ELIANE PLACIDO

DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM TESTES DE CISALHAMENTO E MICRO-CISALHAMENTO MEDIANTE ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

São Paulo 2006

Eliane Placido

Distribuição de tensões em testes de cisalhamento e

micro-cisalhamento mediante análise de elementos

finitos

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester

São Paulo 2006 Catalogação-na-Publicação Serviço de Documentação Odontológica Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Placido, Eliane

Distribuição de tensões em testes de cisalhamento e micro-cisalhamento mediante análise de elementos finitos/ Eliane Placido; orientador: Rafael Yagüe Ballester. -- São Paulo, 2006. 88p.: fig., tab., graf.; 30cm.

Tese (Doutorado – Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Materiais Dentários) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Resistência ao cisalhamento 2. Estresse mecânico 3. Método dos elementos finitos 3. Materiais Dentários

CDD 617.695 BLACK D15

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ___/___/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Placido E. Distribuição de tensões em testes de cisalhamento e micro-cisalhamento mediante análise de elementos finitos [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo,//2006	
	Banca Examinadora
1) Prof(a). Dr(a)	
Titulação:	
Julgamento:	Assinatura:
2) Prof(a). Dr(a)	
Titulação:	
Julgamento:	Assinatura:
3) Prof(a). Dr(a) Titulação: Julgamento:	Assinatura:
4) Prof(a). Dr(a)	
Titulação:	
Julgamento:	Assinatura:
5) Prof(a). Dr(a).	
Julgamento:	Assinatura:

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **Gualter e Maria**, por tanta força, tanto amor... Não existem palavras para expressar o quanto os amo e quanto devo por tudo o que me deram...

Aos meus irmãos, Fernando e Maurício.

Aos meus queridos avós, Arlinda e Abel.

À Dra. Brigitte, por ter acreditado em mim e me respeitado mesmo sendo recém-formada. Sou dentista por sua culpa, viu!

A todos os meus **queridos pacientes**, pelo quais tenho tanto respeito e dentre os quais encontrei tantos amigos (em especial **Maria Cristina Dias**).

A **Deus**, por estar sempre ao meu lado, olhando por mim e me dando força em todos os momentos de minha vida.

Dedico este trabalho

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador **Prof. Dr. Rafael Yagüe Ballester**, principalmente pela paciência, compreensão e amizade em todos os momentos difíceis pelos quais passei durante o curso de pós-graduação. Te admiro demais por sua inteligência e dedicação.

À minha irmãzinha baiana, **Josete B. C. Meira**, também pela paciência e por ter me ensinado a trabalhar com o programa de elementos finitos.

Ao **Prof. Dr. Paulo Eduardo Capel Cardoso**, meu orientador durante a iniciação científica, meu espelho como profissional. Muito desta conquista devo a você, que de alguma forma viu meu potencial como pesquisadora e me ensinou a "fazer coisas de gente grande". Muito obrigada.

A **Prof**^a **Dr**^a **Rosa Helena Miranda Grande**, coordenadora do nosso curso de pós-graduação.

Ao **Prof. Dr. Carlos José Soares** e ao aluno **Paulo Vinícius** por terem me recebido na Universidade Federal de Uberlândia, me dado tanta atenção e pela ajuda com os modelos da AEF.

Ao meu querido amigo **Prof. Dr. Walter Gomes Miranda Júnior**, em quem também me espelho como profissional e admiro tanto.

Às queridas amigas Andréa Urbano Tavares, Sandra Kiss Moura, Luciane Lima Franco, Janaína Lima, Edméa Lodovici e Flávia Biscoito.

À minha irmãzinha gaúcha e companheira de fins de semana, Letícia B. Jacques.

Ao Prof. Dr. Antônio Muench, tão querido.

A todos os professores do Departamento de Materiais Dentários da FOUSP.

Aos **funcionários** do departamento de Materiais: às secretárias **Rosinha** e **Mirtes**, aos técnicos e amigos **Antônio** e **Sílvio**, "paus pra toda obra", ao **Paulinho** sem comentários, *expert* naquele bicho quadradinho que às vezes dá vontade de jogar pela janela e sempre pronto pra dar uma mão no que precisamos.

Aos colegas de pós-graduação, pela amizade e companheirismo.

Às auxiliares do consultório Luizita, Dona Meire e Dona Mércia que sempre me apoiaram.

Placido E. Distribuição de tensões em testes de cisalhamento e micro-cisalhamento mediante análise de elementos finitos [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

Os objetivos deste estudo foram comparar, através de análise de elementos finitos, a distribuição de tensões em modelos que representam arranjos experimentais normalmente utilizados em testes de cisalhamento e micro-cisalhamento, verificar a tendência de variar o local de início e o modo de fratura em função de mudanças nos parâmetros dos ensaios e analisar a influência de dois modos de fixação do substrato sobre a concentração de tensões. Os modelos bidimensionais em estado plano de deformações representaram o compósito (híbrido ou flow) aderido à dentina através de uma camada de adesivo de 50 µm. Duas condições de fixação da dentina foram estabelecidas: na primeira (mais rígida), os deslocamentos foram restritos em todas as direções nos nós das arestas que representam as três superfícies livres de adesão e na segunda, a restrição foi colocada apenas na parte posterior da dentina. Foi aplicado um carregamento pontual a várias distâncias da interface dentinaadesivo, de modo a obter um tensão nominal constante de 4MPa. Foram analisadas as tensões máximas de tração e cisalhamento, a distribuição das tensões ao longo dos nós da interface dentina-adesivo e os vetores de tensão máxima principal, como indicativos do local de início e o provável modo de fratura. A distribuição de tensões ao longo da interface aderida foi sempre não uniforme e apresentou picos muito elevados em todos os casos, o que conduz a pensar que os valores de resistência nominal não são representativos da máxima tensão suportada no momento da fratura. A tensão de tração predominou sobre a de cisalhamento. O módulo de elasticidade do compósito aderido, a espessura relativa da camada de adesivo e a distância de aplicação da carga influenciam a concentração de tensões e devem ser padronizados. Para o teste de micro-cisalhamento, a camada de adesivo relativamente mais espessa e o uso do compósito com baixo módulo de elasticidade propiciaram a intensificação das tensões. O ensaio de cisalhamento parece mais suscetível que o de micro-cisalhamento para que o início da ruptura ocorra no substrato, pois o ponto de maior concentração de tensões localizou-se na dentina em alguns casos e verificase pequena diferença de módulo entre os maiores vetores localizados no adesivo e na dentina de base. O teste de micro-cisalhamento, embora mais favorável a que as fraturas se iniciem no adesivo, concentra muito a tensão, especialmente com a utilização de resinas do tipo *flow*, o que o torna menos representativo da máxima tensão que o espécime realmente resistiu no momento da fratura.

Palavras-Chave: Resistência ao cisalhamento; Micro-cisalhamento; Estresse mecânico; Teste de materiais; Análise de elementos finitos. Placido E. A finite element stress analysis of shear and micro-shear bond strength tests [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

The objectives of this study were to compare the stress distribution in finite element models that represented experimental designs commonly used for shear and microshear bond strength testing, to verify the tendency to vary the location and mode of fracture as a consequence of changes in the studied parameters, and to analyze the influence of two substrate restriction conditions on stress concentration. Bidimensional plane strain models represented a composite (hybrid or flow) bonded to dentin through a 50 µm adhesive layer. Two dentin restriction conditions were established: in the first (more rigid), movements were restricted in all directions on the nodes located in the dentin surface edges free of adhesion, and in the second, restriction was imposed only to the posterior dentin surface. Concentrated loading was applied at several distances from the dentin-adhesive interface so as to obtain constant nominal bond strength of 4MPa. Maximum tensile and shear stress values, stress distribution along the dentin-adhesive interfacial nodes and the principal maximum stress vectors as indicative of the most probable location and mode of fracture were analyzed. Stress distribution along bonded interfaces was always nonuniform and presented very high stress peaks for all cases. This led to the assumption that nominal bond strength values are non-representative of the maximum stress supported at fracture. Tensile stresses were always predominant over shear stresses. The composite elastic modulus, relative adhesive layer thickness and different load application distances influenced stress concentration and should be standardized. For micro-shear tests, the relatively thicker adhesive layer and use of a low modulus composite propitiated stress intensification. The shear test seems to be more susceptible than micro-shear to fracture initiation in the substrate, once the point of highest stress concentration was in some cases located in dentin, and small modulus difference was verified between the greatest stress vectors located both on the adhesive and dentin base. Although more favorable to fracture initiation in the adhesive, the micro-shear test design highly concentrated stresses, especially when flow composite was modeled, hence it might be less representative of the maximum stress the specimen resisted at fracture.

Key-words: Shear bond strength; Micro-shear bond strength; Mechanical stress; Materials testing; Finite element analysis.

SUMÁRIO

p.

4		4.4
1	INTRODUÇAO	
2	REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1	Variedade de testes laboratoriais para obter a resistência	
~ ~	adesiva	
2.2	l estes de tração e micro-tração	
2.3	Teste de cisainamento	23 24
2.4	restes de micro-cisamamento	
3	PROPOSIÇÃO	44
4	MATERIAL E MÉTODOS	45
4.1	Construção do modelo de análise de elementos finitos	45
4.2	Analise dos resultados	48
5	RESULTADOS	50
5.1	Análise da distribuição de tensões na interface	
5.2	Análise dos vetores de tensão máxima principal (σ_{max})	56
5.3	Análise do modo de fixação do substrato	60
6	DISCUSSÃO	63
7	CONCLUSÕES	73
REF	FERÊNCIAS	75

1 INTRODUÇÃO

Com o advento da odontologia restauradora adesiva e o desenvolvimento de novos produtos a um passo muito rápido, os testes mecânicos *in vitro* se tornaram de extrema importância para avaliar e comparar a resistência adesiva. O valor da resistência adesiva fornecido por testes experimentais é sempre uma tensão (unidade em MPa), calculada dividindo-se a carga suportada na fratura pela área da secção transversal da interface aderida ⁽¹⁻³⁾. Este valor é chamado de resistência nominal ou resistência média, já que não é capaz de exprimir eventuais picos de tensão suportados pela interface no momento da ruptura.

Os picos de concentração de tensões na região de fratura são indesejáveis porque enganam a respeito de quanto o material (ou a interface) é capaz de resistir antes de se romper. Tradicionalmente, os testes de resistência foram padronizados de modo a garantir que a região de ruptura estivesse livre de picos de tensão. Por esse motivo, é de boa norma desprezar resultados provenientes de espécimes com defeitos que tendem a concentrar tensões (como, por exemplo, bolhas), os quais somente são percebidos após a realização do teste: o pesquisador deve, portanto, permanecer atento à possibilidade deste tipo de ocorrência. E também deveria permanecer atento a outros fatores concentradores de tensão menos evidentes, mas que têm poder equivalente de influenciar os resultados. Ao longo deste trabalho será colocado o foco sobre os fatores concentradores de tensão em testes de cisalhamento e micro-cisalhamento. O método escolhido para verificar o estado de tensões nas interfaces aderidas e tentar elucidar as causas da ruptura dos corpos-de-prova

foi o de análise por elementos finitos, o qual vem sendo largamente utilizado na atualidade, desde que se ampliaram as facilidades computacionais.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Variedade de testes laboratoriais para obter a resistência adesiva

Durante as últimas quatro décadas, os clínicos têm sido confrontados com um contínuo e rápido desenvolvimento dos materiais restauradores adesivos, que se iniciou no meio da década de 60 com o advento da comercialização do primeiro compósito restaurador ⁽⁴⁾, seguido da introdução da técnica do ataque ácido no início dos anos 70 ⁽⁵⁾. Desde então, progrediu com o desenvolvimento de resinas compostas esteticamente mais aperfeiçoadas e com grande resistência ao desgaste, e agentes de união capazes de alcançar altos valores de resistência adesiva ⁽⁶⁾.

Embora as avaliações clínicas *in vivo* possam ser consideradas como a forma definitiva de verificar o desempenho das restaurações, o tempo necessário para o seu desenvolvimento e disponibilização dos resultados faz com que os fabricantes e, mesmo, clínicos se baseiem em testes laboratoriais *in vitro* para comparar novos produtos com outros já existentes no mercado ^(7, 8). Além disso, não podem diferenciar o verdadeiro motivo da ocorrência de uma falha, uma vez que há a influência simultânea de inúmeros fatores em uma cavidade oral altamente agressiva, sem contar a impossibilidade de padronização de muitas das condições do ambiente oral entre pacientes, como por exemplo, a ocorrência de hábitos parafuncionais, diferenças na composição da saliva e da própria placa bacteriana, a força mastigatória, entre outras ⁽⁹⁾. Os testes laboratoriais podem avaliar isoladamente o efeito de uma variável, enquanto as outras são mantidas constantes. Em geral, são mais fáceis, rápidos e relativamente mais baratos para determinar a efetividade e comparar no-

vos materiais e técnicas. Idealmente, o objetivo final deveria ser a previsão do comportamento *in vivo*, mas vários autores ^(3, 9-13) concordam em que, na realidade, essa correlação é muito difícil ou mesmo impossível.

O raciocínio subjacente a um teste de resistência adesiva é que quanto maior a força de adesão de um material restaurador adesivo, melhor será sua capacidade de suportar as tensões, e, consequentemente, maior será a longevidade da restauração *in vivo*. Sem considerar o que foi dito anteriormente sobre a correlação entre resultados laboratoriais e clínicos, um dos grandes desafios em Odontologia é realizar testes de resistência adesiva que forneçam resultados realmente confiáveis como indicativos ou discriminatórios da verdadeira resistência adesiva.

Dentre as dificuldades encontradas, destaca-se a padronização da metodologia, principalmente entre diferentes centros de pesquisa. A Organização Internacional para Padronização (*International Organization for Standardization* – ISO) fornece aos pesquisadores as normas para padronização de algumas variáveis metodológicas; entretanto, há grande falta de consistência entre os dados reportados em literatura ⁽¹⁴⁾, uma vez que as padronizações propostas pela ISO nem sempre são conhecidas, ou seguidas, ou nem existem para os casos concretos propostos pelos autores. Podem ocorrer alterações significativas, mas quase imperceptíveis no espécime, graças à grande variabilidade do substrato ^(10, 15, 16), ou à distribuição das tensões durante a aplicação de carga ^(3, 17). A própria geometria e tamanho do espécime, e, principalmente as dimensões da área de superfície aderida ⁽¹⁸⁾, a forma e velocidade de carregamento ^(19, 20), o tipo do compósito (híbrido, com alto módulo de elasticidade, ou *flow*, com baixo módulo de elasticidade) ⁽³⁾, contam-se entre outras variáveis que, normalmente, diferem entre pesquisadores, e podem fazer com que os valores de adesão para um mesmo material variem substancialmente ^(7, 15, 21-23). Os testes de tração e cisalhamento são os mais comumente utilizados em literatura para verificar a resistência adesiva dos materiais restauradores. Um ponto crítico no uso destes ensaios se refere à natureza não uniforme das tensões ao longo das interfaces testadas ^(1, 3). De acordo com estudo usando análise por elementos finitos ⁽³⁾ para comparar os testes de cisalhamento e tração, a resistência nominal pode variar com a geometria do espécime, a configuração do carregamento e as propriedades dos materiais, tais como o módulo de elasticidade. Em outras palavras, o valor de resistência nominal representa mal a tensão que a interface resistiu na fratura e, no caso do teste de cisalhamento, a sensibilidade às pequenas modificações nos detalhes da montagem experimental são muito maiores.

