

POLO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA
ESCOLA DE ENGENHARIA INDUSTRIAL METALÚRGICA DE VOLTA REDONDA
CURSO DE DOUTORADO EM ENGENHARIA METALÚRGICA

Tese de Doutorado

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA ADESIVA E
CARACTERIZAÇÃO DE FRATURAS EM
RESTAURAÇÕES DENTÁRIAS - UM ESTUDO
POR ENSAIOS DE CISALHAMENTO E MÉTODO
DE ELEMENTOS FINITOS**

Aluno: Eric Costa Carvalho

Orientador: Prof. Dr. Jayme Pereira de Gouvêa

UNIVERSIDADE
FEDERAL
FLUMINENSE

Volta Redonda
2021

ERIC COSTA CARVALHO

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA ADESIVA E CARACTERIZAÇÃO DE FRATURAS EM
RESTAURAÇÕES DENTÁRIAS - UM ESTUDO POR ENSAIOS DE
CISALHAMENTO E MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica da Universidade Federal Fluminense, campus Volta Redonda, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Engenharia

Área de concentração: Processamento e caracterização de materiais

Orientador: Prof. Dr. Jayme Pereira de Gouvêa

VOLTA REDONDA
2021

Ficha catalográfica automática - SDC/BEM
Gerada com informações fornecidas pelo autor

C331a Carvalho, Eric Costa
Análise da resistência adesiva e caracterização de fraturas em restaurações dentárias - Um estudo por ensaios de cisalhamento e método de elementos finitos / Eric Costa Carvalho ; Jayme Pereira de Gouvêa, orientador. Volta Redonda, 2021.
90 f. : il.

Tese (doutorado)-Universidade Federal Fluminense, Volta Redonda, 2021.

DOI: <http://dx.doi.org/10.22409/PPGEM.2021.d.12652305794>

1. Cisalhamento. 2. Dentina. 3. Resistência Adesiva. 4. Método de Elementos Finitos. 5. Produção intelectual. I. Gouvêa, Jayme Pereira de, orientador. II. Universidade Federal Fluminense. Escola de Engenharia Industrial e Metalúrgica de Volta Redonda. III. Título.

CDD -

ERIC COSTA CARVALHO

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA ADESIVA E CARACTERIZAÇÃO DE
FRATURAS EM RESTAURAÇÕES DENTÁRIAS - UM ESTUDO POR
ENSAIOS DE CISALHAMENTO E MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós Graduação em Engenharia Metalúrgica da Escola de Engenharia Industrial e Metalúrgica da Universidade Federal Fluminense, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Metalúrgica.



Prof. Dr. Jayme Pereira de Gouvêa
(UFF) (Presidente da Banca e orientador)



Prof. Dr. Cláudio Luis de Melo Silva
(UniFOA) (membro externo)

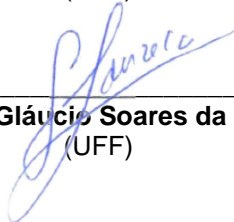


Prof. Dr. Victor Barbosa de Souza
(UniRedentor) (membro externo)



Assinado de forma digital por LADARIO DA SILVA
ladariosilva@id.uff.br:84937343734
Dados: 2021.03.31 14:14:55 -03'00'

Prof. Dr. Ladário da Silva
(UFF)



Prof. Dr. Gláucio Soares da Fonseca
(UFF)

Volta Redonda, 26 de março de 2021.

DEDICATÓRIA

Sabemos que escolher seguir a carreira acadêmica não é fácil, ainda mais se tratando do nosso país onde muitas vezes somos descredibilizados até por autoridades que nos governam. Porém, o sentimento de orgulho e satisfação sempre andará ao meu lado por ter um papel importante na transformação de toda uma sociedade. Seria extremamente egoísta da minha parte não poder repassar aquilo que aprendi ao longo desses anos e fico feliz que isto tenha ocorrido de modo tão especial ao lado de pessoas tão importantes. Que este momento seja apenas mais uma vírgula numa história grande de conhecimentos e engrandecimento pessoal. Muito obrigado!

Aos meus pais, **Diana e Luiz Fernando**, que mesmo distantes nunca deixaram de torcer por mim e sempre acreditando que posso ir além. Vindo de uma família de professores pude enxergar com muito amor essa profissão que escolhi trilhar, e assim, essa incansável motivação me fez acreditar que eu poderia ser um Professor Doutor. São meus eternos espelhos e exemplos de esforço e dedicação. Amo vocês!

AGRADECIMENTOS

Ao professor e orientador **Jayme Pereira de Gouvêa**, há quatro anos afirmo e reitero, seu voto de confiança me fez crer que eu conseguiria me aventurar numa área que eu jamais poderia ter escolhido por mim mesmo. Agradeço todo o incentivo e disponibilidade sempre para ajudar no que fosse preciso. Sua orientação desde o Mestrado me fez crescer com responsabilidade e determinação e hoje posso me enxergar como doutor.

Aos professores e amigos do PPGEM **Ágatha Borges, Cláudio Luís Melo, Tereza Cristina Favieri e Cristiane Fonseca**, que desde o meu Mestrado se fizeram presentes e indispensáveis na minha formação. Muito devo a vocês o tanto que aprendi e evolui ao longo desses anos. Que continuem a ensinar com amor e dedicação, pois sei que sempre farão diferença na vida de outras pessoas assim como fizeram na minha. Muito obrigado!

