rr(i);

%Observações:
% 1 – O valor médio é de 7.5 MPa (termo independente ou valor médio)
% 2 - O Tipo de Cimento (x1) terá um efeito de -2.5, 0 e +2.5MPa
% sobre a
% Resistência de União para valores de x1 de -1, 0 e +1, respectivamente;
% 3 - O Tratamento de Superfície (x2) terá um efeito de -1.5, 0 e 1.5MPa
% sobre a Resistência de União para valores de x2 de -1, 0 e +1,
% respectivamente;
% 4 - O Tempo de Cura (x3) terá um efeito de -0.75, 0 e +0.75MPa sobre a
% Resistência de União para valores de x3 de -1, 0 e +1, respectivamente;
% 5 - O Tipo de Irrigante (x4) terá um efeito de -0.001, 0 e +0.001MPa
% sobre a Resistência de União para valores de x4 de -1, 0 e +1,
%respectivamente;
% 6 - A interação entre x1 e x2 terá um efeito variando de -0.5, 0 e
% +0.5MPa sobre a Resistência de União para valores de x1 e x2 de -1, 0 e
% +1;
% 7 - A interação entre x1 e x3 terá um efeito de -0.25, 0 e +0.25MPa
% sobre a Resistência de União para valores de x1 e x3 de -1, 0 e +1;
% 8 - A interação entre x1, x2 e x3 terá um efeito de -0.05, 0 e +0.05MPa
% sobre a Resistência de União para valores de x1, x2 e x3 de -1, 0 e +1;
% 9 - O fator rr(i) adiciona ao valor calculado da Resistência de União
% 10 - um desvio padrão equivalente a 10% do valor da Resistência de
% União para conferir variabilidade ao modelo.
 end

ResUniy341_X2 = y341_X2';% tranpõe o vetor de resultados para se facilitar
% sua exportação do Matlab para o Statistica
```

Fonte: Elaborado com o software Matlab 2012 [220].

Apêndice III – Tabela de resultados de experimentos do Statística 8 com os resultados simulados no Matlab:

Rodada	3**(4-1) Projeto Fatorial Fracionário, 1 bloco , 27 rodadas (Modelo_ResUni_tabela_54.sta) + 1 réplica					
	Réplica	Tipo Cimento	Trat. Supefície	Tempo de Cura	Tipo Irrigante	Resist. União (MPa)
46	2	1	-1	-1	0	6,38
37	2	0	-1	-1	1	5,44
38	2	0	-1	0	0	6,96
33	2	-1	0	1	-1	5,79
26	1	1	1	0	0	13,03
14	1	0	0	0	-1	8,51
9	1	-1	1	1	1	4,84
18	1	0	1	1	0	9,59
34	2	-1	1	-1	0	5,75
50	2	1	0	0	1	10,72
7	1	-1	1	-1	0	4,83
5	1	-1	0	0	0	4,50
39	2	0	-1	1	-1	7,28
44	2	0	1	0	1	8,90
51	2	1	0	1	0	11,61
28	2	-1	-1	-1	-1	3,12
24	1	1	0	1	0	9,20
6	1	-1	0	1	-1	5,92
47	2	1	-1	0	-1	8,95
30	2	-1	-1	1	0	5,29
15	1	0	0	1	1	6,99
2	1	-1	-1	0	1	3,47
21	1	1	-1	1	1	7,63
31	2	-1	0	-1	1	4,48
10	1	0	-1	-1	1	4,93
4	1	-1	0	-1	1	5,09
54	2	1	1	1	-1	11,15
27	1	1	1	1	-1	10,78
42	2	0	0	1	1	8,42
35	2	-1	1	0	-1	6,72
49	2	1	0	-1	-1	8,28
45	2	0	1	1	0	8,52
8	1	-1	1	0	-1	5,91
13	1	0	0	-1	0	5,65
19	1	1	-1	-1	0	7,06
12	1	0	-1	1	-1	7,31
29	2	-1	-1	0	1	4,09
23	1	1	0	0	1	8,09
43	2	0	1	-1	-1	7,81
40	2	0	0	-1	0	6,55
11	1	0	-1	0	0	7,09
25	1	1	1	-1	1	11,95
32	2	-1	0	0	0	4,97
48	2	1	-1	1	1	10,12
52	2	1	1	-1	1	9,81