Como resultado dos inconvenientes apontados, os testes de cisalhamento foram quase completamente substituídos pelo teste de micro-tração ⁽²⁴⁻²⁶⁾. O tamanho reduzido do espécime é a característica principal deste teste. Concomitantemente, verificou-se que os valores de resistência obtidos são dependentes da área aderida: quanto menor a área, mais alta é a resistência adesiva. Esse fato foi verificado em um estudo experimental ⁽²⁷⁾ que avaliou espécimes com três dimensões de área de interface aderida (1,2, 1,4 e 2,0 mm de diâmetro) submetidos a ensaios de cisalhamento e tração. Para todos os materiais avaliados a resistência adesiva foi mais alta para os espécimes com área de interface menor. Quanto ao tipo de fratura encontrada, o padrão diferiu entre os dois tipos de ensaios, de modo que para os corposde-prova submetidos à tração a resina composta tendeu a permanecer aderida à periferia da superfície de adesão, e para o cisalhamento, a falha deixou resíduos de resina com formato semi-circular ou em meia-lua na dentina. Fraturas mais complexas foram obtidas para os espécimes com 2 mm de diâmetro (fraturas mistas parcialmente coesivas em dentina e totalmente coesivas na resina). Mais recentemente, foi introduzido por alguns autores ⁽²⁸⁻³⁵⁾ um novo ensaio que também utiliza espécimes com dimensões reduzidas, como um substituto para o teste de cisalhamento convencional: o teste de resistência micro-adesiva ou microcisalhamento. Este teste também permite o preparo de múltiplos espécimes a partir de um mesmo dente, assemelhando-se nisto aos testes de micro-tração, mas sem exigir procedimentos laboriosos de corte para obter palitos, ou desgastes delicados para obter espécimes com formato de halteres ou ampulheta.

2.2 Testes de tração e micro-tração

Os testes de resistência à fratura por tração são os mais utilizados atualmente em literatura para avaliar os materiais restauradores adesivos e se baseiam no carregamento da interface aderida por forças aplicadas perpendicularmente à mesma e orientadas em direção oposta, de modo a afastar as superfícies. Estes testes são bastante sensíveis a pequenas variações metodológicas e, por isso, a interpretação dos dados obtidos é crítica. Para aplicar o teste de tração convencional (representado esquematicamente na Figura 2.1) há grande dificuldade de alinhamento do espécime na garra e axialização das forças ^(3, 17, 23, 36). Através de análise de elementos finitos ^(3, 17), verifica-se que devido ao modo de preensão da garra ao espécime e ao pequeno comprimento do cilindro aderido, as cargas de tração aplicadas resultam normalmente em uma distribuição de tensões complexa, altamente não-uniforme e concentrada em outros locais fora da interface.

16



Figura 2.1 - Representação esquemática de um teste de tração convencional (adaptado da literatura)

O teste de micro-tração foi introduzido em 1994 ⁽¹⁸⁾. Além de conseguir verificar valores de adesão mais altos, o número de fraturas coesivas observado foi bastante diminuído. Este teste preconiza espécimes com dimensões reduzidas em formatos que podem variar de micro-barras (palitos), ampulhetas e halteres com áreas de adesão menores que 1 mm² ⁽²⁵⁾ (Figura 2.2).



Figura 2.2 - Representação esquemática do teste de micro-tração 1. Espécime em formato de palito (adaptado da literatura)⁽³⁷⁾, 2. Espécime em formato de ampulheta de secção regular (adaptado da literatura)⁽²⁵⁾ 3. Espécime em formato de halteres (adaptado da literatura)⁽³⁸⁾

Das vantagens oferecidas por este novo método, podemos destacar:

a) Diminuição do número de fraturas coesivas. O ensaio de microtração permite o uso de geometrias que favorecem ou direcionam a concentração de tensões para que a fratura ocorra na interface adesiva. No caso do espécime em formato de ampulheta, por exemplo, há concentração de tensões na região da menor secção transversal. A esta vantagem corresponde uma desvantagem: embora o formato do espécime direcione a fratura para a interface, o estado de tensões ao longo da mesma é muito não-uniforme.

b) Confecção de mais de um espécime a partir do mesmo dente: a economia do uso de elementos dentais em testes laboratoriais é altamente desejada devido à dificuldade de obtenção, principalmente, de pré-molares e molares humanos intactos. A esta vantagem também corresponde um inconveniente, no que se refere à unidade experimental, ou seja, se deveria ser considerado o espécime ou o dente. O questionamento cabe, pois os vários espécimes provenientes de um único

dente não seriam totalmente independentes, como exige a teoria da análise estatística normalmente utilizada. Pelo menos, a dependência relativa entre espécimes do mesmo dente não costuma ser considerada e poderia ser contestada.

c) Sensibilidade para avaliar novos produtos com alta resistência adesiva. Como mencionado anteriormente, os testes convencionais se tornaram incapazes de verificar a resistência adesiva dos novos materiais. O tamanho dos espécimes mostrou ser, então, altamente significante nos valores de resistência adesiva obtidos. Para explicar esta influência, a literatura tem recorrido à teoria do defeito de Griffith ^(39, 40): ao se testar materiais frágeis uniformes sob determinada tensão, a fratura estará relacionada com o maior defeito presente (ou com a falha com formato mais desfavorável). Assim, quanto maior a falha, menor será a tensão necessária para que a fratura se propague, e, consequentemente, menor o valor de resistência adesiva encontrado. Por outro lado, guanto maior a área da secção transversal do espécime submetida a tensões, maior será a probabilidade de encontrar uma falha com tamanho e características que favoreçam sua propagação sob tensões relativamente pequenas ⁽⁴⁰⁾. Pelo contrário, espécimes pequenos dificilmente conterão falhas grandes (que concentram mais a tensão ao seu redor) e, por este motivo, fraturam sob tensão média mais alta.

Neste caso, cabe fazer uma consideração: como discutido na literatura ⁽¹⁴⁾, há que se dizer que não necessariamente os altos valores de adesão obtidos com os novos produtos sejam devidos às modificações nas propriedades introduzidas pelos fabricantes, mas sim, à mecânica e às variáveis do próprio teste. É possível que resistências muito maiores tivessem sido obtidas com produtos anteriores se estes tivessem sido testados com os métodos atuais.

De fato, estudo recente demonstrou grandes diferenças nos valores de resistência adesiva quando se compara o teste de tração convencional com o de microtração com o uso de adesivos modernos ⁽⁴¹⁾. Como pode ser observado na Tabela 2.1, os valores obtidos nos testes de micro-tração podem ser 3 ou 4 vezes maiores do que nos testes de tração convencionais.

Produto	Tipo de teste	Valores médios ± desvio-padrão (MPa)
Scotchbond MP	Tração	9,65 ± 4,78
Scotchbond MP	Microtração	32,74 ± 12,52
Etch & Prime 3.0	Tração	6,43 ± 2,81
Etch & Prime 3.0	Microtração	27,77 ± 7,88
Single Bond	Tração	9,34 ± 4,33
Single Bond	Microtração	34,60 ± 10,88

Tabela 2.1 - Comparação dos dados obtidos através dos testes de tração e micro-tração (41)

d) Avaliação regional da adesão: graças à possibilidade de confecção de espécimes diminutos em uma mesma superfície, é possível avaliar a variabilidade da adesão em um mesmo dente. O pesquisador pode mapear o dente e manter o registro da localização do espécime após os cortes, possibilitando, assim, uma análise que leva em conta a região do dente em que a adesão foi realizada. Além disso, é possível fazer estudos considerando a direção dos túbulos dentinários (paralelos, perpendiculares e oblíquos em relação à carga) e a orientação dos prismas de esmalte ^(42, 43).

e) Avaliação de vários tipos de substrato, como dentina esclerótica e cariada ^(37, 44, 45): em testes de tração convencionais, devido ao tamanho do espéci-

me, não era possível isolar áreas cariadas e esclerosadas, normalmente muito pequenas.

f) Maior facilidade para a realização de análises completas da superfície da fratura sob microscopia eletrônica de varredura ⁽¹⁴⁾, graças à área de interface reduzida.

Além das desvantagens correspondentes a algumas das vantagens anteriores citadas, faz-se necessário mencionar também:

a) Preparo mais crítico dos espécimes. A técnica para obtenção dos espécimes para micro-tração é muito mais trabalhosa e demorada do que nos testes convencionais: os procedimentos de corte do dente restaurado e desgaste para obter espécimes em formato de ampulheta e halteres podem por si só interferir nos resultados do teste, uma vez que podem induzir defeitos na superfície que facilitam a falha adesiva na interface ⁽⁴⁶⁻⁵⁰⁾; a padronização é de extrema importância e deve ser exaustiva, uma vez que parâmetros como velocidade do corte ^(51, 52), lubrificação durante o corte para evitar o aquecimento e manutenção da umidade do espécime antes de ser submetido ao teste, que devido ao seu reduzido tamanho tende a desidratar muito rapidamente ⁽⁵³⁾, entre outros, devem ser cuidadosamente observados, pois interferem significativamente nos valores de adesão obtidos.

Se os estudos de resistência adesiva à dentina realizados por micro-tração reportam valores maiores que quando realizados por tração, ocorre o paradoxo de reportarem valores muito menores quando a micro-tração é aplicada ao esmalte ⁽⁵⁴⁻⁵⁶⁾. Poderia se deduzir que a dentina é um substrato mais eficiente que o esmalte para a adesão de compósito, mas estes achados são contrários aos obtidos por muitos anos, não só de pesquisa laboratorial, mas também de experiência clínica, que confirma uma adesão muito mais favorável para o esmalte, mais confiável e dura-

doura do que para a dentina ^(8, 16, 57-60). Este fato reforça a idéia de que o teste de micro-tração é crítico quando se trata de verificar a resistência adesiva em substratos frágeis e anisotrópicos, como neste caso ⁽⁵¹⁾.

b) Ocorrência de espécimes perdidos e sua interpretação estatística. É muito comum que ao executar os procedimentos de obtenção dos espécimes, alguns dos palitos ou ampulhetas venham a se descolar antes de serem submetidos ao ensaio. Ainda não é consenso entre autores como interpretar estatisticamente a ocorrência de espécimes perdidos. Embora estes sejam normalmente desprezados, dependendo da proporção de perdas, a eliminação pode levar a resultados que não expressariam a realidade corretamente.

c) Falta de padronização do espécime e do carregamento. A falta de padronização de parâmetros como a altura do remanescente de substrato disponível para fixação à garra, o raio de curvatura do entalhe em espécimes com formato de ampulheta ⁽⁴⁰⁾, a forma de preensão à garra (simétrica ou assimetricamente), a velocidade de ensaio ^(52, 61), entre outros, pode levar a uma grande variedade de modos de distribuição de tensões, dificultando a comparação dos resultados e tornando a resistência nominal pouco representativa da resistência real ⁽⁴⁰⁾.

d) Falta de consenso em relação à classificação do tipo de fratura encontrada. Existe grande dificuldade entre os autores em estabelecer uma classificação para o tipo de fratura observada, que vai de puramente coesiva, à adesiva nas diferentes interfaces (adesivo-dentina, adesivo-resina, na camada híbrida) ou mista ⁽⁶²⁻⁶⁴⁾.

2.3 Teste de cisalhamento



Figura 2.3 - Representação esquemática de um teste de cisalhamento de acordo com as determinações da ISO TR 11405, de 1994 ^(65, 66)

O teste de cisalhamento é um dos testes de execução mais simples para verificação da resistência de interfaces adesivas. Consiste no rompimento da união por uma força aplicada paralelamente à interface adesiva, como esquematizado na Figura 2.3. Cilindros com dimensões que podem variar de 3 mm ⁽⁶⁷⁻⁶⁹⁾ a 4 mm ⁽⁷⁰⁻⁷²⁾ de diâmetro são aderidos a um substrato planificado (esmalte ou dentina) e a carga pode ser aplicada de várias maneiras. De acordo com as especificações da ISO TR 11405 ⁽⁶⁶⁾, é recomendado um dispositivo que consiste de uma base para fixação do espécime e uma barra deslizante adaptada nesta base para aplicação da carga (ver também Figura 2.3). Na literatura, entretanto, são encontrados trabalhos que utilizam lâmina de faca (o mais comum) ^(70, 73-78), alça de fio ortodôntico ^(68, 71) e fita de aço inoxidável ⁽¹⁹⁾, sendo que em todos os casos, a carga deve ser aplicada o mais justaposta possível ao plano da interface aderida (Figura 2.4).



Figura 2.4 - Tipos de carregamento que podem ser feitos no ensaio de cisalhamento (adaptado da literatura)⁽¹⁹⁾

A influência do modo de aplicação da carga sobre os valores de resistência ao cisalhamento foi verificada em um estudo ⁽¹⁹⁾ que utilizou lâmina de faca, alça de fio ortodôntico com 1 mm de diâmetro e fita de aço inoxidável com 5 mm de largura apoiada em toda a extensão do cilindro de resina composta, de modo a produzir, um carregamento distribuído ao longo do comprimento do mesmo. Os autores verificaram que os valores de resistência média dependiam do tipo de montagem experimental: os valores mais altos foram obtidos com o uso do fio ortodôntico, seguido da lâmina de faca e, finalmente, da fita de aço inoxidável. O padrão de fratura foi analisado através de microscópio eletrônico de varredura e revelou o seguinte: a) para a fita de aço inoxidável, a falha ocorreu predominantemente entre a camada de adesivo e a dentina, o que leva à conclusão de que as melhores condições de carregamento em cisalhamento foram obtidas neste caso. Provavelmente, o descolamento ocorreu como resultado de uma alta concentração de força tangencial, paralela ao substrato e que, portanto, causou deslizamento ao longo da interface sem produzir ponto de fulcro (momento) no cilindro de resina composta; b) para a alça de fio ortodôntico, a falha mais comumente observada foi coesiva no compósito; e c) para a

lâmina de faca, a maior parte das fraturas foi mista, coesiva no adesivo e no compósito. De acordo com os autores, inicialmente foram desenvolvidas tensões de clivagem na camada subsuperficial do compósito, localizadas na área de carregamento. Com a fratura da resina, a clivagem se propagou alcançando a interface e causando descolamento do substrato.

Pelo contrário, em outro estudo ⁽⁷⁹⁾ que avaliou a aplicação de carga por meio de alça de fio ortodôntico com 0,5 mm de diâmetro e lâmina de faca, os valores encontrados diferiram na dependência do método e do tipo de adesivo testado, mas foram maiores para lâmina de faca, embora o padrão de fratura não tenha sido verificado através de microscopia.