À **Universidade Federal Fluminense** e a todos os funcionários e professores envolvidos com a área de Biomateriais, pelos ensinamentos transmitidos, dedicação e apoio ao longo desses anos.

À **CAPES**, pela disponibilidade de bolsa, sem a qual não conseguiria dar prosseguimento aos meus estudos.

Aos meus amigos de vida **Lucas Eiras, Rodrigo Carvalho, Ricardo Carvalho, Aline Faria, Letícia Viana, Luiz Felipe Tostes, Juliana Lobato, Thaís Gaudard, Idalla Brum, Suani Boca Santa, Anderson Barros, Fernando Soares, Fabiano Amaral** e aos que não citei, mas que sempre me deram base e apoio em tudo que eu fiz. Obrigado pelo suporte e ombro amigo nos momentos difíceis, mas o momento é de comemoração e espero estar sempre ao lado de vocês nesses momentos de felicidade. Eu, filho único, me agarrei a vocês como irmãos e a amizade de vocês sempre fará a diferença na minha vida.

À faculdade **UniFOA**, pela disponibilidade de um banco de dentes para realização dos experimentos.

"It does not matter how slowly you go as long as you do not stop"
Confucius

RESUMO

Este estudo analisou, por meio de ensaios de cisalhamento e microcisalhamento, os tipos de fraturas e verificou a distribuição de tensões na interface por método de elementos finitos por meio de modelos bi e tridimensionais. Apesar dos significativos avanços em Odontologia Restauradora e Preventiva ao longo das últimas décadas com base em uma maior compreensão do processo cariioso e introdução de técnicas de adesão cada vez mais eficazes, o problema-chave permanece na falta de compreensão detalhada da própria dentina. Após os dentes seccionados e embutidos, os espécimes foram divididos em dois grupos de estudo. Pinos resinosos com diferentes diâmetros (1 mm e 2 mm) foram fixados na superfície das amostras para realização dos ensaios mecânicos. Depois de realizados os testes, os espécimes foram levados ao microscópio eletrônico de varredura para análise de fraturas. O percentual de falhas coesivas para os ensaios de cisalhamento foi de 24%, com um padrão de falhas que se inicia no substrato dentário e termina na interface. Para os ensaios de microcisalhamento, o percentual de falhas coesivas foi em torno de 7,5%, possuindo um padrão de falhas totalmente adesivo. Para o Método de Elementos Finitos, como simplificação da metodologia, os materiais foram considerados elástico-lineares e isotrópicos. Dois modelos bi e tridimensionais foram criados para ambos os ensaios, sendo as forças aplicadas nos testes de 50 N para cisalhamento e 15 N para microcisalhamento. O critério de falha abordado foi o de Mohr-Coulomb modificado que descreve a resposta de materiais frágeis, portanto as análises se deram em relação à S_1 , S_3 e $\tau_{m\acute{a}x}$. Os valores de $\tau_{m\acute{a}x}$ na interface foram comparados com os valores de τ_{nom} dos modelos e observou-se que o cisalhamento apresenta uma maior variação se comparado ao microcisalhamento. Embora sejam aplicados esforços cisalhantes, o material tende a falhar por tração, fator observado quando se analisa principalmente o ensaio de cisalhamento, indicando um início trinca em uma fratura coesiva em dentina, o que poderia invalidar o teste. Assim, pôde-se concluir que houve a validação da resistência adesiva em associação com a caracterização das interfaces após os ensaios mecânicos e elementos finitos sendo essa associada, principalmente, às medidas do ensaio de microcisalhamento.

Palavras-chave: Cisalhamento, Microcisalhamento, Dentina, Resistência Adesiva, Método de Elementos Finitos.

ABSTRACT

This study analyzed, by shear and micro-shear tests, fracture types and it verified stress distribution at the interface by Finite Element Method by means of two and three-dimensional models. Despite the significant advances in Restorative and Preventive Dentistry over the last few decades based on a greater understanding of the carious process and the introduction of increasingly effective adhesion techniques, the key problem remains the lack of detailed understanding of dentin itself. After teeth were sectioned and embedded, the specimens were divided into two study groups. Resin cylinders with different diameters (1 mm and 2 mm) were fixed to the samples surface for mechanical testing. After the tests were performed, the specimens were taken to scanning electron microscope for fracture analysis. The percentage of cohesive failures for shear tests was 24%, with a failure pattern that starts at the dental substrate and ends at the interface. For micro-shear tests, the percentage of cohesive failures was around 7,5%, having a fully adhesive failure pattern. For Finite Element Analysis, as a methodology simplification, materials were considered elastic-linear and isotropic. Two different models were created for both tests, with the forces applied in the 50 N for shear and 15 N for micro-shear tests. The failure criteria approached was the modified Mohr-Coulomb that describes the response of fragile materials, so, analyzes were performed in relation to S1, S3 and $\tau_{\text{máx}}$. Values of $\tau_{\text{máx}}$ at the interface were compared with models τ_{nom} values and it was observed that shear presents a greater variation compared to micro-shear. Although shear forces are applied, the material tends to fail by traction, a factor observed when we mainly analyzed shear test, indicating a cracking start in a cohesive dentin fracture, which could invalidate the test. Analyzing the geometry, stress distribution in two-dimensional model was similar to three-dimensional one, so the model can be simplified to a two-dimensional analysis in this aspect. Thus, it was possible to conclude that there was validation of the adhesive resistance in association with interfaces characterization after mechanical tests and finite elements, which is mainly associated with the micro-shear test measurements.