36	2	-1	1	1	1	6,23
20	1	1	-1	0	-1	9,13
3	1	-1	-1	1	0	5,23
22	1	1	0	-1	-1	9,66
1	1	-1	-1	-1	-1	3,62
16	1	0	1	-1	-1	7,77
17	1	0	1	0	1	9,67
41	2	0	0	0	-1	6,88
53	2	1	1	0	0	12,69

Fonte: Elaborado com o software Statística 8 [211]

Apêndice IV - Tabela de resultados de experimentos do Statística 8 com os resultados simulados no Matlab, com fatores expressos de modo qualitativo:

Rodada	3**(4-1) Projeto Fatorial Fracionário; 1 bloco; 54 rodadas (27 rodadas + 1 repetição)					
	Repetição	Tipo de Cimento	Tratamento de Supefície	Tempo de Cura	Tipo de Irrigante	Resistência de União (MPa)
46	2	tipo C	sem trat.	1 dia	tipo B	6,38
37	2	tipo B	sem trat.	1 dia	tipo C	5,44
38	2	tipo B	sem trat.	7 dias	tipo B	6,96
33	2	tipo A	jat. areia	30 dias	tipo A	5,79
26	1	tipo C	silano	7 dias	tipo B	13,03
14	1	tipo B	jat. areia	7 dias	tipo A	8,51
9	1	tipo A	silano	30 dias	tipo C	4,84
18	1	tipo B	silano	30 dias	tipo A	9,59
34	2	tipo A	silano	1 dia	tipo B	5,75
50	2	tipo C	jat. areia	7 dias	tipo C	10,72
7	1	tipo A	silano	1 dia	tipo B	4,83
5	1	tipo A	jat. areia	7 dias	tipo B	4,50
39	2	tipo B	sem trat.	30 dias	tipo A	7,28
44	2	tipo B	silano	7 dias	tipo C	8,90
51	2	tipo C	jat. areia	30 dias	tipo B	11,61
28	2	tipo A	sem trat.	1 dia	tipo A	3,12
24	1	tipo C	jat. areia	30 dias	tipo B	9,20
6	1	tipo A	jat. areia	30 dias	tipo A	5,92
47	2	tipo C	sem trat.	7 dias	tipo A	8,95
30	2	tipo A	sem trat.	30 dias	tipo B	5,29
15	1	tipo B	jat. areia	30 dias	tipo C	6,99
2	1	tipo A	sem trat.	7 dias	tipo C	3,47
21	1	tipo C	sem trat.	30 dias	tipo C	7,63
31	2	tipo A	jat. areia	1 dia	tipo C	4,48
10	1	tipo B	sem trat.	1 dia	tipo C	4,93
4	1	tipo A	jat. areia	1 dia	tipo C	5,09
54	2	tipo C	silano	30 dias	tipo A	11,15
27	1	tipo C	silano	30 dias	tipo A	10,78
42	2	tipo B	jat. areia	30 dias	tipo C	8,42
35	2	tipo A	silano	7 dias	tipo A	6,72
49	2	tipo C	jat. areia	1 dia	tipo A	8,28
45	2	tipo B	silano	30 dias	tipo B	8,52
8	1	tipo A	silano	7 dias	tipo A	5,91
13	1	tipo B	jat. areia	1 dia	tipo B	5,65
19	1	tipo C	sem trat.	1 dia	tipo B	7,06
12	1	tipo B	sem trat.	30 dias	tipo A	7,31
29	2	tipo A	sem trat.	7 dias	tipo C	4,09
23	1	tipo C	jat. areia	7 dias	tipo C	8,09
43	2	tipo B	silano	1 dia	tipo A	7,81
40	2	tipo B	jat. areia	1 dia	tipo B	6,55
11	1	tipo B	sem trat.	7 dias	tipo B	7,09
25	1	tipo C	silano	1 dia	tipo C	11,95
32	2	tipo A	jat. areia	7 dias	tipo B	4,97
48	2	tipo C	sem trat.	30 dias	tipo C	10,12
52	2	tipo C	silano	1 dia	tipo C	9,81
36	2	tipo A	silano	30 dias	tipo C	6,23
20	1	tipo C	sem trat.	7 dias	tipo A	9,13
3	1	tipo A	sem trat.	30 dias	tipo B	5,23
22	1	tipo C	jat. areia	1 dia	tipo A	9,66
1	1	tipo A	sem trat.	1 dia	tipo A	3,62
16	1	tipo B	silano	1 dia	tipo A	7,77

Fonte: Elaborado com o softaware Statística 8 [211].