Um terceiro estudo ⁽⁸⁰⁾ comparou seis métodos de carregamento: a) lâmina de faca aplicada sobre uma íris metálica que envolvia o cilindro de compósito para obter carga distribuída, b) a mesma lâmina de faca posicionada diretamente sobre o compósito, justaposta à interface, c) alça de fio ortodôntico com 0,84mm de diâmetro, e d) uma montagem experimental proposta na literatura. Mais dois grupos experimentais foram também ensaiados aplicando a lâmina de faca com a diferença de que a base do dente recebia um suporte adicional, na tentativa de evitar a flexão do mesmo durante o carregamento. De acordo com os resultados obtidos, a fratura mais comumente observada foi coesiva profunda na dentina; no caso do carregamento com alça de fio ortodôntico esse tipo de falha ocorreu em todos os espécimes. A explicação que os autores deram para a ocorrência de fraturas profundas no substrato está baseada nos achados obtidos através de análise por elementos finitos: num dos estudos mencionados ⁽³⁾ foi encontrada uma tensão máxima na extremidade da interface que excede em muito a tensão nominal na fratura do compósito. Assim, a falha teria se iniciado em um defeito causado na superfície do mesmo. Ao aumentar

a carga, são produzidas altas tensões na interface. O sítio onde ocorre o pico de tensão máxima depende da distância de aplicação da carga em relação à interface: quanto mais distante a carga, mais ele se aproxima do centro da área aderida. O arranjo experimental em que o carregamento se localizou mais distante da interface foi a alça de fio ortodôntico, seguido da lâmina de faca sobre o compósito, e, portanto, justifica os resultados observados. Ainda de acordo com outra análise de elementos finitos ⁽⁸¹⁾, as tensões paralelas ao plano de cisalhamento excedem as tensões perpendiculares à interface por um fator de três, o que também leva à tendência de falha no substrato de base. Os autores descrevem o achado experimental da fratura no material de base se iniciando próximo ao centro da região colada. A explicação para este fato, diferente do apresentado em outro estudo ⁽⁸¹⁾ que verificou a fratura se iniciando na extremidade da região aderida ao colar compósito-cerâmica, é atribuída à resiliência da dentina, que permitiria grande deformação sem que a fratura chegue a ocorrer.¹ A lâmina de faca sobre íris metálica produziu fraturas mistas na maioria dos casos, provavelmente porque o momento fletor e o efeito de delaminação foram diminuídos ao direcionar as forças mais paralelamente à superfície aderida. Neste caso não foi encontrada a fratura coesiva do compósito na extremidade da interface motivada pelo posicionamento direto da faca sobre o compósito. Já o dispositivo modificado não se mostrou vantajoso, uma vez que também produziu fraturas mistas e coesivas na dentina, mas apresentou uma manipulação mais demorada e difícil para alcançar o correto alinhamento da interface aderida em relação ao carregamento.

¹ A resiliência da dentina e do compósito parece bem semelhante, pois apresentam resistência à tração e módulo de elasticidade *E* próximos (dentina *E* = 15GPa, resina composta *E* = 8GPa). No estudo citado (18), os autores colaram sobre uma base de compósito e obtiveram o mesmo tipo de fratura que quando colaram sobre cerâmica, o que torna essa hipótese pouco provável de ser correta.

Outra variação encontrada na literatura baseada em testes de adesão e estabilização de biomateriais ortopédicos em osso ⁽⁸²⁾ é o teste de cisalhamento por *push-out* ⁽⁸²⁻⁸⁶⁾. Neste teste cavidades cilíndricas são preparadas em anéis planificados de substrato dental e preenchidas com compósito após o procedimento adesivo, sendo então deslocado por outro cilindro, como demonstrado na Figura 2.5. O objetivo desta variação é obter uma maior facilidade de aplicação do ensaio, no qual apareceriam também tensões preponderantes de cisalhamento.



Figura 2.5 - Representação esquemática de um teste de cisalhamento por push-out

O teste de cisalhamento foi grandemente criticado na literatura, devido à porcentagem de fraturas coesivas na dentina que começaram a ser relatadas à medida que os sistemas adesivos resultavam em uniões mais resistentes: um estudo encontrou 80% de falhas coesivas e um valor médio de adesão de $16,9 \pm 3,1$ MPa para o adesivo Scotchbond 2 ⁽⁸⁷⁾, enquanto outros pesquisadores encontraram 82% de falhas coesivas e um valor médio de adesão de $9,2 \pm 4,4$ MPa para o adesivo Clearfil Liner Bond ⁽⁸⁸⁾. Isso poderia desestimular maiores investigações e o aperfeiçoamento dos materiais, uma vez que se poderia ter a falsa idéia de que a resistência intrínseca do substrato havia sido superada ^(1, 3, 8). Os estudos de análise por elementos finitos são um importante instrumento para explicar a ocorrência de fraturas coesivas e discutir a validade dos valores de resistência adesiva nominal calculados, uma vez que fornecem informações sobre a natureza e o estado de tensões nas várias partes da montagem experimental simulada, e podem indicar os sítios mais prováveis de início de uma fratura (locais de maior concentração de tensões)⁽¹⁾.

O teste de cisalhamento foi avaliado por estudos que usam análise de elementos finitos em modelos tanto bi quanto tridimensionais ^(1, 3, 12, 81, 85). Em todos os estudos verificou-se uma distribuição de tensões não uniforme: picos de concentração de tensões ocorrem nas extremidades da interface aderida justificados pela mudança abrupta na geometria do espécime (estrangulamento) e pela transição abrupta de propriedades dos materiais envolvidos (módulo de elasticidade) ⁽³⁾. Essa concentração de tensões pode fazer frequentemente com que algumas regiões fiquem submetidas a mais de 100MPa ^(3, 12, 36), mesmo quando a tensão nominal calculada é muito menor. Portanto, o valor de tensão nominal, por ser um valor médio das tensões desenvolvidas na interface, representa pobremente a tensão real que efetivamente resistiu antes de fraturar.

Um estudo clássico realizado em 1989⁽³⁾ trouxe críticas aos métodos de avaliação da resistência adesiva baseados em valores médios quando a fratura não ocorre num região submetida a tensão uniforme, como é o caso dos testes de cisalhamento e tração convencionais. Os autores utilizaram um modelo bidimensional em estado plano de deformações. A mesma malha, que simulava a base de dentina unida a um bloco de compósito, serviu para modelar uma carga de 60N aplicada para provocar tração ou cisalhamento, modificando o local da aplicação da mesma. Foi avaliado o efeito sobre a distribuição de tensões provocado pela variação do módulo de elasticidade do compósito de 5GPa para 15GPa e 25GPa, e de mudanças na geometria (altura do cilindro de compósito, que variou de 6 a 0,5 mm), bem como das condições de carregamento (carga de cisalhamento distribuída por um comprimento de 1 mm a diferentes distâncias da união compósito-dentina, ou de tração). As extremidades da união do compósito com a base de dentina foram feitas representando um excesso de material para evitar o ângulo de 90°. O modelo permitiu predizer uma pronunciada concentração de tensões na extremidade da interface, exatamente no local onde há mudança de diâmetro na geometria. O acúmulo excedeu a tensão nominal em até 65%, dependendo do módulo de elasticidade do compósito, tanto para o teste de tração quanto para o de cisalhamento (quanto maior o módulo maior o acúmulo de tensão). Quanto à altura do cilindro de compósito, à medida que foi reduzida para menos de 3 mm, as tensões de tração normais à interface aumentaram na parte média da interface e diminuíram nas extremidades, o que leva a predizer que a falha ocorrerá num local qualquer da região central que apresente um defeito de tamanho crítico. Para que fosse possível uma distribuição de tensões uniforme, o bloco teria que alcançar aproximadamente 4-5 mm acima da superfície de dentina. Em relação ao carregamento, à medida que a carga de cisalhamento foi afastada da interface, constataram menores tensões máximas de cisalhamento e tração na dentina. O motivo para este efeito aparentemente paradoxal foi atribuído a que deixariam de atuar sobre a interface e sobre o substrato os efeitos concentradores de tensão normalmente associados aos pontos de carregamento. Ao afastar da interface o ponto de carregamento, aumenta também o momento fletor, fazendo com que apareçam tensões de compressão na parte inferior do espécime, oposta ao local do carregamento, e de tração na parte superior do mesmo. Foi concluído que as diferenças de resistência observadas entre os diferentes pesquisadores podem ser devidas à mecânica do teste e não à diferente resistência da interface. As tensões no local de ruptura são sensíveis a detalhes do método do teste; essa sensibilidade é particularmente aguda para o ensaio de cisalhamento. Deve ser notado que neste estudo não foi modelada a camada de adesivo e a malha era pouco refinada na região central da interface.

Para questionar a validade dos resultados do teste de cisalhamento convencional e avaliar o teste de tração como um alternativa para o mesmo, foi delineado um estudo laboratorial e teórico ⁽⁸¹⁾ no qual foram produzidas interfaces com geometria e áreas de superfície idênticas em espécimes compostos de: 1) uma base cerâmica à qual foi colado um cilindro de resina composta; 2) uma base compósito à qual foi aderido um cilindro de material cerâmico; e 3) espécimes inteiriços de compósito. Os cilindros foram carregados em cisalhamento usando lâmina de faca paralela à interface e localizada o mais próximo possível da junção base-cilindro. Foram analisados espécimes selecionados em microscópio eletrônico de varredura para avaliação do modo de fratura. Foram usados modelos teóricos bidimensionais para determinar qualitativamente a distribuição de tensões para as três configurações descritas. Foi modelada uma carga pontual de 10N paralela à base e 0,2 mm acima da superfície da mesma. Para execução experimental do teste de tração, dois espécimes cerâmicos com formato de cilindro e secção transversal uniforme foram aderidos usando dois protocolos para reparo de porcelana. Para o ensaio foram usados grampos especiais de aço inoxidável sobre os quais foi fundida e aderida a porcelana. Os grampos foram presos à garra através de um sistema de fixação de três pontos. A maioria dos espécimes submetidos ao teste de cisalhamento, tanto aderidos quanto inteiriços, produziu fraturas coesivas no substrato de base. Os modelos teóricos mostraram uma distribuição de tensões semelhante para todas as configurações, altamente não-uniforme. A tensão máxima de tração na direção perpendicular à interface ocorreu na região da interface próxima ao ponto de carregamento, e foi explicada como resultado do momento fletor². Na direção paralela à interface foi encontrada a tensão de tração mais alta (aproximadamente três vezes maior que a máxima de tração perpendicular à interface), localizada na superfície da base, o que pode explicar a alta ocorrência de fraturas coesivas. Portanto, foi concluído que os valores obtidos no teste de cisalhamento são governados pela resistência do material de base, e não da interface propriamente dita: quanto maior a resistência do adesivo utilizado às condições de tensão locais durante o carregamento, maior a ocorrência de fraturas coesivas do substrato de base. Quanto aos espécimes submetidos ao ensaio de tração, as fraturas ocorreram sempre próximo ou na interface adesivocerâmica, e nunca na resina composta ou cerâmica propriamente ditas. Uma consideração que deve ser feita a respeito deste estudo se refere à falta de refinamento do modelo, composto por poucos elementos assimétricos. A camada de adesivo/cimento não foi simulada.

Em outro estudo ⁽¹²⁾, os autores tentaram explicar por que o teste de cisalhamento causa arrancamento da dentina utilizando dados laboratoriais de resistência nominal, microscopia eletrônica de varredura e modelos teóricos de elementos finitos. O modelo construído foi bidimensional em estado plano de deformações. O programa e o método utilizados eram capazes de calcular o progresso da falha interativamente, levando em consideração as mudanças na distribuição de tensões à medida que a falha progredia. A malha possuiu um maior refinamento na área da camada de adesivo, que foi delineada com várias espessuras (12,5, 25, 50 e 100 µm), e a

² Os autores não simularam, como no caso do estudo anterior ⁽³⁾, o distanciamento da carga em relação à interface, de modo que pudesse diminuir o efeito de concentração de tensões próximo ao ponto de carregamento.

carga foi distribuída por uma região de 0,2 mm de comprimento a duas distâncias em relação à interface, para simular carregamentos usando lâmina de faca. O critério de falha utilizado foi o von Mises modificado, uma vez que, de acordo com os autores, como a natureza dos materiais envolvidos é frágil (são mais resistentes à compressão do que à tração) ele deve levar em consideração o Efeito Diferencial de Resistência, que é a proporção entre a resistência à compressão e a resistência à tração. Com esse critério de falha foi verificado o caminho da propagação da fratura no modelo, de modo que os nós iam sendo abertos (o local de abertura dos nós foi denominado de núcleo de falha) tanto na interface adesiva, quanto no material (falha coesiva), dependendo do resultado dos cálculos obtidos a partir do critério de von Mises modificado equivalente. Foi avaliado o efeito da variação da resistência adesiva (50, 75, 90 e 100% da resistência coesiva). Para avaliação experimental, cilindros de resina composta com 3 mm de diâmetro foram aderidos à dentina bovina usando dois tipos de ácido para condicionamento. Os espécimes foram submetidos ao ensaio de cisalhamento com duas velocidades de carregamento, 0,5 e 1,2 mm/min. As superfícies fraturadas foram analisadas através de microscópio eletrônico de varredura. De acordo com os resultados teóricos obtidos, e considerando as limitações do modelo utilizado (introdução de simplificações, dificuldade em simular a estrutura real dos materiais envolvidos), a tendência à fratura na dentina aumentou com o aumento da resistência adesiva, com o afastamento do ponto de aplicação de carga e com a diminuição da espessura da camada de adesivo. Os resultados obtidos experimentalmente suportaram os dados teóricos, com a ocorrência de falha adesiva na interface entre a dentina e o sistema adesivo, seguida de fratura coesiva na dentina na secção inferior da superfície aderida. Pequenas variações nas condições do teste e da amostra afetaram o comportamento da falha e os valores de resistência

nominal. É interessante salientar que o caminho seguido pela falha não parece coincidir com o caminho que sugerem as figuras publicadas no estudo anterior ⁽⁸¹⁾.

O teste de cisalhamento foi também analisado utilizando um modelo tridimensional ⁽¹⁾ para verificar a validade das conclusões tiradas por outros autores a partir de modelos bidimensionais que assumem um estado plano de deformações, o qual é mais representativo de uma secção retangular e não cilíndrica. O modelo tridimensional (636 elementos e 3585 nós no total) consistiu de um cilindro de compósito aderido a um cilindro de dentina por meio de uma camada de adesivo com 0,05 ou 1 mm de espessura. Foram selecionados dois valores de módulo de elasticidade para o compósito e o adesivo, e cinco tipos de carregamento foram simulados para cada configuração do teste. Foi também construído um modelo bidimensional axisimétrico com 224 elementos estruturais harmônicos de oito nós, e um modelo bidimensional em estado plano de deformações, com 448 elementos guadrilaterais também de oito nós, de modo que ambos foram compostos pelos mesmos materiais descritos para o modelo tridimensional, diferindo pela espessura da camada de adesivo, que foi simulada com 0,01 mm. Para o primeiro, o carregamento foi aplicado como uma função co-seno ao redor da circunferência do cilindro para simular a aplicação de carga usando um arco de fio ortodôntico. Já para o segundo, foi aplicada uma força distribuída para simular uma lâmina de faca com uma espessura de contato de 0,4 mm. Foi verificado que as tensões diminuem marcadamente em todas as direções a partir do local de aplicação de carga, especialmente se a força é concentrada: à medida que o ponto de carregamento é afastado da interface, diminuem as tensões de tração máximas e cisalhamento na dentina. Comparando os três tipos de modelos, os autores concluíram que a análise em estado plano de deformações serve para verificar os efeitos das mudanças de variáveis, como o módulo de elasticidade e tipo de carregamento, sobre a distribuição de tensões, embora a geometria não seja tão bem modelada quanto num modelo tridimensional, que devido ao grande número de elementos tem alto custo computacional e complexidade. Já a desvantagem do modelo axisimétrico se refere à dificuldade em simular diferentes condições de carregamento, embora a geometria cilíndrica do teste seja corretamente modelada.

Mesmo com a diminuição no uso do teste de cisalhamento com a introdução do ensaio de micro-tração, ainda podem ser encontrados na literatura vários trabalhos utilizando o mesmo para avaliação de interfaces adesivas de restaurações com compósitos ou ionômeros de vidro ^(68, 89-102), verificação da colagem de braquetes ortodônticos ⁽¹⁰³⁻¹⁰⁹⁾ e da cimentação adesiva de próteses em porcelana e metal ⁽¹¹⁰⁻¹¹⁷⁾.

2.4 Testes de micro-cisalhamento

Seguindo a tendência atual dos testes de adesão que utilizam espécimes com tamanho reduzido, foi introduzido o ensaio de resistência ao micro-cisalhamento ⁽¹¹⁸⁾. A preparação do espécime para este tipo de ensaio inicia-se com a planificação do substrato, que pode ser dente bovino ou humano (decíduo ou permanente), em esmalte ou dentina. Após a aplicação do sistema adesivo a ser testado, constroe-se um micro cilindro com diâmetro de 0,8mm e altura aproximada de 0,4 a 0,5mm, com o auxílio de um micro tubo plástico especial para catéter (Tygon), que também serve para limitar a área de adesão. O carregamento do cilindro em modo de cisalhamento é feito pela aplicação de fio de aço com diâmetro de 0,2mm ^(29, 31-35, 119-123) ou de
uma haste deslizante ^(28, 30), localizados o mais justapostos possível da interface testada (Figura 2.6).