Keywords: Shear, Micro-shear, Dentin, Bond Strength, Finite Element Analysis.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE TABELAS	14
1 INTRODUÇÃO	17
2 OBJETIVOS	20
2.1 Objetivo Geral	20
2.2 Objetivos Específicos	20
3 REVISÃO DA LITERATURA	21
3.1 Dentina.....	21
3.2 Compósitos Resinosos	22
3.3 Sistemas Adesivos.....	24
3.4 Análise da Resistência de União.....	25
3.4.1 Ensaio Mecânicos	25
3.4.2 Método de Elementos Finitos	27
3.5 Contribuição do Estudo.....	28
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	31
4.1 Materiais	32
4.2 Método Aplicado aos Ensaio Mecânicos.....	32
4.2.1 Confecção e Preparo das Amostras	32
4.2.2 Ensaio de Resistência ao Cisalhamento.....	35
4.2.3 Microscopia Eletrônica de Varredura	36
4.2.4 Análise de Percentual de Fraturas.....	37
4.2.5 Definição de um Padrão de Fratura	39
4.2.5 Análise Estatística.....	40
4.3 Método Aplicado à Análise de Elementos Finitos	40
4.3.1 Modelo Bidimensional.....	40
4.3.2 Modelo Tridimensional.....	42

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	45
5.1 Resistência Adesiva.....	45
5.2 Camada Adesiva e Angulação do Filete Resinoso	46
5.3 Percentual de Fraturas.....	50
5.4 Padrão de Fraturas	52
5.5 Análise de Elementos Finitos.....	58
5.5.1 Cisalhamento	58
5.5.2 Microcisalhamento	66
6 CONCLUSÃO.....	73
REFERÊNCIAS.....	76
APÊNDICE	81
Apêndice A - Análise Estatística para os Ensaios de Cisalhamento e Microcisalhamento	81
Apêndice B - Análise Estatística para Definição do Ângulo do Filete Resinoso.....	82
Apêndice C - Análise Estatística para Definição do Padrão de Fratura no Ensaio de Cisalhamento	83
Apêndice D - Análise Estatística para Definição do Padrão de Fratura no Ensaio de Microcisalhamento	86
Apêndice E - Gráficos da Distribuição de Tensões Principais S1 e S3 ao Longo da Interface AB	89

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Componentes dentários separados em coroa e raiz dentária.	21
Figura 2 - Ilustração esquemática das diferentes condições de carregamento: a) cinzel; b) fio ortodôntico; e c) fita de aço.	26
Figura 3 - Fluxograma da metodologia aplicado (a) aos Ensaios Mecânicos e (b) à Análise de Elementos Finitos.	31
Figura 4 - Desenho esquemático do plano de corte efetuado no projeto.	33
Figura 5 - a) Dente seccionado e embutido. Corte coronal face vestibular mostrando a interface esmalte/dentina; b) Condicionamento com ácido fosfórico a 37% p/p; c) Aplicação do sistema adesivo universal sobre a dentina; d) Resina <i>flowable</i> sendo inserida como incremento único nos tubos para confecção dos pinos resinosos; e e) Processo de fotopolimerização da amostra.	34
Figura 6 - Fotografia da amostra fixada à máquina de ensaios universais EMIC DL2000.	36
Figura 7 - Representação esquemática da classificação dos tipos de fratura, onde: A1) Adesiva em dentina; A2) Adesiva em resina; C1) Coesiva em dentina; C2) Coesiva em resina e M) Mista.	37
Figura 8 - Etapas da análise de fração de pontos, onde: 1) ensaio de cisalhamento; 2) amostra levada ao MEV para observação das fraturas; 3) identificação dos tipos de falhas ocorridos; e 4) grade traçada e realização da contagem de pontos por região.	38
Figura 9 - As cinco regiões delimitadas na fratura, onde: LE - lado esquerdo e LD - lado direito.	39
Figura 10 - a) Imagem bidimensional representativa do ensaio de cisalhamento. As linhas pontilhadas demarcam os limites dos materiais utilizados e setas representam os pontos de engaste da dentina; e b) Distribuição das cargas (setas) ao longo da superfície resina composta representando o sentido da aplicação da força e a linha de análise da interface AB. Imagem Ansys.	41
Figura 11 - Visões frontal (a) e inferior (b) da distribuição das cargas (setas) ao longo da interface representando os esforços cisalhantes no desenho tridimensional para ensaios de microcisalhamento. Imagem Ansys.	43
Figura 12 - Imagem micrográfica da interface dentina/resina submetida à técnica de adesão convencional. Imagem MEV.	47