Figura 2.6 - Teste de micro-cisalhamento. Observe, em maior aumento, o tamanho reduzido do cilindro de resina composta e a colagem de vários espécimes em um mesmo dente ³

Uma das vantagens deste teste em relação ao teste de micro-tração é a ausência de procedimentos de corte ou desgaste após a realização da colagem, que podem afetar os resultados obtidos, como descrito anteriormente na epígrafe sobre o teste de micro-tração. Isso ainda torna o teste mais viável quando se tratar de materiais mais friáveis ou que apresentam menor resistência adesiva, como os cimentos de ionômero de vidro. Devido ao tamanho reduzido do cilindro de material testado, é possível confeccionar até oito espécimes em um mesmo dente. Ainda é possível a avaliação regional da resistência adesiva ⁽¹²⁴⁾, e a comparação do desempenho de vários tipos de substrato, como a dentina esclerótica e a cariada ⁽¹²⁵⁾.

³ Fotos gentilmente cedidas pela aluna de iniciação científica Ceci Nunes Carvalho e seu orientador, Prof. Dr. Carlos Eduardo Francci (parte do relatório final do projeto de iniciação científica intitulado "Avaliação da resistência ao micro-cisalhamento de sistemas adesivos simplificados aplicados de diferentes formas e tempos", processo FAPESP nº 03/09475-0).

Não parece que os resultados dos estudos sobre a distribuição de tensões nos testes de cisalhamento convencionais possam ser diretamente aplicados ao método de micro-cisalhamento. Uma das razões é a falta de proporcionalidade entre os aspectos geométricos de ambos os testes: mesmo que o diâmetro do compósito aderido e a distância de aplicação da carga fossem proporcionais, a espessura da camada de adesivo permanecerá sempre constante e romperá a proporcionalidade. Assim, embora as vantagens acima tenham sido atribuídas para este novo método, não se sabe se os já conhecidos problemas, a não uniformidade da distribuição de tensões e a concentração que conduz à fratura no substrato que ocorrem no teste de cisalhamento convencional foram solucionados.

Foi publicado, em 2002 ⁽²⁸⁾, um modelo teórico de análise por elementos finitos do teste de micro-cisalhamento. Entretanto, este não fez parte do propósito e da descrição de materiais e métodos do estudo, mas foi colocado apenas como um complemento na seção de resultados para justificar os resultados obtidos experimentalmente. O modelo, descrito com poucos detalhes, foi tridimensional com elementos sólidos de vinte nós. Consistiu de metade da geometria, composta por um cilindro de compósito com 0,7 mm de diâmetro e 0,5 mm de espessura unido a um cilindro de esmalte com 1,4 mm de diâmetro e espessura que variou de 0,5 a 1,0 mm. A camada de adesivo não foi simulada. O total da carga foi distribuído por diferentes comprimentos ao longo da extensão do cilindro de compósito, até que, com a redução do tamanho da linha de carregamento e conseqüente aproximação da interface, se tornou pontual (concentrado) e aplicado na própria interface. Segundo a interpretação dos autores, os resultados permitem dizer que o teste de microcisalhamento pode ser delineado de modo que as forças de cisalhamento sejam maiores do que as de tração (até três vezes). Isto ocorreria quando da redução do comprimento da linha de aplicação de carga⁴. Entretanto, em todos os casos foi verificada a presença de forças de tração significantes. Outro ponto que deve ser destacado em relação a este estudo, refere-se ao padrão de fratura observado experimentalmente: dependendo do tipo de adesivo testado e do substrato de colagem (dentina ou esmalte humanos) o tipo de fratura encontrado mudou. Entretanto, em todos os casos, verificou-se alguma região de falha coesiva no substrato.

Para facilitar ao leitor a comparação dos parâmetros usados em testes de micro-cisalhamento ou cisalhamento convencional, foi construído o Quadro 2.1 e o Quadro 2.2, apresentados a seguir.

Referência	Substrato	Adesivo	Compósito diâmetro x altura (mm)	Menor e maior valor de resistência média en- contrado (MPa)	Freqüência média e tipo de fra- tura en- contrada	Distância de carregamento (mm)	Modo de aplicação: dispositivo e velocida- de (mm/min)
(33)	Esmalte (decíduo e per- manente)	Clearfil SE Bond e Single Bond	Clearfil AP- X 0,8 x 0,5	37 – 42	90% adesi- vas e 10% mistas	0,1	Fio 1

⁴ Porém, os autores indicam que essa distância deveria ser bastante menor que 50µm, o que não nos parece exeqüível experimentalmente, mesmo porque é necessário reservar essa espessura para o adesivo (lembramos que o adesivo não foi simulado).

continuação

Referência	Substrato	Adesivo	Compósito diâmetro x altura (mm)	Menor e maior valor de resistência média en- contrado (MPa)	Freqüência média e tipo de fra- tura en- contrada	Distância de carregamento (mm)	Modo de aplicação: dispositivo e velocida- de (mm/min)
(28)	Esmalte e dentina	Clearfil Photo Bond e Clearfil Liner Bond 2V	Clearfil Pro- tect Liner-F (<i>flow</i>) 0,7 x 0,4	<i>Esmal-</i> <i>t</i> e13 - 31 <i>Dentina</i> 12 – 26	Esmalte Coesivas Dentina Mistas	≤0,02	Viga 0,5
(32)	Esmalte cer- vical	Clearfil SE Bond e Single Bond	Clearfil AP- X 0,8 x 0,5	36 - 42	90% adesi- vas e 10% mistas	0,1	Fio 1
(34)	Cerâmica vítrea	Clearfil SE Bond Primer ou Clearfil porcelain bond acti- vator + Clearfil SE Bond	Panavia Fluoro Ce- ment 0,7 x 0,5	6 – 32	40% adesi- vas, 40% mistas e 20% coesi- vas (cerâ- mica)	0,1	Fio 1
(29)	Dentina	Clearfil SE Bond e Single Bond	Clearfil AP- X e Z100 0,75 x 0,4	23 - 57	Não descri- to	0,1	Fio 1
(31)	Esmalte, dentina e JED	Clearfil SE Bond, Single Bond e One-Step	Clearfil AP- X 0,8 x 0,5	37 – 44	Adesivas, coesivas substrato e mistas (com coesivas substrato) ⁵	0,1	Fio 1

⁵ Neste estudo a freqüência de cada modo de fratura variou muito dependendo do tipo de substrato, sendo que para a dentina e JED, houve maior porcentagem de fraturas mistas e coesivas no substrato (em um dos grupos, não houve nenhuma fratura adesiva).

conclusão

Referência	Substrato	Adesivo	Compósito diâmetro x altura (mm)	Menor e maior valor de resistência média en- contrado (MPa)	Freqüência média e tipo de fra- tura en- contrada	Distância de carregamento (mm)	Modo de aplicação: dispositivo e velocida- de (mm/min)
(35)	Dentina (coronária e do assoalho da câmara pulpar, úmida ou des- secada)	Clearfil SE Bond e Single Bond	Clearfil AP- X e Z250 0,75 x 0,5	20 – 41	100% mis- tas (com coesivas compósito	0,1	Fio 1
(122)	Dentina (decídua e per- manente)	Clearfil SE Bond e Single Bond	Clearfil AP- X 0,8 x 1	35 – 42	75% adesi- vas; 25% coesivas (dentina)	0,1	Fio 1
(119)	Esmalte (≠ tempo de armazenamento do espécime)	Clearfil SE Bond e Single Bond	Clearfil AP- X 0,7 x 0,5	20 - 38	70% adesi- vas, 20% mistas;10% coesivas (esmalte)	0,1	Fio 1
(124)	Dentina (superficial e profunda)	Optibond SOLO Plus e Clearfil SE Bond	Clearfil AP- X 0,7 x 0,5	34 – 60	5% adesi- vas; 95% mistas	0,1	Fio 1
(126)	Dentina e cemento	Clearfil SE Bond e Single Bond	Clearfil AP- X 0,75 x 0,5	27 – 39	Cemento 40% coesi- vas (subs- trato); 60% mistas Dentina 80% adesi- vas; 20% mistas	0,1	Fio 1

Quadro 2.1 - Resumo descritivo das variáveis de pesquisas que utilizam o teste de microcisalhamento.

Referência	Substrato	Adesivo	Compósito diâmetro x altura (mm)	Menor e maior valor de resistência média en- contrado (MPa)	Tipo de fra- tura encon- trada	Modo de aplicação: dis- positivo e velocidade (mm/min)
(127)	Dentina média	AdheSE, Adper Prompt self- etch adhesive, Clearfil SE Bond, One-Up Bond F, Opti- bond SOLO Plus self-etch, Single Bond, Tyrian SPE	Filtek Z250 4,3 x ?	3 - 18	Maioria, coe- sivas den- tina; mistas	Lâmina de faca 0,5
(128)	Esmalte e dentina bo- vina (clareados)	Single Bond	Filtek Z250 3 x 5	<i>Esmalte</i> 15 – 20 <i>Dentina</i> 11 - 19	Não descrito	Lâmina de faca 0,5
(92)	Dentina (decídua e permanente)	Adper Promp- L-Pop e Prime & Bond NT	TPH Spec- trum e Compo glass Área de superfície de 6,69mm ²	Compo glass 2 – 5 TPH 13 - 18	43% mistas; 36% ade- sivas; 1% coesivas compômero	? 0,5
(129)	Esmalte e dentina	Exp. AC Bond, AQ Bond, Fluo- robond e One- Up Bond F	Charisma 3,5 x 2,0	<i>Esmalte</i> 11 - 23 <i>Dentina</i> 12 - 23	Maioria, coe- sivas subs- trato; mistas; coesivas compósito	Haste 1
(79)	Dentina	Etch & Prime 3.0 e Single Bond	Z100 3 x 3 (cone)	3,2 – 12	Não descrito	Fio Faca 0,5
(19)	Dentina	Scotchbond MP Plus	Z100 4 x 5	Não ci- clado 5 – 15 Ciclado 4 - 13	Coesivas compósito; adesivas; coesivas a- desivo com resíduos no substrato	Fio Faca Tape 6

continuação

Referência	Substrato	Adesivo	Compósito diâmetro x altura (mm)	Menor e maior valor de resistência média en- contrado (MPa)	Tipo de fra- tura encon- trada	Modo de aplicação: dis- positivo e velocidade (mm/min)
(130)	Dentina	Scotchbond MP, Gluma Comfort Bond & Desensitizer, Gluma Comfort Bond, Gluma One Bond	Charisma 4,3 x 5	4 – 17	Adesivas; mistas; coe- sivas dentina (freqüência de 50% para os maiores valores)	Faca 5
(68)	Dentina	Scotchbond MP; Single Bond; Clearfil SE Bond	Z100 3 x 3	21 – 25	100% mistas, com coesi- vas dentina ou compósito	Fio 0,5
(131)	Dentina	Scotchbond MP	Z100 4 x 2,5	7 – 14	Não descrito	Fio 0,5
(73)	Dentina e esmalte	Prime&Bond 2.1; Pri- me&Bond NT	Surefil 4 x 5	Dentina 17 - 20 Esmalte 24 - 27	Dentina adesivas ou coesivas dentina <i>Esmalte</i> 70% adesi- vas, 20% mistas; 10% coesivas esmalte	Lâmina 5
(132)	Esmalte (úmido ou seco)	Optibond FL; Scotchbond MP, Single Bond	Z100 3 x 2	<i>Úmido</i> 3 - 31 <i>Seco</i> 24 - 29	Maioria, coe- sivas com- pósito	Lâmina 5
(133)	Dentina (úmida, mo- lhada, en- charcada)	Single Bond	Z100 4 x 5	13 - 25	Coesivas dentina	Lâmina 5

continuação

Referência	Substrato	Adesivo	Compósito diâmetro x altura (mm)	Menor e maior valor de resistência média en- contrado (MPa)	Tipo de fra- tura encon- trada	Modo de aplicação: dis- positivo e velocidade (mm/min)
(134)	Esmalte	Syntac Single Component com e sem condicionador Prompt-L-Pop	Tetric Flow, Tetric Ce- ram; Com- po Glass Flow; Compo Glass F 4 x 5	7 – 22	Não descrito	Lâmina 5
(135)	Dentina (coronária e radicular)	Durelon Liquid, Ketac Conditi- oner, sem tra- tamento	Ketac Cem e Ketac Bond 3 x ? (cone)	2 – 5	Mistas com coesivas ci- mento	Fio
(136)	Dentina	One Coat Bond; Scotchbond MP Plus; Opti- bond SOLO; Permaquick 1; Prime&Bond NT	Herculite XRV 3,12 x ?	6 – 25	Não descrito	Lâmina 5
(137)	Dentina (úmida ou seca)	Gluma Comfort Bond com e sem dessensi- bil.; Single Bond; Pri- me&Bond NT	Prodigy 2,24 x ?	10 – 26	Não descrito	Lâmina 5
(138)	Esmalte bovino	Clearfil Liner Bond 2; Et- ch″ 3.0; Resulcin Aqua Prime Mono- bond; Ecusit Mono	Clearfil AP- X; Degufill Mineral; Ecusit 4 x ?	21 – 34	Não descrito	? 1

conclusão

Referência	Substrato	Adesivo	Compósito diâmetro x altura (mm)	Menor e maior valor de resistência média en- contrado (MPa)	Tipo de fra- tura encon- trada	Modo de aplicação: dis- positivo e velocidade (mm/min)
(139)	Dentina e esmalte	Denthesive com e sem condicionador; Clearfil Liner Bond 2 com e sem condicio- nador; Scotch- bond MP Plus	Silux Plus 2,5 x 1	Dentina 6 - 20 Esmalte 5 – 22	Adesivas; mistas com coesiva den- tina; mistas com coesiva compósito (para esmal- te)	Lâmina 5
(140)	Dentina e esmalte	Etch″ 3.0; Clearfil Liner Bond 2, Gluma One Bond	Charisma 3,5 x 1,5	<i>Dentina</i> 10 - 23 <i>Esmalte</i> 21 – 31	Coesivas profundas esmalte; a- desivas (den- tina)	Haste 1
(141)	Dentina e esmalte bovinos	Dentastic Uno, Easy Bond; Gluma One Bond; One Step	Bisfill All Purpose 4 x 5	<i>Dentina</i> 14 - 21 <i>Esmalte</i> 14 - 28	Não descrito	Lâmina 5

Quadro 2.2 - Resumo descritivo das variáveis de pesquisas que utilizam o teste de cisalhamento convencional

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo foram:

- 3.1. analisar comparativamente, usando análise de elementos finitos, a distribuição de tensões em modelos que representam os ensaios mecânicos de resistência adesiva por cisalhamento e micro-cisalhamento, visando propor uma explicação para eventuais discrepâncias entre os dois métodos e também sugerir a padronização de parâmetros que possam ter influência importante nos resultados de ambos os testes;
- 3.2. verificar, através da análise dos vetores de tensão nos modelos, a tendência de variar o local de início e o modo de fratura em função dos parâmetros dos ensaios; e,
- analisar a influência de dois modos de fixação do substrato sobre a concentração de tensões para os dois métodos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Construção do modelo de análise de elementos finitos

O pré- e o pós-processamento foram realizados com o software MSC.PATRAN®; o MSC.Marc® foi usado como solver. Os modelos foram bidimensionais, em estado plano de deformações^{6 (142)}. As dimensões dos modelos foram baseadas em corpos-de-prova experimentais previamente descritos na literatura ^(31-34, 79, 143), e representaram as montagens experimentais dos testes de cisalhamento e micro-cisalhamento. Como na literatura ^(28, 144) os testes de micro-cisalhamento também têm sido feitos utilizando resinas compostas do tipo *flow*⁷, esta condição foi incluída no estudo. Foi simulada para ambos os casos (cisalhamento e microcisalhamento) uma camada de adesivo de 0,05 mm de espessura. Os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson foram baseados em valores típicos da literatura ^(1, 3). As dimensões dos modelos e as propriedades dos materiais são

⁶ Estado plano de deformações é a condição em que as deformações são zero em um dos três eixos ortogonais (direção z); isso significa que só há deformação no plano de seção transversal. Em geral a tensão é diferente de zero na direção em que a deformação é zero para poder manter a condição de estado plano de deformações. O estado plano de deformações é válido para corpos cilíndricos ou prismáticos carregados de forma uniforme e perpendicular ao eixo com deformação zero ⁽¹⁴²⁾.