Figura 13- Micrografia de uma fratura mista em dentina. A linha tracejada branca identifica a topografia representada graficamente e o círculo branco demonstra o local de análise. Imagem microscópio confocal.	48
Figura 14 - Representação gráfica da variação de topografia na amostra em seu sentido radial. Entre as barras vermelhas verticais está representada a borda a amostra.	48
Figura 15 - Imagem micrográfica de uma fratura mista representativa dos ensaios de cisalhamento. Imagem MEV.....	53
Figura 16 - Imagem micrográfica de uma fratura mista após ensaios de microcisalhamento. Dentro da região circular estão representados os descolamentos fibrosos. Imagem MEV.	55
Figura 17 - Imagem micrográfica de uma fratura A2 após ensaios de microcisalhamento. A região circular representa a parte interior da fratura. Imagem MEV.	57
Figura 18 - Simulação em MEF, tensão principal S1 para ensaios de cisalhamento em estado plano de tensões (visão lateral). Imagem Ansys.	59
Figura 19 - Simulação em MEF, tensão principal S3 para ensaios de cisalhamento em estado plano de tensões (visão lateral). Imagem Ansys.	60
Figura 20 - Simulação em MEF, tensão principal S1 para ensaios de cisalhamento em modelo tridimensional (visão frontal da dentina). Imagem Ansys.....	61
Figura 21 - Simulação em MEF, tensão principal S3 para ensaios de cisalhamento em modelo tridimensional (visão frontal da dentina). Imagem Ansys.....	61
Figura 22 - Gráfico da linha de interface AB pino/dentina evidenciando as tensões cisalhantes para ensaios de cisalhamento. A distância 0 representa o ponto de aplicação da carga.	62
Figura 23 - Gráfico do critério de falha Coulomb-Mohr modificado para os ensaios de cisalhamento, em que S1 e S3 são dados em MPa e a demarcação com o “x” vermelho demonstra o modo de falha por tração ocorrido na dentina.	65
Figura 24 - Simulação em MEF, tensão principal S1 para ensaios de microcisalhamento em estado plano de tensões. Imagem Ansys.	67
Figura 25 - Simulação em MEF, tensão principal S3 para ensaios de microcisalhamento em estado plano de tensões. Imagem Ansys.	67
Figura 26 - Simulação em MEF, tensão principal S1 para ensaios de microcisalhamento em modelo tridimensional (visão frontal). Imagem Ansys.....	69

Figura 27 - Simulação em MEF, tensão principal S3 para ensaios de microcisalhamento em modelo tridimensional (visão frontal). Imagem Ansys.....	69
Figura 28 - Gráfico da linha de interface AB pino/dentina evidenciando as tensões cisalhantes para ensaios de microcisalhamento. A distância 0 representa o ponto de aplicação da carga.	70
Figura 29 - Gráfico do critério de falha Coulomb-Mohr modificado para os ensaios de microcisalhamento, em que S1 e S3 são dados em MPa e a demarcação com o “x” vermelho demonstra a tensões na zona segura.....	72
Figura 30 - Gráfico da linha de interface AB adesivo/dentina evidenciando as tensões principais S1 e S3 para ensaios bidimensionais de cisalhamento.....	89
Figura 31 - Gráfico da linha de interface AB adesivo/dentina evidenciando as tensões principais S1 e S3 para ensaios tridimensionais de cisalhamento.....	89
Figura 32 - Gráfico da linha de interface AB adesivo/dentina evidenciando as tensões principais S1 e S3 para ensaios bidimensionais de microcisalhamento.	90
Figura 33 - Gráfico da linha de interface AB adesivo/dentina evidenciando as tensões principais S1 e S3 para ensaios tridimensionais de microcisalhamento.	90

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Abordagem histórica dos principais estudos de sistemas restauradores diretos e resistência de união.....	30
Tabela 2 - Materiais utilizados no projeto.....	32
Tabela 3 - Tipos de fratura e ocorrência.	37
Tabela 4 - Propriedades mecânicas e dimensões dos materiais utilizados.	42
Tabela 5 - Simulação da decomposição de forças ao longo da interface para cisalhamento.	44
Tabela 6 - Simulação da decomposição de forças ao longo da interface para microcisalhamento.	44
Tabela 7 - Análise de resistência adesiva para os ensaios mecânicos submetidos à aplicação do sistema adesivo universal, onde cada grupo possui 15 amostras distintas.	45
Tabela 8 - Análise da angulação dos limites da amostra após fratura.	49
Tabela 9 - Percentual de falhas, em área, para os ensaios de cisalhamento.	50
Tabela 10 - Percentual de falhas, em área, para os ensaios de microcisalhamento.	51
Tabela 11 - Localização das fraturas por região após ensaios de cisalhamento.	53
Tabela 12 - Localização das fraturas por região após ensaios de microcisalhamento.	56
Tabela 13 - Compilado dos resultados de tensões dos principais autores referentes ao tema estudado. Tensões máximas ocorridas na interface AB.....	63
Tabela 14 - ANOVA e teste comparativo de Tukey a 5% para G1 e G2 evidenciando diferença significativa entre os dois grupos estudados, em que G1 é estatisticamente maior que G2.....	81
Tabela 15 - ANOVA e teste comparativo de Tukey a 5% para análise angular da borda das fraturas por microscopia confocal não havendo diferença estatística significativa entre os grupos estudados.	82
Tabela 16 - ANOVA e teste comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do cisalhamento lado superior, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.....	83
Tabela 17 - ANOVA e teste comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do cisalhamento lado inferior, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que C1 é estatisticamente maior que os demais.	84

Tabela 18 - ANOVA e teste comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do cisalhamento região central, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A1 e A2 são semelhantes e estatisticamente maiores que os demais.....	84
Tabela 19 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do cisalhamento lateral esquerda, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.....	85
Tabela 20 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do cisalhamento lateral direita, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.....	85
Tabela 21 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do microcisalhamento lado superior, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.....	86
Tabela 22- ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do microcisalhamento lado inferior, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.....	87
Tabela 23 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do microcisalhamento região central, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.....	87
Tabela 24 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do microcisalhamento lateral esquerda, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.....	88
Tabela 25 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do microcisalhamento lateral direita, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.....	88

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

4-MET - 4-metacriloxietil trimelítico

10-MDP - 10-metacrilóiloxidecil di-hidrogênio fosfato

ANOVA - Análise de variância

Bis-EMA - Bisfenol A metacrilato de diglicidil etoxilado

Bis-GMA - Bisfenol A glicidil dimetacrilato

Fenil-P - 2-metacriloxietil fenil fosfato hidrogênio

ISO - International Organization for Standardization

JAD - Junção amelo-dentinária

MEF - Método de Elementos Finitos

MEV - Microscópio Eletrônico de Varredura

TEGDMA - Trietileno glicidil dimetacrilato

UDMA - Uretano dimetacrilato

1 INTRODUÇÃO

Durante muitos anos, uma das principais deficiências em Odontologia Restauradora foi a adesão do material resinoso ao substrato dentário. Tentativas de se obter essa ligação foram exploradas como a modificação da superfície do dente por meio de tratamento químico para produzir uma nova superfície sobre a qual materiais presentes podem se aderir. Buonocore (1955) aponta que esta abordagem introduz a utilização do ácido fosfórico, que na indústria age em preparações para tratar as superfícies metálicas e obter melhor aderência dos revestimentos de tintas e resinas. Analogamente, a utilização de condicionamento ácido em Odontologia se fez presente ao perceber que o tratamento ácido em substrato dentário poderia tornar a superfície mais receptiva à aderência devido ao processo de desmineralização dentária.

Oréface *et al.* (2003) relatam que, ao longo dos últimos anos, os compósitos resinosos e os sistemas adesivos foram os materiais odontológicos que mais sofreram melhorias. Apesar deste considerável progresso de adesão destes compósitos aos substratos dentários, procuram-se materiais restauradores que, além de serem biologicamente compatíveis com a estrutura dentária, possuam resistência suficiente para suportar os esforços mastigatórios. Para Oliveira *et al.* (2010) o mecanismo básico de união dos materiais restauradores ao esmalte e à dentina ocorre por um processo de substituição de minerais, removidos dos tecidos dentais por ação do condicionamento ácido e por infiltração dos monômeros resinosos. Este tratamento restaurador que visa à união dentária via sistema adesivo é conhecido como Odontologia Adesiva.

Martins *et al.* (2008) relatam que os problemas técnicos relacionados à utilização dos sistemas adesivos estão associados principalmente às características morfológicas e de composição dos substratos aderentes, sobretudo à complexidade da dentina, pois em esmalte é uma técnica mais segura e duradoura. De acordo com Perdigão e Ritter (2001), após o surgimento do condicionamento ácido do esmalte dentário criou-se uma nova perspectiva para os materiais restauradores adesivos com a eliminação das macrorretenções e a minimização do excessivo desgaste da estrutura remanescente. Na dentina, com o condicionamento ácido e o aperfeiçoamento dos adesivos dentinários hidrofílicos, as microrretenções passaram a ser preenchidas, facilitando a superfície de contato entre o substrato úmido e o

agente de união. Conforme estudos de Liu *et al.* (2011), a biodegradação da interface adesivo/resina gera um espaço entre o substrato dentário e o compósito, ocasionando assim, diminuição das forças adesivas, falhas da restauração e microinfiltrações. Perdigão, Reis e Logueiro (2013) concluem a ideia de que estas microinfiltrações permitem a passagem de agentes patogênicos como as bactérias cariogênicas que geram as lesões de cárie secundárias ou reincidentes. Sendo assim, por estes motivos e pelos adesivos atuais proporcionarem forças adesivas imediatas bastante elevadas, mas que enfraquecem ao longo do tempo, tal tecnologia continua em desenvolvimento constante.

Yoshida *et al.* (2012) relatam que com o intuito de melhorar as forças adesivas em longo prazo, surgiram os monômeros funcionais integrados aos sistemas adesivos como, por exemplo, o 4-metacriloetil trimelítico (4-MET), 2-metacriloetil fenil fosfato hidrogênio (Fenil-P) e o 10-metacriloiloxidecil di-hidrogênio fosfato (10-MDP). São definidos como sendo um dos seus componentes adesivos mais importantes, pois melhoram a adesão aos tecidos mineralizados através de ligações químicas. Os grupos carboxílicos/fosfato destes monômeros ligam-se ionicamente ao cálcio presente na hidroxiapatita desenvolvendo uma ligação estável e duradoura. O 10-MDP é um dos mais estudados e o que apresenta a melhor performance. Como a dentina é o substrato dentário mais difícil para adesão o potencial de ligação do 10-MDP a ela torna-se evidente.

De acordo com Van Noort *et al.* (1989) a Odontologia Restauradora adotou, inicialmente, agentes de ligação com grande entusiasmo, pois oferecem a oportunidade de uma abordagem mais eficiente da restauração dentária quando utilizada em conjunto com a técnica de condicionamento ácido e compósitos resinosos. Além disso, foi evidenciado que a resistência à fratura de uma coroa dentária foi melhorada por meio da adoção de um procedimento adesivo. Sendo assim, grande parte de novos estudos tem se preocupado com a resistência de união aos substratos dentários. Tantbirojn *et al.* (2000) relataram que, embora simples, o teste de resistência de união (ou adesiva) tornou-se um procedimento rotineiro para a determinação da eficácia da ligação sendo utilizado para medidas de comparação clínica e até mesmo de marketing empresarial para venda de produtos com maior performance. O valor de resistência adesiva obtido em testes experimentais é uma tensão calculada dividindo-se a carga suportada na fratura pela área da seção transversal da interface aderida. Este valor, denominado tensão nominal ou média,

não é capaz de exprimir eventuais picos de tensão suportados pela interface no momento da ruptura. Portanto, nota-se a necessidade de uma análise mais detalhada da distribuição de tensões ao longo dessa interface adesiva, sendo esta realizada por Elementos Finitos (MEF).