⁷ As resinas compostas de baixa viscosidade, mais comumente conhecidas como *flow*, possuem baixo módulo de elasticidade (que pode chegar a 2,5 MPa) e baixo conteúdo de carga, portanto possuem maior contração de polimerização e baixa resistência ao desgaste. A baixa viscosidade destes materiais permite que sejam utilizados com auxílio de uma seringa, o que torna mais fácil sua inserção no catéter utilizado para confecção do espécime do ensaio de micro-cisalhamento. São utilizadas clinicamente sob restaurações profundas de resina composta com o objetivo de atuar como relaxadoras de tensões (tampão elástico), e em Odontopediatria, como material restaurador para cavidades pequenas submetidas a baixas tensões e como selantes de fóssulas e fissuras ⁽¹⁴⁵⁾.

mostradas na Tabela 4.1. As propriedades dos materiais foram consideradas isotrópicas⁸, homogêneas⁹ e linear-elásticas.

Material	Proprie	edades	Dimensões (mm) (diâmetro x longo eixo)		
Material	E (GPa) N Cisalh		Cisalhamento	Micro- cisalhamento	
Dentina	15	0,23	4,8 x 0,8	0,96 x 0,16	
Compósito	20	0,25	4,0 x 2,0	0,8 x 0,4	
Resina flow	5	0,35	4,0 x 2,0	0,8 x 0,4	
Adesivo	4	0,35	4,0 x 0,05	0,8 x 0,05	

 Tabela 4.1 Propriedades dos materiais e dimensões dos modelos (mm) para os testes de cisalhamento e micro-cisalhamento

O número (total de 11876) e a distribuição dos elementos na malha foram definidos como mostra a Figura 4.1. Tanto as malhas do cisalhamento quanto do micro-cisalhamento consistiram do mesmo número de elementos para obter padrões de resolução proporcionais, sem erros de cálculo resultantes de um número de elementos diferente. Foram escolhidos elementos quadrilaterais e isoparamétricos com quatro nós.

Foram simuladas duas condições de contorno, para possibilitar a análise de diferentes condições de fixação do substrato. Na primeira, os deslocamentos foram restritos em todas as direções (x, y e z) nos nós das arestas que representam as três superfícies da dentina livres de adesão (ver também a Figura 4.1). Na segunda, os nós das arestas superior e inferior da dentina foram liberados para se deslocarem livremente, de modo que a restrição foi colocada apenas na parte posterior da base

⁸ O material é considerado isotrópico quando tem as mesmas propriedades em todas as direções do espaço.

⁹ O material é considerado homogêneo quando tem as mesmas propriedades em todos os volumes.

de dentina. Deste modo, simulamos uma fixação menos rígida, como em casos em que o dente é fixado apenas pela raiz, sem apoio na coroa para se opor ao carregamento.

A malha foi refinada até comprovar que a solução computacional não mais variava com o aumento do refino (teste de convergência de malha¹⁰). Para todos os modelos o carregamento foi configurado para se obter a mesma tensão nominal arbitrária (carga de cisalhamento / área da secção transversal) de 4MPa. Foi simulada uma condição de carregamento concentrado (num único nó), pois em modelos preliminares não foram encontradas diferenças relevantes nos parâmetros estudados quando simuladas condições de carregamento distribuído.



Figura 4.1 - Malha dos modelos de cisalhamento e micro-cisalhamento. Note o refinamento da malha nas áreas de interesse para análise de tensões, e uma das condições de fixação da base de dentina (1 – fixo em x; 2 – fixo em y; 3 – fixo em z). Para a outra condição, os nós das arestas superior e inferior não foram fixados

¹⁰ Os testes de convergência de malha são realizados para que o refinamento não seja muito maior do que o estritamente necessário para obter resultados precisos. Desta forma, diminui-se o tempo computacional de processamento. A malha é progressivamente refinada e os resultados são checados até que um maior refino já não produza resultados mais precisos ^(40, 142).

Em um conjunto de modelos de cisalhamento e micro-cisalhamento foram simuladas distâncias de aplicação de carga proporcionais ao diâmetro do cilindro de compósito aderido. Isto visou isolar e analisar a influência que a camada de adesivo, proporcionalmente mais espessa para o caso do micro-cisalhamento, teria sobre a concentração de tensões. Nestes casos, os modelos de cisalhamento foram cinco vezes maiores, exceto pela espessura da camada de adesivo.

Em outro grupo de modelos, foram alteradas as distâncias de aplicação da carga para simular o efeito de arranjos experimentais utilizando alças de fios ortodônticos com diâmetros diferentes ^(135, 143). A Tabela 4.2 mostra as distâncias de aplicação de carga estudadas para cada modelo.

Modelo	Distâncias de aplicação de carga (mm)								
	0,05	0,1	0,2	0,25	0,4	1	2		
Cisalhamento		х	Х	х	Х	Х	х		
Micro- cisalhamento	Х	Х	Х	Х	Х				

 Tabela 4.2 Distâncias de aplicação de carga analisadas

4.2 Análise dos resultados

Os seguintes parâmetros foram usados para fins de comparação:

(a) A tensão de tração (σ_{max}) e cisalhamento (τ_{max}) para os nós da interfa-

ce dentina-adesivo, desconsiderado o nó correspondente ao ângulo de 90º entre a superfície de dentina e a superfície superior do cilindro de resina composta-adesivo,

uma vez que se verificou que os valores de tensão para este nó (ponto de singularidade) eram dependentes da malha.

(b) A proporção σ_{max}/τ_{max} para estes mesmos nós da interface dentinaadesivo ⁽²⁸⁾. Esta relação seria indicativa da probabilidade da fratura ocorrer sob tensões de tração ou de cisalhamento, mesmo quando o carregamento tenha sido cisalhante.

(c) Os valores máximos de $\sigma_{máx}$ e $\tau_{máx}$, que ocorreram invariavelmente para o nó mais próximo do ângulo de 90° entre a superfície de dentina e a superfície superior do cilindro de resina composta-adesivo.

(d) A inclinação e a magnitude relativa dos vetores de tensão máxima principal, como indicativos do local de início e o modo de fratura; foi também desconsiderado o nó correspondente ao ângulo de 90º, pelo mesmo motivo explicado anteriormente.

5 **RESULTADOS**

5.1 Análise da distribuição de tensões na interface

O Gráfico 5.1 e o Gráfico 5.2 mostram a distribuição das tensões $\sigma_{máx}$ e $\tau_{máx}$, e a tensão nominal (igual para ambos os modelos de cisalhamento e microcisalhamento) ao longo da interface dentina-adesivo. Para facilitar a comparação dos resultados e devido à diferença no diâmetro das interfaces dos dois modelos, o eixo das coordenadas x foi ajustado para representar a posição relativa dos nós na interface (%), com origem no ângulo reto superior formado pelas extremidades livres de dentina/adesivo.



Gráfico 5.1 - Distribuição das tensões ($\sigma_{máx}$ e $\tau_{máx}$) ao longo dos nós da interface para o modelo de cisalhamento – carga aplicada com distâncias de 0,25 mm e 2 mm



Gráfico 5.2 - Distribuição das tensões ($\sigma_{máx}$ e $\tau_{máx}$) ao longo dos nós da interface para o modelo de micro-cisalhamento – carga aplicada com distâncias de 0,05 mm e 0,4 mm

O Gráfico 5.1 apresenta os resultados obtidos a partir de dois modelos de cisalhamento com distâncias de aplicação de carga de 0,25 mm e 2,0 mm. O Gráfico 5.2 mostra os resultados obtidos a partir de modelos de micro-cisalhamento proporcionais aos apresentados no Gráfico 5.1, com distâncias de aplicação de carga de 0,05 mm e 0,4 mm.

Foi verificada uma distribuição de tensões não uniforme ao longo da interface dentina-adesivo para todos os modelos simulados. A tensão σ_{max} ultrapassou τ_{max} nas áreas submetidas às tensões mais altas, que também excederam em muito a tensão nominal calculada. Para as distâncias de aplicação de carga maiores (0,4 mm para o micro-cisalhamento e 2 mm para o cisalhamento), a tensão τ_{max} foi uniforme ao longo da interface adesiva e mais baixa que a tensão nominal em sua maior parte, apresentando aumentos simétricos nas extremidades. Isto reflete a con-

centração de tensões resultante da mudança na secção transversal nas extremidades da interface (descontinuidade geométrica).

Para os modelos que simulam pequenas distâncias de aplicação de carga (0,05 mm para o micro cisalhamento e 0,25 mm para o cisalhamento), a tensão τ_{max} apresentou uma ondulação na área próxima ao ponto de carregamento. Esta perturbação foi mais evidente nos modelos de micro-cisalhamento (Gráfico 5.2), que tem uma camada de adesivo proporcionalmente mais espessa, e parece ser devida à influência de um novo efeito somado à curva de básica de tensão $\tau_{máx}$ encontrada para distâncias de aplicação de carga de 0,4 mm e 2 mm, e que será descrito posteriormente.

Quando são comparadas as distribuições de tensão σ_{max} (tanto entre as curvas do Gráfico 5.1, quanto do Gráfico 5.2), pode ser notada pequena variação com as maiores distâncias, embora esta variação seja levemente mais pronunciada para os modelos de micro-cisalhamento. Por outro lado, quando são comparadas as distribuições de tensão τ_{max} , uma variação maior pode ser verificada, embora provavelmente seja pouco relevante em relação à fratura do espécime, uma vez que a tensão $\tau_{máx}$ nunca ultrapassa $\sigma_{máx}$ nas áreas submetidas às tensões mais altas.

A predominância das tensões σ_{max} sobre τ_{max} se torna evidente no Gráfico 5.3, na qual foi verificada a proporção σ_{max}/τ_{max} também para modelos de cisalhamento e micro-cisalhamento com distâncias de aplicação de carga proporcionais (0,05 mm e 0,25 mm, respectivamente), considerando as distâncias relativas dos nós da interface (%). Para todos os casos, a proporção σ_{max}/τ_{max} foi muito alta nas áreas submetidas às maiores tensões (vide também o Gráfico 5.1 e o Gráfico 5.2 até 20%), e a tensão τ_{max} somente se tornou mais alta do que σ_{max} ($\sigma_{max}/\tau_{max} < 1$) nas áreas submetidas a tensões mais baixas que a nominal, o que indica que a fratura provavelmente ocorre devido à tração, e não ao cisalhamento.



Posição relativa ao longo da interface dentina/adesivo (%)

Gráfico 5.3 - Valores da proporção $\sigma_{máx}/\tau_{máx}$ para os nós da interface simulando distâncias de aplicação de carga reais e proporcionais para cisalhamento (0,25 mm) e microcisalhamento (0,1 mm e 0,05 mm, respectivamente), como em arranjos experimentais que utilizam carregamento através de alça de fio ortodôntico

Também no Gráfico 5.3, podemos comparar modelos que representam casos reais de cisalhamento e micro-cisalhamento submetidos a tensões concentradas como no arranjo experimental que utiliza o carregamento através de fio ortodôntico. Foi adicionada uma curva representando resultados obtidos de um modelo de micro-cisalhamento simulando uma distância de aplicação de carga de 0,1 mm (simulando um fio ortodôntico com 0,2 mm de diâmetro), que pode ser utilizada para enfatizar que em testes reais de micro-cisalhamento há uma predominância da tração quando comparados com casos de cisalhamento (considerando para o último uma distância de aplicação de carga de 0,25 mm, que corresponde a um fio ortodôntico com 0,5 mm de diâmetro).

As tensões $\sigma_{\rm máx}$ e $\tau_{\rm máx}$ alcançaram valores máximos no nó contíguo ao ângulo formado pelas extremidades da dentina e do compósito. Eles foram lançados em gráficos em função da distância de aplicação da carga: no Gráfico 5.4, para o caso de adesão de compósito híbrido, e resina flow no Gráfico 5.5. A linha tracejada indica a tensão nominal à qual todos os modelos foram submetidos. A linha vertical em 0,1 mm pode ser usada como uma referência da distância de aplicação de carga que simulou um fio com 0,2 mm de diâmetro. Ambos excederam marcadamente a tensão nominal estabelecida para os dois testes, de modo mais evidente para os modelos de cisalhamento. Partindo das maiores distâncias de aplicação de carga, pode ser notada uma diminuição em ambas as tensões analisadas, seguida de um aumento pronunciado ao alcançar distâncias menores. As menores concentrações de tensões puderam ser verificadas nas distâncias de 0,1 mm para o microcisalhamento com o uso de um compósito híbrido e 0,25 mm com um compósito flow, e 1 mm para o cisalhamento, independentemente do tipo de compósito utilizado. O formato das curvas indica que distâncias de aplicação de carga menores do que as ideais tendem a provocar maior concentração de tensões do que distâncias maiores do que as ideais.



Gráfico 5.4 - Valores máximos das tensões $\sigma_{máx}$ e $\tau_{máx}$ em relação às diferentes distâncias de aplicação de carga, e tensão nominal para ambos os modelos representando um compósito aderido com alto módulo de elasticidade (híbrido)



Cisalhamento e micro-cisalhamento usando um compósito com baixo módulo de elasticidade

Gráfico 5.5 - Valores máximos das tensões $\sigma_{máx}$ e $\tau_{máx}$ em relação às diferentes distâncias de aplicação de carga, e tensão nominal para ambos os modelos representando um compósito aderido com baixo módulo de elasticidade (*flow*)

5.2 Análise dos vetores de tensão máxima principal ($\sigma_{máx}$)

Para facilitar a comparação entre os casos estudados, foi usada a mesma escala de cores (intervalos de valores) para todas as figuras. A diferença entre categorias contíguas de valores na escala é de aproximadamente 6% da máxima tensão encontrada (58MPa).

A Figura 5.1 permite comparar os vetores de tensão máxima principal ($\sigma_{máx}$) na região de maior concentração de tensões para os modelos de cisalhamento e micro-cisalhamento com distâncias de aplicação de carga de 0,1 mm e 0,4 mm.



Figura 5.1 - Vetores de tensão máxima principal ($\sigma_{máx}$) para os modelos de cisalhamento e microcisalhamento para distâncias de aplicação de carga de 0,1 mm e 0,4 mm

Considerando-se a menor distância de aplicação de carga comum aos dois ensaios (0,1 mm), pode-se verificar que a concentração de tensões é muito maior para o teste de cisalhamento (aproximadamente em 36%). Neste caso, o vetor de maior categoria está localizado na dentina logo acima do adesivo, e está orientado quase paralelamente à superfície da dentina. O segundo vetor de categoria mais alta, está localizado no adesivo e está orientado quase perpendicularmente à superfície da dentina; apresentam uma diferença de módulo de aproximadamente 18% entre si.