De acordo com Memon *et al.* (2016), idealmente, o material restaurador deveria ter propriedades físicas, como módulo de elasticidade, resistência à compressão e expansão térmica, bem como estética semelhante à da dentina. Essa diferença de características faz com que ocorra uma distribuição de tensões diferente no substrato restaurado. Sendo assim, a análise por elementos finitos tem sido de grande valia para conduzir estudos a verificar o comportamento do material em estruturas dentárias enquanto estes recebem certa quantidade de força, e assim, observando a distribuição de tensões. A técnica foi desenvolvida para criar modelos matemáticos, nos quais o comportamento de um sistema físico pode ser reproduzido, ou seja, um protótipo físico pode ser estudado. Neste método, um programa computacional é usado para simular as propriedades físicas das estruturas e, através de uma análise por malhas, elementos e nós, determina a tensão gerada resultante de uma força aplicada. Para Xavier (2009) a interpretação dos resultados obtidos pelo método de elementos finitos deve ser feita com atenção, uma vez que certas condições reais não podem ser simuladas e influenciam a mecânica do ensaio, tais como: existência de defeitos aleatórios, variabilidades dos sistemas adesivos, diferentes valores de tensão nominal da junta adesiva e diferentes modos de falha dos materiais.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

A proposta da presente Tese foi determinar a resistência adesiva e caracterizar a interface das fraturas dentárias por meio de ensaios mecânicos de resistência ao cisalhamento e método de elementos finitos a fim de se estabelecer uma metodologia de análise mais completa e precisa frente às existentes.

2.2 Objetivos Específicos

- Determinar o percentual de cada fratura ocorrida após os ensaios de cisalhamento e microcisalhamento a fim de se amplificar a análise de fraturas coesivas, adesivas e mistas.
- Determinar o padrão de fratura ocorrido após os ensaios mecânicos com o intuito de simplificar a comparação com elementos finitos.
- Comparar e validar os resultados obtidos em ambos os ensaios mecânicos com a análise de elementos finitos e verificar se a resistência adesiva é afetada pela dimensão do corpo de prova.
- Comparar, por elementos finitos, a distribuição de tensões na interface adesiva, bi e tridimensionalmente, e verificar a necessidade e importância de ambas as abordagens no estudo.
- Determinar, por elementos finitos, o possível modo de falha do sistema restaurador com o auxílio do critério de falha Coulomb-Mohr modificado.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Dentina

Do ponto de vista estrutural, o dente pode ser dividido em quatro partes: esmalte, dentina, cemento e polpa conforme Figura 1. Os três primeiros tecidos são duros, calcificadas, enquanto a polpa é o único tecido mole do dente. O esmalte é o tecido humano com maior teor de mineral e menor teor orgânico, característica esta que fornece um revestimento duro e capaz de proporcionar uma mastigação eficiente. A dentina e o cemento são estruturas hidratadas, vitais e formadas por uma matriz colágena reforçada com minerais. A dentina da raiz do dente é revestida pelo cemento, que permite a conexão do dente com o osso alveolar por meio do ligamento periodontal.

Figura 1 - Componentes dentários separados em coroa e raiz dentária.



Fonte: Maeda Odontologia (2009).

Segundo Butler (1992) a dentina pode ser considerada um composto hidratado e complexo constituído por túbulos orientados e cercados por uma zona peritubular altamente mineralizada, formando a maior parte do dente. Esta zona está embutida em uma matriz intertubular constituída por fibras de colágeno com cristais de apatita e fluido de dentina. Marshall (1993) realizou estudos sobre a dentina primária, que por sua vez é formada durante o desenvolvimento dentário. O seu volume e forma variam

com o tamanho e forma dos dentes. A dentina é composta por cerca de 50% em volume de minerais sob a forma de carbonato, apatita deficiente de cálcio. Possui 30% em volume de material orgânico tipo colágeno e cerca de 20% em volume de fluido, que é semelhante ao plasma, mas pouco caracterizado. Os valores correspondentes para percentual em peso seriam: 70% mineral, 18% matéria orgânica e 12% fluido.

Marshall *et al.* (1997) afirmam que outras proteínas não-colagenosas e outros componentes orgânicos também estão presentes em quantidade não significativa. Os componentes principais são distribuídos em características morfológicas distintas para formar um composto hidratado vital e complexo no qual a morfologia varia com a localização e sofre alterações com a idade ou doença. Os túbulos, uma característica distinta e importante da dentina, representam as faixas tomadas pelas células odontoblástica a partir da junção amelo-dentinária (JAD) ou cemento para a câmara pulpar. Os túbulos convergem na câmara pulpar e, portanto, a densidade tubular e orientação variam de local para local. O número de túbulos é menor na JAD e mais alto na superfície pré-dentina (junção com a câmara pulpar), onde os corpos celulares odontoblásticos estão mais compactados. Densidades mais baixas de túbulos são encontradas na raiz e o seu conteúdo incluem odontoblastos e fluido.

De acordo com Marshall (1993) a microestrutura e as propriedades da dentina são os principais fatores para quase todas as operações em Odontologia Restauradora. Apesar dos significativos avanços em Odontologia Restauradora e Preventiva ao longo das últimas décadas com base em uma maior compreensão do processo carioso e introdução de técnicas de adesão cada vez mais eficazes, o problema-chave permanece na falta de compreensão detalhada da própria dentina.

3.2 Compósitos Resinosos

De acordo com Callister (2002) o termo compósito surgiu na Engenharia quando houve a necessidade de combinar materiais com a finalidade de corrigir deficiências provenientes de um componente de determinado material ou de melhorar suas propriedades. A resina composta, segundo Sakaguchi e Powers (2012) é um compósito resinoso de matriz polimérica reforçado por partículas grandes que ao se unirem após a ativação química ou por luz se transformam em um polímero de partículas lineares e de menores tamanhos. Para Fernandes *et al.* (2014) este compósito resinoso é formado por diferentes componentes inorgânicos e orgânicos.

Na maioria das vezes apresentam uma matriz orgânica polimérica de dimetacrilato reforçada por cargas de vidros e/ou cerâmicas radiopacas (matriz inorgânica) unidos por meio de uma molécula bifuncional denominada de organossilanos (agente de união).

Conforme estudos de Mallmann *et al.* (2009), pode-se dividir o compósito resinoso odontológico basicamente em duas partes: uma orgânica e outra inorgânica. A primeira é composta por dimetacrilatos à base de Bis-GMA, TEG-DMA, UDMA ou Bis-EMA. A associação desses monômeros são responsáveis pelas propriedades mecânicas do material e por diferentes valores de conversão polimérica (contração de polimerização). Já as partículas inorgânicas, também chamadas de carga, podem ser constituídas, principalmente, por cerâmica, sílica coloidal, quartzo, vidro, bário e estrôncio. Estas cargas possuem a função de diminuir a contração de polimerização, aumentar a rigidez e proporcionar lisura superficial ao material.

De acordo com Bayne, Heymann e Swift (1994) por meio de melhorias nas propriedades mecânicas dos compósitos resinosos seu uso em dentes posteriores se tornou mais confiável do que era nos anos anteriores. Esta melhoria incluiu um desenvolvimento de partículas menores de enchimento, melhores sistemas de colagem, refinamentos de cura e sistemas de vedação. Attar (2007) relata a evolução dos compósitos resinosos a partir de macropartículas para micropartículas e de híbridos para microhíbridos, e assim, novos materiais como compósitos compactáveis e nanoparticulados foram introduzidos no mercado odontológico.

Estudos de Hamouda e Elkader (2012) mostram que é recente a incorporação da nanotecnologia na concepção e fabricação de compósitos. Os compósitos atuais têm sido produzidos com nanotecnologia e formulados com nanômeros e nanopartículas de enchimento. Os nanômeros são partículas discretas nanoaglomeradas de 20-75 nm de tamanho. A combinação destas partículas reduz o espaçamento intersticial entre partículas de enchimento e, por conseguinte, promove aumento da carga de enchimento e melhoria de propriedades físicas. Embora recentes, os compósitos nanoparticulados já eram mencionados no início dos anos 90, porém, o primeiro produto comercial (*Filtek Supreme*, 3M ESPE) foi lançado no final de 2002.

3.3 Sistemas Adesivos

Atualmente, os sistemas adesivos podem ser classificados de acordo com a técnica de união aos substratos dentários: adesivos que usam o prévio condicionamento ácido, também chamados de convencionais, ou os autocondicionantes, que não usam o ácido como etapa separada. Van Meerbeek *et al.* (2003) resumem que os sistemas convencionais preconizam a desmineralização dos substratos dentários, esmalte e dentina, por meio do condicionamento ácido antes da aplicação do adesivo. São divididos em três passos: condicionamento ácido, *primer* e adesivo; e dois passos: condicionamento ácido e *primer*/adesivo. Tay *et al.* (2002) complementam que os sistemas autocondicionantes evidenciam, dentro de sua composição, monômeros ácidos que desmineralizam e infiltram os substratos ao mesmo tempo, podendo ser encontrados de dois passos: *primer* e adesivo; ou simplificados de passo único, sendo dois frascos misturáveis ou em apenas um frasco.

Kose *et al.* (2013) relatam que com o intuito de unificar um material adesivo para todas as situações clínicas e facilitar os passos de trabalho, surge uma nova vertente de sistemas adesivos denominados universais. Estes sistemas podem ser utilizados tanto como autocondicionantes, como com condicionamento ácido total de esmalte e dentina. Yoshida *et al.* (2000) apontam que a longevidade dos tratamentos é atribuída ao poder de retenção do ácido polialquênico presente neste sistema adesivo composto base de alguns ionômeros de vidro. Embora haja alguns contrapontos em relação à sua adição, acredita-se que sua presença forme estruturas na superfície da camada híbrida e dentro dos túbulos dentinários que podem estabilizar a interface de união, fazendo um efeito de relaxamento de tensões. A camada híbrida é uma estrutura oriunda da interação do sistema adesivo e fibras colágenas expostas durante o processo de desmineralização. Van Landuyt *et al.* (2007), em estudos de revisão, apontam que a inserção deste monômero na composição do adesivo é realizada para melhorar a estabilidade em meio úmido. Porém, a presença do composto na formulação deste material ainda carece de mais estudos.