Já com o aumento da distância do carregamento (0,4 mm), a maior concentração de tensões passou a ocorrer para o teste de micro-cisalhamento. O vetor de maior módulo está localizado no adesivo, enquanto para o teste de cisalhamento, os vetores de maior módulo para o caso (com categoria de valor aproximadamente 18% mais baixo do que o do micro) se encontram localizados igualmente tanto na dentina quanto no adesivo.

Na Figura 5.2 podemos verificar os vetores de tensão máxima principal para casos reais dos testes que realizam o carregamento com fio ortodôntico de 0,5 mm de diâmetro, para o cisalhamento (distância de 0,25 mm), e 0,2 mm, para o microcisalhamento (distância de 0,1 mm), no qual pode ser aderido um compósito híbrido ou um *flow* (baixo módulo de elasticidade). Considerando-se os três casos simulados, a maior concentração de tensões ocorre para o micro-cisalhamento realizado com compósito do tipo *flow*. O vetor de maior módulo se encontra no adesivo, orientado quase perpendicularmente à superfície da dentina. Já para o teste de cisalhamento, o vetor de maior categoria se encontra na dentina, acima do adesivo, e orientado quase paralelamente à superfície da mesma. Também na Figura 5.2 pode ser verificada a influência do módulo de elasticidade do compósito aderido sobre a concentração de tensões no teste de microcisalhamento. Há grande diferença na concentração de tensões entre os dois modelos, com a maior concentração no caso do compósito de alto módulo de elasticidade. A diferença em relação aos vetores de maior categoria, embora localizados igualmente na região do adesivo para ambos os casos, é de aproximadamente 36%. Considerando cada modelo isoladamente, entretanto, com o uso da resina *flow*, a diferença com o segundo vetor de maior categoria, localizado na base, é de 18%, enquanto para o compósito híbrido esta diferença cai para 6%.



Figura 5.2 - Vetores de tensão máxima principal ($\sigma_{máx}$) para os casos reais de cisalhamento e microcisalhamento com distâncias de aplicação de carga de 0,25 mm e 0,1 mm (resinas híbrida e *flow*), respectivamente

A Figura 5.3 mostra os vetores de tensão para casos proporcionais de carregamento entre os testes de cisalhamento e micro-cisalhamento, com distâncias de aplicação de carga de 2 mm e 0,4 mm. Nota-se que a concentração de tensões foi semelhante entre os casos em que foi simulado um compósito híbrido, embora um pouco mais pronunciada para o micro-cisalhamento. Já o compósito *flow* levou a um aumento nesta concentração de tensões em aproximadamente 18% em relação ao mesmo teste realizado com compósito híbrido e 24% em relação ao cisalhamento. Em todos os casos o vetor de maior categoria está localizado na região do adesivo e com orientação quase perpendicular à superfície da dentina, próxima à interface.



Figura 5.3 - Vetores de tensão máxima principal ($\sigma_{máx}$) para os casos proporcionais de cisalhamento e micro-cisalhamento com distâncias de aplicação de carga de 2 mm e 0,4 mm (resinas híbrida e *flow*), respectivamente

5.3 Análise do modo de fixação do substrato

A Figura 5.4 e a Figura 5.5 auxiliam na comparação dos vetores de tensão máxima principal para as duas condições de restrição da base (apenas nos nós da aresta posterior, e nos nós de todas as arestas livres de adesão) no caso do teste de cisalhamento, como demonstrado esquematicamente.



Figura 5.4 - Vetores de tensão máxima principal ($\sigma_{máx}$) para casos de cisalhamento com diferentes condições de fixação: do lado esquerdo temos os modelos em que foram fixados apenas os nós da aresta posterior da base de dentina; do lado direito, temos os modelos em que se acrescentou a fixação das arestas superior e inferior. A distância até o ponto de aplicação da carga está especificada embaixo de cada figura



Cisalhamento com duas condições fixação

Figura 5.5 - Vetores de tensão máxima principal ($\sigma_{máx}$) para casos de cisalhamento com diferentes condições de fixação: do lado esquerdo temos os modelos em que foram fixados apenas os nós da aresta posterior da base de dentina; do lado direito, temos os modelos em que se acrescentou a fixação das arestas superior e inferior. A distância até o ponto de aplicação da carga está especificada embaixo de cada figura

Comparando a Figura 5.4 e a Figura 5.5, fixada a distância de aplicação da

carga, ocorre maior concentração de tensões com a fixação mais rígida da base. O

vetor de maior módulo localizou-se na base de dentina apenas para os casos de fi-

xação rígida e carga a 0,25 mm, ou fixação flexível e carga a 0,1 mm.



Micro-cisalhamento com duas condições de fixação

Figura 5.6 - Vetores de tensão máxima principal ($\sigma_{máx}$) para casos de micro-cisalhamento com diferentes condições de fixação: do lado esquerdo temos os modelos em que foram fixados apenas os nós da aresta posterior da base de dentina; do lado direito, temos os modelos em que se acrescentou a fixação das arestas superior e inferior. A distância até o ponto de aplicação da carga está especificada embaixo de cada figura

A Figura 5.6 mostra os vetores de tensão máxima principal para as duas condições de fixação da base no caso do teste de micro-cisalhamento. Nota-se que a fixação mais rígida ou mais flexível da dentina não influenciou muito sobre a concentração de tensões (aproximadamente 6%). No entanto, notamos novamente que o uso do compósito *flow* leva a um grande aumento na concentração de tensões (aproximadamente em 36%), independentemente da fixação. A orientação dos vetores é semelhante para todos os casos, e o de maior módulo se encontra no adesivo, orientado quase perpendicularmente à superfície da dentina.

6 DISCUSSÃO

Mesmo que o teste de cisalhamento possa ser mais corretamente modelado utilizando análise tri-dimensional, o modelo com estado plano de deformações fornece informações úteis em relação aos efeitos das mudanças nas variáveis em estudo, e é vantajoso considerando a complexidade e os custos computacionais do primeiro. De fato, vários autores estudaram o ensaio de cisalhamento usando modelos bidimensionais ^(12, 36, 81).

Com base na análise de elementos finitos, os estados de tensão tanto nos testes de cisalhamento quanto de micro-cisalhamento indicam que a tensão nominal subestima a tensão máxima a que o espécime resistiu na fratura, uma vez que assume uma distribuição de tensões uniforme na interface que <u>nunca</u> é conseguida nos arranjos experimentais estudados. Este fato já foi apontado e está de acordo com vários estudos que podem ser encontrados na literatura ^(1-3, 12). Os valores máximos de tensão podem variar com a geometria do espécime, a distância do carregamento e o módulo de elasticidade do compósito aderido; conseqüentemente, a tensão nominal de ruptura poderia mudar com a variação destes parâmetros, e não representar a verdadeira resistência adesiva da interface.

Esperava-se que a distribuição de tensão τ_{max} fosse uniforme na interface, exceto nas regiões próximas do limite adesivo-dentina ⁽¹⁴⁶⁾. Isto foi encontrado nos casos das maiores distâncias de aplicação de carga, uma vez que foi observada (Gráfico 5.1, página 50 – cisalhamento 2,0 mm; Gráfico 5.2, página 51 – microcisalhamento 0,4 mm) distribuição uniforme ao longo da interface aderida, com exceção das extremidades, as quais correspondem a áreas de esperada concentração de tensões próximas a mudanças de material ou geométricas abruptas, ou da superfície. Por outro lado, para as menores distâncias de aplicação de carga (0,05 mm para o micro-cisalhamento e 0,25 mm para o cisalhamento), a distribuição de tensões τ_{max} foi não-uniforme e a perturbação observada foi mais evidente no modelo de micro-cisalhamento, no qual a espessura da camada de adesivo era relativamente maior. Isto parece ser devido à superposição de dois efeitos: a descontinuidade geométrica (que resultou em picos de concentração de tensões próximo às distâncias de 0% e 100%), e como conseqüência do efeito Saint Venant, que será descrito posteriormente.

A influência da espessura da camada de adesivo pode ser evidenciada guando comparamos modelos com distâncias de aplicação de carga proporcionais. Se as distribuições das tensões σ_{max} e τ_{max} para estas configurações de modelos específicas fossem sobrepostas (0,05 mm para o micro-cisalhamento no Gráfico 5.2, página 51, e 0,25 mm para o cisalhamento no Gráfico 5.1, página 50), somente seria notada uma pequena diferença entre as curvas. Quando foram comparadas as distâncias maiores com as menores no Gráfico 5.1 e no Gráfico 5.2, foi observada uma pequena variação para a tensão σ_{max} , de modo que foi mais evidente para o microcisalhamento. Por outro lado, quando foi analisada a tensão τ_{max} , esta discrepância se tornou mais evidente, embora este achado deva ter pouca relevância, uma vez que τ_{max} nunca predomina sobre σ_{max} nas áreas submetidas às maiores tensões. O espaço entre estas curvas representa a possível magnitude da variação de tensões quando apenas muda a distância de aplicação da carga. Uma vez que este espaço entre curvas (especialmente entre as curvas de tensão $\sigma_{\rm máx}$) foi um pouco maior no Gráfico 5.2, pode-se predizer que variações na distância de aplicação da carga devam ser potencialmente mais críticas para o micro-cisalhamento, ou casos com maiores espessuras da camada de adesivo.

A maior perturbação da curva de tensão $\tau_{máx}$ na área correspondente a 5% do comprimento total para uma distância de 0,05 mm (Gráfico 5.2, página 51) do que para 0,25 mm (Gráfico 5.1, página 50) é indicativa de uma maior influência da proximidade do local de aplicação de carga sobre a concentração de tensões na interface. A explicação para este fenômeno está de acordo com o princípio de Saint Venant ⁽¹⁴⁶⁾. Este princípio se refere à concentração de tensões generalizada nas áreas próximas ao ponto de carregamento. O volume de material afetado por esta concentração local varia dependendo do módulo de elasticidade do material interposto: quanto menor o módulo maior o volume. Como nos testes de micro-cisalhamento está presente uma camada de adesivo proporcionalmente mais espessa, existe, também proporcionalmente, maior quantidade de material com baixo módulo interposto entre a interface aderida e o ponto de aplicação de carga: esta condição poderia explicar o aumento da concentração de tensões na área mais crítica do modelo.

A predominância da tensão σ_{max} sobre τ_{max} se tornou evidente no Gráfico 5.3 (página 53), na qual a região da curva que representa a proporção σ_{max}/τ_{max} foi muito alta nas áreas submetidas às tensões mais altas, para todos os casos estudados (ver também o Gráfico 5.1 e o Gráfico 5.2 até 20% da interface). Para configurações de carregamento proporcionais (0,05 mm para o micro-cisalhamento e 0,25 mm para o cisalhamento), foi verificada uma proporção σ_{max}/τ_{max} muito semelhante, especialmente até 10% da interface. Portanto, parece que a espessura aumentada da camada de adesivo nos modelos de micro-cisalhamento teve pouca influência em determinar se as tensões predominantes seriam de tração ou cisalhamento. Por outro lado, os resultados para o modelo de micro-cisalhamento com uma distância de apli-

cação de carga de 0,1 mm (que simula uma condição de carregamento usando um fio ortodôntico com 0,2 mm de diâmetro, comumente empregado na literatura, como mencionado anteriormente) podem ser usados para enfatizar que quando são levados em consideração arranjos experimentais reais há predominância das tensões de tração, que são também mais altas do que no arranjo experimental de cisalhamento (usando um fio ortodôntico com 0,5 mm de diâmetro).

O Gráfico 5.4 (página 55) e o Gráfico 5.5 (página 55) apresentam os valores máximos de σ_{max} e τ_{max} para o nó interfacial contíguo ao ângulo formado entre as superfícies de dentina e adesivo-compósito, considerando diferentes distâncias de aplicação de carga a partir da interface. Ambos os gráficos tornam evidente que: (a) houve importante intensificação das tensões, acima da tensão nominal calculada; ou seja, no momento da fratura, algumas áreas terão suportado tensões muito superiores ao valor estimado pela tensão nominal. (b) Esta intensificação pode ser mais severa quando é usada uma resina composta flow, como evidencia a comparação do Gráfico 5.4 e do Gráfico 5.5. (c) Parece que houve um efeito sinérgico quando foram empregadas pequenas distâncias de aplicação de carga e compósito com baixo módulo, pois levaram a um pico de intensificação de tensões. Este efeito sinérgico também pode ser explicado como uma conseqüência do princípio de Saint Venant. O efeito do princípio Saint Venant sobre a concentração de tensões poderia ser enfatizado no Gráfico 5.4. Se este efeito não estivesse presente, poderia ser esperada uma redução do valor da tensão $\sigma_{\rm máx}$, à medida que o ponto de aplicação de carga se aproximasse da interface. Entretanto, notou-se um aumento agudo da tensão ao reduzir as distâncias para menos de 0,4 mm para o cisalhamento e 0,1 mm para o micro-cisalhamento. Embora seja difícil realizar testes experimentais com distâncias menores do que 0,1 mm nos testes de micro-cisalhamento, foi simulada

também uma distância de 0,05 mm para evidenciar este efeito. O Gráfico 5.5 mostra como o efeito Saint Venant depende do módulo de elasticidade do compósito aderido: os valores máximos de tensão aumentaram quando a distância do carregamento foi reduzida a partir de 0,2 mm para o micro-cisalhamento.

Distância de	(co	Alto módulo mpósito híbri	do)	Baixo módulo (compósito <i>flow</i>)		
(macro/micro)	Macro Máx $\sigma_{\scriptscriptstyle máx}$	Diferença (%)	Micro Máx $\sigma_{\scriptscriptstyle máx}$	Macro Máx $\sigma_{\scriptscriptstyle máx}$	Diferença (%)	Micro Máx $\sigma_{\scriptscriptstyle máx}$
2,0/0,4	27,5	1	27,3	35,0	7	32,6
1,0/0,2	23,7	6	22,3	31,8	8	29,3
0,25/0,05	28,2	15	24,1	48,4	9	43,9

Tabela 6.1 - Valores de tensão obtidos para os modelos de cisalhamento (macro) e microcisalhamento considerando os compósitos simulados com módulos de elasticidade diferentes

O Gráfico 5.4 (página 55), que representa os valores obtidos a partir de modelos simulando um compósito híbrido aderido (alto módulo de elasticidade), e mostra que existe uma distância ideal de aplicação da carga para cada teste na qual a intensificação das tensões é mínima (0,1 mm para o micro e 1 mm para o cisalhamento). Uma intensificação da Máx $\sigma_{máx}$ pode ser notada, como esperado, devido ao aumento do momento fletor, à medida que a distância aumenta a partir deste ponto ideal. Ao contrário, a intensificação que ocorreu quando o ponto de aplicação de carga foi aproximado parece ser resultante da concentração de tensões nas áreas localizadas próximo ao ponto de carregamento. Esta influência foi ainda mais pronunciada nos modelos que representaram um compósito *flow* aderido (Gráfico 5.5, página 55), com módulo de elasticidade mais baixo. A Tabela 6.1 mostra os valores máximos de $\sigma_{máx}$ agrupados de acordo com as distâncias proporcionais estabelecidas entre os modelos de cisalhamento e micro-cisalhamento, e com a variação no módulo de elasticidade do compósito aderido. A coluna de valores de porcentagem (%) indica a proporção entre as tensões $\sigma_{méx}$ para o cisalhamento e $\sigma_{méx}$ para o micro-cisalhamento. Se a variação nos valores máximos de $\sigma_{méx}$ for analisada na Tabela 6.1, podem ser observadas tensões aumentadas quando foi utilizada a resina composta *flow*. Este efeito foi mais pronunciado quando foi reduzida a distância de aplicação de carga, alcançando 45% de aumento para uma distância de 0,05 mm para o valor máximo de $\sigma_{méx}$ no micro-cisalhamento. Portanto, poderia ser esperada uma fratura sob tensões muito mais baixas quando fosse usado um compósito *flow* nos testes de micro-cisalhamento. Para o micro-cisalhamento, o ponto ideal de aplicação da carga passou a ser 0,2 mm, enquanto permaneceu em 1 mm para o cisa-lhamento. Ainda não foi estabelecido se a fratura experimental das uniões adesivas está relacionada com o valor de tensão média ou com a distribuição de tensões nas áreas mais tensionadas de um espécime, ou seja, com a concentração de tensões e, portanto, a tensão máxima parece ter um papel relevante na fratura (²⁶).

Um dos parâmetros utilizados para avaliação dos vetores nos modelos foi a concentração de tensões, expressa, em certo modo, pela magnitude dos vetores, pois devemos considerar que a tensão nominal em todos os casos simulados foi ajustada para 5 MPa e o maior módulo dos vetores observados chegou a 58 MPa. Consideramos que, quanto maior a concentração, mais desfavorável é a configuração do ensaio: o valor de tensão nominal obtido no experimento será menos representativo e a união deverá fraturar sob tensão nominal muito mais baixa que a maior tensão realmente suportada. A localização e a orientação dos vetores de maior módulo também foi avaliada. Em relação à localização do vetor de maior magnitude, a melhor condição seria aquela em que se encontrasse localizado no adesivo e que a diferença em relação ao maior vetor localizado na dentina fosse grande: nesse caso, o maior desafio seria suportado pelo adesivo, e não pelo substrato. Ainda, a orientação dos vetores mais propícia para que o início da falha ocorresse no adesivo deveria ser paralela à superfície livre do adesivo. Se os vetores da dentina forem os de maior módulo e ainda paralelos à sua superfície, é razoável esperar que possa ser iniciada uma trinca que se propague facilmente para o interior do substrato, provocando fratura coesiva. As fraturas coesivas no substrato pouca informação podem fornecer a respeito da resistência da união adesiva.

Considerando-se a menor distância de aplicação de carga comum ao dois ensaios (0,1 mm) (Figura 5.1, página 56 – parte superior), pode-se verificar que a concentração de tensões é muito maior para o teste de cisalhamento. Isso indica que no caso do teste de cisalhamento, o valor de resistência nominal é menos indicativo do valor de resistência máxima da interface, caso a carga seja aplicada muito perto da interface. Além disso, o vetor de maior categoria está localizado na base e acima do adesivo com orientação quase paralela à dentina, portanto, para que a fratura não ocorra no substrato a resistência do adesivo deve ser muito baixa (o vetor de maior categoria no adesivo possui uma diferença de aproximadamente 24% em relação ao vetor de maior categoria da base), o que pode contribuir para explicar a tendência de fraturas coesivas no substrato com o aumento dos valores de adesão dos novos materiais. O fato de ocorrer essa maior concentração pode estar relacionado com a maior magnitude da carga pontual aplicada ao simular o cisalhamento com a mesma tensão nominal: a mesma proximidade e a maior magnitude da carga podem explicar a maior concentração.

Com o aumento da distância do carregamento de 0,1 mm para 0,4 mm, a concentração de tensões para o teste de micro-cisalhamento aumentou em aproximadamente 24% e chegou a ficar maior do que para o cisalhamento com carga aplicada à mesma distância, mas agora com a vantagem de que o vetor de maior categoria ficou localizado no adesivo, o que sugere uma tendência para que ocorra fratura adesiva. Já para o teste de cisalhamento, os vetores de maior categoria situados na dentina e no adesivo apresentam módulos muito próximo, o que pode indicar uma falta de preferência para que o início da fratura seja adesiva ou coesiva no substrato.

Comparando-se os casos reais de aplicação de carga (Figura 5.2, página 58), a análise dos vetores parece indicar que o teste de cisalhamento é o menos favorável para que ocorra início da fratura no adesivo, uma vez que a maior concentração de tensões ocorre na dentina, com o vetor orientado quase paralelamente à superfície da mesma. Como o maior vetor localizado no adesivo apresenta um módulo muito próximo (da ordem de 6%), pode-se esperar que o tipo de fratura dependa bastante da resistência do adesivo testado, o que pode explicar a tendência para que ocorra maior número de fraturas coesivas com os materiais atuais mais resistentes. Em qualquer caso, como a concentração é grande, as fraturas poderão ocorrer sob tensão nominal bem inferior à tensão nominal de ruptura coesiva da base, o que poderia colaborar ainda mais para interpretar erradamente o resultado do ensaio.

Já para o teste de micro-cisalhamento (ver também Figura 5.2, página 58), embora a orientação dos vetores seja semelhante ao cisalhamento, o vetor de maior módulo se encontra sempre no adesivo, independentemente do tipo de compósito (híbrido ou *flow*) que tenha sido aderido. A maior diferença entre os vetores de maior categoria do adesivo e da base ocorre com o uso do compósito *flow*; isto seria uma condição mais favorável para que a fratura se iniciasse no adesivo, mas, devido à maior concentração de tensões (quase 30% maior do que com o compósito híbrido), também colaboraria para que os valores de tensão nominal obtidos fossem mais

70
baixos, o que está de acordo com os resultados encontrados na literatura ^(28, 34) (Quadro 2.1, página 39).

A comparação dos casos proporcionais entre os dois testes quando são usadas grandes distâncias de aplicação de carga em relação à interface dentinaadesivo (ver Figura 5.3, página 59) seria equivalente a comparar casos de cisalhamento em que foi usada espessura normal de adesivo com casos de cisalhamento em que tivesse sido usada uma espessura cinco vezes maior; ou seja: dá uma idéia da tendência quando se tende a aumentar a espessura do adesivo e, no caso da resina *flow*, quando se adere uma resina menos rígida e se aumenta a espessura de adesivo simultaneamente. Pode-se deduzir o aumento da espessura do adesivo tende a aumentar a concentração da tensão apenas no adesivo, mas de modo moderado, já que foi necessário aumentar cinco vezes a espessura da camada para obter um aumento de aproximadamente 6% na concentração. Quando diminui concomitantemente a rigidez do compósito aderido, parece aumentar a tendência a concentrar tensão na dentina e, ainda mais, no adesivo.

Tanto para o cisalhamento quanto para o micro-cisalhamento, a fixação mais rígida da base levou ao aumento da concentração de tensões na região de provável início da ruptura, o que provavelmente significa que serão obtidos valores de resistência nominal mais baixos sob esta condição. A comparação da Figura 5.4 (página 60) para carga a 0,1 mm mostra uma tendência diferente dos outros casos: a fixação mais rígida parece inverter o local de maior concentração de tensões, deslocando-o para o adesivo quando da fixação mais rígida. O teste de cisalhamento novamente mostrou uma tendência para início da fratura no adesivo dependendo da condição avaliada e em alguns casos uma diferença muito pequena entre a magnitude do vetor de maior módulo localizado no adesivo e o vetor de maior módulo consecutivo localizado na dentina, o que pode tornar o tipo de fratura dependente da resistência do adesivo testado: com materiais mais resistentes, maior ocorrência de fraturas mistas ou coesivas na dentina.

7 CONCLUSÕES

Considerando as limitações do estudo, parece lícito poder concluir:

- 7.1 A espessura relativa da camada de adesivo, a distância de aplicação da carga e o módulo de elasticidade do compósito aderido influem significativamente no estado de tensões da base de dentina e do adesivo nos testes de cisalhamento e micro-cisalhamento.
 - 7.1.1 A camada de adesivo relativamente mais espessa no modelo de micro-cisalhamento não afetou significativamente o padrão de distribuição de tensões ao longo da maior parte da interface, mas influenciou aumentando de forma relevante a tensão máxima principal ($\sigma_{máx}$) e a concentração de tensões, principalmente se também utilizado um compósito com baixo módulo de elasticidade.
 - 7.1.2 A distância do ponto de aplicação da carga influi causando aumento da concentração de tensões na interface com os maiores picos associados com as distâncias menores (em conseqüência do efeito da proximidade do ponto de aplicação sobre a interface aderida decorrência do efeito Saint Venant) e com as maiores distâncias, graças ao aumento do momento fletor.
 - 7.1.3 O menor módulo de elasticidade do compósito aderido foi associado à maior concentração de tensões na interface, principalmente quando associado com menores distâncias do ponto de aplicação da carga.

- 7.2 A distribuição de tensões ao longo da interface aderida apresentou picos muito elevados em todos os casos, o que conduz a pensar que os valores de resistência nominal não são representativos da máxima tensão suportada no momento da fratura.
- 7.3 As cargas de cisalhamento aplicadas em ambos os testes resultaram sempre na predominância de tensões de tração.
- 7.4 O ensaio de cisalhamento parece mais suscetível que o de microcisalhamento para que o início da ruptura ocorra no substrato, pois o ponto de maior concentração de tensões localiza-se na dentina em alguns casos e verifica-se pequena diferença de módulo entre os maiores vetores localizados no adesivo e na dentina de base.
- 7.5 O teste de micro-cisalhamento, embora mais favorável a que as fraturas se iniciem no adesivo, concentra muito a tensão, especialmente com a utilização de resinas do tipo *flow*, o que o torna menos representativo da máxima tensão que o espécime realmente resistiu no momento da fratura.

REFERÊNCIAS¹

- 1. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. Dent Mater 1995;11(2):126-31.
- 2. Tantbirojn D, Cheng YS, Versluis A, Hodges JS, Douglas WH. Nominal shear or fracture mechanics in the assessment of composite-dentin adhesion? J Dent Res 2000;79(1):41-8.
- 3. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. J Dent 1989;17(2):61-7.
- 4. Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: a review. Aust Dent J 2004;49(3):112-21.
- 5. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res 1955;34(6):849-53.
- 6. Kugel G, Perry R. Direct composite resins: an update. Compend Contin Educ Dent 2002;23(7):593-6.
- 7. Swift EJ, Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. Quintessence Int 1995;26(2):95-110.
- 8. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. Oper Dent 2003;28(3):215-35.
- 9. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. Dent Mater 2005;21(1):9-20.
- 10. Soderholm KJ. Correlation of *in vivo* and *in vitro* performance of adhesive restorative materials. A report of the ASC MD 156 task group on test methods for the adhesion of restorative materials. Dent Mater 1991;7:74-83.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

- 11. Rueggeberg FA. Substrate for adhesion testing to tooth structure review of the literature. Dent Mater 1991;7:2-10.
- 12. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? J Dent Res 1997;76(6):1298-307.
- 13. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and cements to promote preservation dentistry. Oper Dent 2001;Supplement 6:119-144.
- 14. Stamatacos-Mercer C, Hottel TL. The validity of reported tensile bond strength utilizing non-standardized specimen surface areas. An analysis of in vitro studies. Am J Dent 2005;18(2):105-8.
- Retief DH. Standardizing laboratory adhesion tests. Am J Dent 1991;4(5):231 6.
- 16. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK, Rhodes BF. Influence of selected variables on adhesion testing. Dent Mater 1992;8(4):265-9.
- 17. Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. J Dent Res 1991;70(5):889-93.
- 18. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater 1994;10(4):236-40.
- 19. Sinhoreti MA, Consani S, De Goes MF, Sobrinho LC, Knowles JC. Influence of loading types on the shear strength of the dentin-resin interface bonding. J Mater Sci Mater Med 2001;12(1):39-44.
- 20. Lindemuth JS, Hagge MS. Effect of universal testing machine crosshead speed on the shear bond strength and bonding failure mode of composite resin to enamel and dentin. Mil Med 2000;165(10):742-746.

- 21. Chappell RP, Eick JD. Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of six current dentinal adhesives. Quintessence Int 1994;25(5):359-68.
- 22. Davidson CL, Abdalla AI, De Gee AJ. An investigation into the quality of dentine bonding systems for accomplishing a durable bond. J Oral Rehabil 1993;20(3):291-300.
- Oilo G. Bond strength testing--what does it mean? Int Dent J 1993;43(5):492-8.
- 24. Sano H, Ciucchi B, Mattews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. J Dent Res 1994;73(6):1205-11.
- 25. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. J Adhes Dent 1999;1(4):299-309.
- 26. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. Dent Mater 1998;14(3):212-21.
- 27. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. Dent Mater 1998;14(2):120-8.
- 28. McDonough WG, Antonucci JM, He J, Shimada Y, Chiang MY, Schumacher GE, et al. A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. Biomaterials 2002;23(17):3603-8.
- 29. Hiraishi N, Kitasako Y, Nikaido T, Nomura S, Burrow MF, Tagami J. Effect of artificial saliva contamination on pH value change and dentin bond strength. Dent Mater 2003;19(5):429-34.
- 30. McDonough WG, Antonucci JM, Dunkers JP. Interfacial shear strengths of dental resin-glass fibers by the microbond test. Dent Mater 2001;17(6):492-8.
- 31. Shimada Y, Iwamoto N, Kawashima M, Burrow MF, Tagami J. Shear bond strength of current adhesive systems to enamel, dentin and dentin-enamel junction region. Oper Dent 2003;28(5):585-90.

- 32. Shimada Y, Kikushima D, Tagami J. Micro-shear bond strength of resinbonding systems to cervical enamel. Am J Dent 2002;15(6):373-7.
- 33. Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. Oper Dent 2002;27(4):403-9.
- 34. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. Dent Mater 2002;18(5):380-8.
- 35. Toba S, Veerapravati W, Shimada Y, Nikaido T, Tagami J. Micro-shear bond strengths of adhesive resins to coronal dentin versus the floor of the pulp chamber. Am J Dent 2003;16 (no. esp):51A-56A.
- 36. Sudsangiam S, van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? J Adhes Dent 1999;1(1):57-67.
- 37. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, et al. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a totaletching technique. Dent Mater 2002;18(5):359-69.
- 38. Nakabayashi N. Importance of mini-dumbbell specimen to access tensile strength of restored dentine: historical background and the future perspective in dentistry. J Dent 2004;32(6):431-42.
- 39. Griffith AA. The phenomena of rupture and flow in solids. Phil Trans Roy Soc London 1920;A221:163-168.
- 40. Meira JBC. Concentração de tensões em testes de micro-tração [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.
- 41. Cardoso PE, Braga RR, Carrilho MR. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. Dent Mater 1998;14(6):394-8.
- 42. Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. Dent Mater 2006;22(1):45-56.

- 43. Belli S, Zhang Y, Pereira PN, Ozer F, Pashley DH. Regional bond strengths of adhesive resins to pulp chamber dentin. J Endod 2001;27(8):527-32.
- 44. Nakajima M, Ogata M, Okuda M, Tagami J, Sano H, Pashley D. Bonding to caries-affected dentin using self-etching primers. Am J Dent 1999;12(6):309-14.
- 45. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, et al. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. J Dent Res 2002;81(8):556-60.
- 46. Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley DH. Bonding characteristics to dentin walls of class II cavities *in vitro*. Dent Mater 2001;17:316-21.
- 47. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. J Adhes Dent 2001;3(3):237-45.
- 48. Yoshiyama M, Carvalho RM, Sano H, Horner JA, Brewer PD, Pashley DH. Regional bond strengths of resins to human root dentine. J Dent 1996;24(6):435-42.
- 49. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. J Dent Res 1996;75(6):1404-13.
- 50. Ferrari M, Goracci C, Sadek F, Eduardo P, Cardoso C. Microtensile bond strength tests: scanning electron microscopy evaluation of sample integrity before testing. Eur J Oral Sci 2002;110(5):385-91.
- 51. Sadek FT, Cury AH, Monticelli F, Ferrari M, Cardoso PEC. The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. Dent Mater 2005;21:1144-9.
- 52. Oshida Y, Miyazaki M. Dentin bonding system. Part II: Effect of crosshead speed. Biomed Mater Eng 1996;6(2):87-100.
- 53. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dent Mater 1995;11(2):117-25.

- 54. Cardoso PE, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. Adhesion testing with the microtensile method: effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. J Adhes Dent 2002;4(4):291-7.
- 55. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. Am J Dent 2003;16(5):329-34.
- 56. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. Dent Mater 2004;20(4):322-9.
- 57. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res 2005;84(2):118-32.
- 58. Hewlett ER. Resin adhesion to enamel and dentin: a review. J Calif Dent Assoc 2003;31(6):469-76.
- 59. Perdigao J, Duarte S, Lopes MM. Advances in dentin adhesion. Compend Contin Educ Dent 2003;24(8):10-6.
- 60. Swift EJ. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. Pediatr Dent 2002;24(5):456-61.
- 61. Lindemuth JS, Hagge MS. Effect of universal testing machine crosshead speed on the shear bond strength and bonding failure mode of composite resin to enamel and dentin. Mil Med 2000;165(10):742-6.
- 62. Nakajima M, Kanemura N, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. Am J Dent 2000;13(6):324-8.
- 63. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. J Dent 2004;32(3):173-96.
- 64. Bedran-de-Castro AK, Pereira PN, Pimenta LA, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. Oper Dent 2004;29(2):150-6.

- 65. Garcia FCP, D'Alpino PHP, Terada RSS, Carvalho RM. Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina/dentina. Rev Fac Odontol Bauru 2002;10(3):118-27.
- 66. International Organization for Standardization. Technical report ISO TR 11405. Dental materials guidance on testing of adhesion to tooth structure. Zurique; 1994.
- 67. Jain P, Stewart GP. Effect of dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. Oper Dent 2000;25(1):51-8.
- 68. Dunn WJ, Soderholm KJ. Comparison of shear and flexural bond strength tests versus failure modes of dentin bonding systems. Am J Dent 2001;14(5):297-303.
- 69. Besnault C, Attal JP. Influence of a simulated oral environment on dentin bond strength of two adhesive systems. Am J Dent 2001;14(6):367-72.
- 70. Ritter AV, Bertoli C, Swift EJ. Dentin bond strengths as a function of solvent and glutaraldehyde content. Am J Dent 2001;14(4):221-6.
- 71. Nystrom GP, Holtan JR, Phelps II RA, Becker WS, Anderson TB. Temperature and humidity effects on bond strength of a dentinal adhesive. Oper Dent 1998;23(3):138-43.
- 72. Hannig M, Reinhardt K-J, Bott B. Self-etching primer vs. phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. Oper Dent 1999;24:172-80.
- 73. Perdigao J, Baratieri LN, Lopes M. Laboratory evaluation and clinical application of a new one-bottle adhesive. J Esthet Dent 1999;11(1):23-35.
- 74. Swift EJ, Bayne SC. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. Am J Dent 1997;10(4):184-8.
- 75. Perdigao J, Geraldeli S, Heymann HO, Rosa BT. Effect of conditioner and restorative resin on enamel bond strengths. Am J Dent 2000;13:88-92.

- 76. Gallo JR, Henderson M, Burgess JO. Shear bond strength to moist and dry dentin of four dentin bonding agents. Am J Dent 2000;13:267-70.
- 77. Gordan VV, Vargas M, Cobb DS, Denehy GE. Evaluation of adhesive systems using acidic primers. Am J Dent 1997;10:219-23.
- 78. Perdigao J, Swift EJ, Gomes G, Lopes GC. Bond strengths of new simplified dentin-enamel adhesives. Am J Dent 1999;12(6):286-90.
- 79. Cardoso PE, Meloncini MA, Placido E, Lima Jde O, Tavares AU. Influence of the substrate and load application method on the shear bond strength of two adhesive systems. Oper Dent 2003;28(4):388-94.
- 80. Dickens SH, Milos MF. Relationship of dentin shear bond strengths to different laboratory test designs. Am J Dent 2002;15(3):185-92.
- 81. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. J Dent Res 1995;74(9):1591-6.
- Wakefield CW, Draughn RA, Sneed WD, Davis TN. Shear bond strengths of six bonding systems using the pushout method of in vitro testing. Oper Dent 1998;23(2):69-76.
- 83. Ferrari M, Mason PN, Vichi A, Davidson CL. Role of hybridization on marginal leakage and bond strength. Am J Dent 2000;13(6):329-36.
- 84. Oberholzer TG, Du Preez IC, Kidd M. Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. Biomaterials 2005;26(18):3981-6.
- 85. Drummond JL, Sakaguchi RL, Racean DC, Wozny J, Steinberg AD. Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. J Biomed Mater Res 1996;32(4):533-41.
- Moll K, Fritzenschaft A, Haller B. In vitro comparison of dentin bonding systems: effect of testing method and operator. Quintessence Int 2004;35(10):845-52.

- 87. Erickson RL, Glasspole EA, Retief DH. Influence of test parameters on dentin bond strength measurements [abstract 1543]. J Dent Res 1989;68:374.
- Perinka L, Sano H, Hosoda H. Deintin thickness, hardness and Caconcentrations vs. bond strengthof dentin adhesives. Dent Mater 1992;8:229-33.
- 89. Chuang SF, Chang LT, Chang CH, Yaman P, Liu JK. Influence of enamel wetness on composite restorations using various dentine bonding agents: Part II-effects on shear bond strength. J Dent 2005. No prelo.
- 90. dos Santos PH, Sinhoreti MA, Consani S, Sobrinho LC, Adabo GL, Vaz LG. Effect of cyclic compressive loading on the bond strength of an adhesive system to dentin after collagen removal. J Adhes Dent 2005;7(2):127-31.
- 91. Erhardt MC, Amaral CM, de Castro AK, Ambrosano GM, Pimenta LA. In vitro influence of Carisolv on shear bond strength of dentin bonding agents. Quintessence Int 2004;35(10):801-7.
- 92. German Cecilia C, Garcia Ballesta C, Cortes Lillo O, Perez Lajarin L. Shear bond strength of a self-etching adhesive in primary and permanent dentition. Am J Dent 2005;18(5):331-4.
- 93. Giannini M, De Goes MF, Nikaido T, Shimada Y, Tagami J. Influence of activation mode of dual-cured resin composite cores and low-viscosity composite liners on bond strength to dentin treated with self-etching adhesives. J Adhes Dent 2004;6(4):301-6.
- 94. Kiremitci A, Yalcin F, Gokalp S. Bonding to enamel and dentin using selfetching adhesive systems. Quintessence Int 2004;35(5):367-70.
- 95. Naughton WT, Latta MA. Bond strength of composite to dentin using selfetching adhesive systems. Quintessence Int 2005;36(4):259-62.
- 96. Peutzfeldt A, Nielsen LA. Bond strength of a sealant to primary and permanent enamel: phosphoric acid versus self-etching adhesive. Pediatr Dent 2004;26(3):240-4.

- 97. Prabhakar AR, Raj S, Raju OS. Comparison of shear bond strength of composite, compomer and resin modified glass ionomer in primary and permanent teeth: an in vitro study. J Indian Soc Pedod Prev Dent 2003;21(3):86-94.
- 98. Baghdadi ZD. In vitro bonding efficacy of three restorative materials to primary dentin using a one-bottle adhesive system. Gen Dent 2001;49(6):624-31; Suppl 632-3.
- 99. Hosoya Y, Kawashita Y, Yoshida M, Suefuji C, Marshall GW, Jr. Fluoridated light-activated bonding resin adhesion to enamel and dentin: primary vs. permanent. Pediatr Dent 2000;22(2):101-6.
- 100. Thean HP, Mok BY, Chew CL. Bond strengths of glass ionomer restoratives to primary vs permanent dentin. ASDC J Dent Child 2000;67(2):112-6, 82.
- 101. Cehreli ZC, Usmen E. Effect of surface conditioning on the shear bond strength of compomers to human primary and permanent enamel. Am J Dent 1999;12(1):26-30.
- el-Kalla IH, Garcia-Godoy F. Bond strength and interfacial micromorphology of compomers in primary and permanent teeth. Int J Pediatr Dent 1998;8(2):103-14.
- 103. Bishara SE, Oonsombat C, Soliman MM, Ajlouni R, Laffoon JF. The effect of tooth bleaching on the shear bond strength of orthodontic brackets. Am J Or-thod Dentofacial Orthop 2005;128(6):755-60.
- 104. D'Attilio M, Traini T, Di Iorio D, Varvara G, Festa F, Tecco S. Shear bond strength, bond failure, and scanning electron microscopy analysis of a new flowable composite for orthodontic use. Angle Orthod 2005;75(3):410-5.
- 105. Eminkahyagil N, Korkmaz Y, Gokalp S, Baseren M. Shear bond strength of orthodontic brackets with newly developed antibacterial self-etch adhesive. Angle Orthod 2005;75(5):843-8.
- 106. Liu JK, Chung CH, Chang CY, Shieh DB. Bond strength and debonding characteristics of a new ceramic bracket. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2005;128(6):761-5.

- 107. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;124(1):74-82.
- 108. Titley KC, Mahal RD, Rossouw PE, Kulkarni GV. Shear bond strengths of orthodontic brackets cemented to bovine enamel with composite and resinmodified glass ionomer cements. Pediatr Dent 2003;25(3):263-9.
- Vicente A, Bravo LA, Romero M, Ortiz AJ, Canteras M. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primers. Am J Dent 2005;18(4):256-60.
- 110. Derand T, Molin M, Kvam K. Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. Dent Mater 2005;21(12):1158-62.
- 111. Estafan D, Dussetschleger F, Estafan A, Jia W. Effect of prebonding procedures on shear bond strength of resin composite to pressable ceramic. Gen Dent 2000;48(4):412-6.
- 112. Hagge MS, Lindemuth JS, Jones AG. Shear bond strength of bis-acryl composite provisional material repaired with flowable composite. J Esthet Restor Dent 2002;14(1):47-52.
- 113. Luthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. Dent Mater 2005. No prelo.
- 114. Matsumura H, Yanagida H, Tanoue N, Atsuta M, Shimoe S. Shear bond strength of resin composite veneering material to gold alloy with varying metal surface preparations. J Prosthet Dent 2001;86(3):315-9.
- 115. Nalcaci A, Kucukesmen C, Uludag B. Effect of high-powered LED polymerization on the shear bond strength of a light-polymerized resin luting agent to ceramic and dentin. J Prosthet Dent 2005;94(2):140-5.
- 116. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments. Oper Dent 2005;30(3):382-8.

- 117. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. J Prosthet Dent 2004;92(3):265-73.
- 118. Shimada Y, Antonucci JM, Schumacher GE, McDonough WG, Tagami J. Effects of regional tooth structure and sectioning orientation on micr-shear bond strength In: Tagami J, Toledano M, Prati C, (editors) Advanced Adhesive Dentistry Proceedings book of the Granada 3rd International Kuraray Symposium: December 3-4, 1999. Cirimido: Grafiche Erredue; 2000 p. 91-103.
- 119. Wang H, Shimada Y, Tagami J. Shear bond stability of current adhesive systems to enamel. Oper Dent 2004;29(2):168-75.
- 120. Shimada Y, Tagami J. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. Oper Dent 2003;28(1):20-7.
- 121. Shimada Y, Tomimatsu N, Suzuki T, Uzzaman MA, Burrow MF, Tagami J. Shear bond strength of tooth-colored indirect restorations bonded to coronal and cervical enamel. Oper Dent 2005;30(4):468-73.
- 122. Senawongse P, Harnirattisai C, Shimada Y, Tagami J. Effective bond strength of current adhesive systems on deciduous and permanent dentin. Oper Dent 2004;29(2):196-202.
- 123. Hiraishi N, Papacchini F, Loushine RJ, Weller RN, Ferrari M, Pashley DH, et al. Shear bond strength of Resilon to a methacrylate-based root canal sealer. Int Endod J 2005;38(10):753-63.
- 124. Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. The bond of resin to different dentin surface characteristics. Oper Dent 2004;29(3):333-41.
- 125. Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J. Bonding of resin to artificially carious dentin. J Adhes Dent 2005;7(3):183-92.
- 126. Kikushima D, Shimada Y, Foxton RM, Tagami J. Micro-shear bond strength of adhesive systems to cementum. Am J Dent 2005;18(5):364-8.
- 127. Sensi LG, Lopes GC, Monteiro S, Jr., Baratieri LN, Vieira LC. Dentin bond strength of self-etching primers/adhesives. Oper Dent 2005;30(1):63-8.

- 128. Shinohara MS, Peris AR, Pimenta LA, Ambrosano GM. Shear bond strength evaluation of composite resin on enamel and dentin after nonvital bleaching. J Esthet Restor Dent 2005;17(1):22-9.
- 129. Finger WJ, Tani C. Effect of application mode on bonding performance of selfetching adhesives. Am J Dent 2005;18(1):41-4.
- 130. Ritter AV, Bertoli C, Swift EJ, Jr. Dentin bond strengths as a function of solvent and glutaraldehyde content. Am J Dent 2001;14(4):221-6.
- 131. Nystrom GP, Holtan JR, Phelps RA, 2nd, Becker WS, Anderson TB. Temperature and humidity effects on bond strength of a dentinal adhesive. Oper Dent 1998;23(3):138-43.
- 132. Jain P, Stewart GP. Effect of dentin primer on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. Oper Dent 2000;25(1):51-8.
- 133. Swift EJ, Jr., Bayne SC. Shear bond strength of a new one-bottle dentin adhesive. Am J Dent 1997;10(4):184-8.
- 134. Perdigao J, Geraldeli S, Heymann HO, Rosa BT. Effect of conditioner and restorative resin on enamel bond strengths. Am J Dent 2000;13(2):88-92.
- 135. Berry EA, 3rd, Powers JM. Bond strength of glass ionomers to coronal and radicular dentin. Oper Dent 1994;19(4):122-6.
- 136. Gallo JR, 3rd, Comeaux R, Haines B, Xu X, Burgess JO. Shear bond strength of four filled dentin bonding systems. Oper Dent 2001;26(1):44-47.
- 137. Gallo JR, 3rd, Henderson M, Burgess JO. Shear bond strength to moist and dry dentin of four dentin bonding systems. Am J Dent 2000;13(5):267-70.
- 138. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. Oper Dent 1999;24(3):172-80.
- 139. Gordan VV, Vargas MA, Cobb DS, Denehy GE. Evaluation of adhesive systems using acidic primers. Am J Dent 1997;10(5):219-23.

- 140. Fritz UB, Finger WJ. Bonding efficiency of single-bottle enamel/dentin adhesives. Am J Dent 1999;12(6):277-82.
- Perdigao J, Swift EJ, Jr., Gomes G, Lopes GC. Bond strengths of new simplified dentin-enamel adhesives. Am J Dent 1999;12(6):286-90.
- 142. Baran NM. Finite element analysis on microcomputers. New York: McGraw-Hill Book; 1988.
- 143. Sinhoreti MAC, Consani S, de Goes MF, Sobrinho LC, Knowles JC. Influence of loading types on the shear bond strength of the dentin-resin interface bond-ing. J Mater Scien: Mater in Medic 2001;12:39-44.
- 144. Montes MA, de Goes MF, da Cunha MR, Soares AB. A morphological and tensile bond strength evaluation of an unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. J Dent 2001;29(6):435-41.
- Craig RG, Powers JM. Materiais restauradores de compósito. In: Materiais dentários restauradores. 11^a ed: Livraria Santos editora Ltda.; 2004. p. 231-58.
- 146. Hibbeler RC. Axial loading. In: Mechanics of materials. 3rd ed. New Jersey: Pearson Education Company; 1997. p. 95-144.