De acordo com Turp *et al.* (2013) outro componente importante foi adicionado ao sistema adesivo universal, denominado de 10-MDP. Apesar dos padrões de fixação oriundos dos materiais adesivos atuais ocorrerem principalmente devido à interação micromecânica por meio da formação da camada híbrida, a introdução do

10-MPD tem alterado esta ideia. Surge então o conceito de nanocamada para caracterizar a interação química entre estrutura dentária e estes monômeros. Van Meerbeek *et al.* (2011) relatam que após o ataque ácido (adesivos convencionais) ou autocondicionamento, os íons cálcio que situam abaixo das fibras colágenas desmineralizadas ou que migram para dentro da camada híbrida, quando fazem contato com o 10-MDP, iniciam uma interação química por meio de nanocamadas, em um processo que é conduzido até a formação de um sal. Esta adesão química tem sido responsável por excelentes resultados laboratoriais, como uma ligação mais intensa e com aumento das forças adesivas em longo prazo.

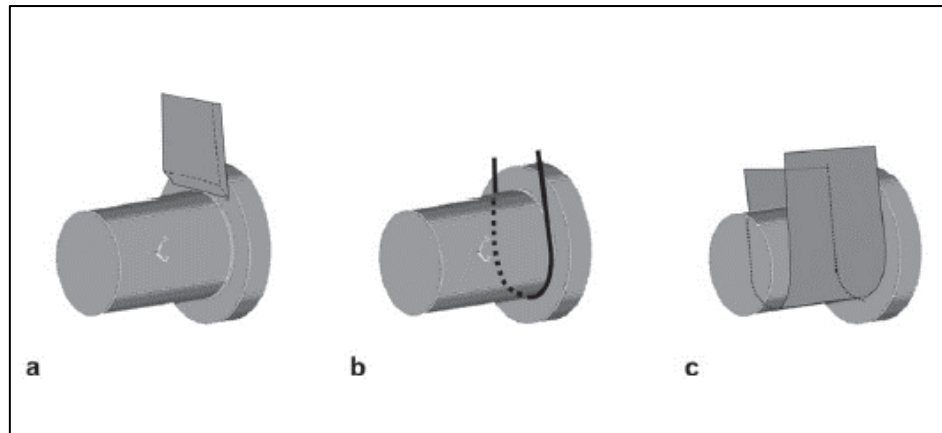
3.4 Análise da Resistência de União

3.4.1 Ensaio Mecânicos

De acordo com Goracci *et al.* (2006) a resistência de união entre material resinoso e substrato dentário pode ser medida por diversos métodos, como o de cisalhamento e tração. Esses testes se baseiam na aplicação de uma força, que cria tensões na interface de união até que uma falha seja observada, ou seja, que se interrompa a ligação entre dois materiais.

Conforme Garcia *et al.* (2002) o teste de cisalhamento é um dos mais simples e amplamente utilizado. Neste teste, a interface é rompida por uma força aplicada paralelamente à interface adesiva, estando o corpo de prova de maneira perpendicular à ação da força. Para realização deste ensaio são utilizados espécimes em forma de cilindros e com diâmetro variando de 2 a 4 mm sendo estes aderidos a um substrato plano por meio de um adesivo. Três metodologias são abordadas para ensaios de cisalhamento: cinzel, fio ortodôntico e fita de aço, conforme mostrado na Figura 2.

Figura 2 - Ilustração esquemática das diferentes condições de carregamento: a) cinzel; b) fio ortodôntico; e c) fita de aço.



Fonte: Braz *et al.* (2010).

Para De Hoff, Anusavice e Wang (1995), a vantagem de se utilizar um fio metálico ortodôntico para realização do ensaio de cisalhamento em vez dos demais se dá na redução de concentração de esforços na área de interface, o que afetaria diretamente os valores de resistência adesiva.

Anteriormente, o ensaio de microtração já havia sido desenvolvido por Sano *et al.* (1994) e introduzido na Odontologia, limitando a área de interface para o teste de 1 mm². Segundo Pashley *et al.* (1999), o teste de microtração foi desenvolvido a fim de permitir a avaliação da performance adesiva entre materiais adesivos e pequenas regiões de substrato dental. Este também apresenta melhor distribuição das tensões na interface de união e menor quantidade de defeitos na interface em comparação aos testes convencionais. Seguindo o mesmo raciocínio dos testes de microtração, o microcisalhamento foi descrito por Shimada *et al.* (1999). Neste teste, a configuração empregada é a mesma do teste de cisalhamento convencional, porém, trabalha-se com áreas reduzidas de adesão. A redução da área adesiva permite se testar a união em vários pontos sobre uma mesma superfície dentinária, o que se assemelha ao que ocorre com o teste de microtração. A relação entre resistência adesiva e área de união também se aplica ao teste de microcisalhamento, ou seja, os valores aparentes de resistência adesiva tendem a ser maiores do que os observados nos testes convencionais.

Jin *et al.* (2016) relatam que estes testes, porém, foram considerados imprecisos para avaliar a qualidade geral da ligação uma vez que a norma atual ISO TS/11405 (2003) para ensaios de resistência adesiva não foi considerada adequada

por muitos autores. Assim, diferentes configurações de teste foram criadas, uma vez que o preparo da amostra, a fixação do corpo de prova e os métodos de aplicação de carga, em adição às propriedades dos materiais envolvidos na adesão, irão influenciar na distribuição de tensões e, conseqüentemente, no modo de falha.

3.4.2 Método de Elementos Finitos

O método de elementos finitos é uma ferramenta frequentemente usada em Engenharia para calcular a distribuição de tensões nos materiais por meio da subdivisão de um volume em pequenos elementos. Assim, os esforços sofridos por cada elemento podem ser calculados com a resolução de um conjunto de equações simultâneas por meio de um programa computacional. Segundo Rees (2000), os resultados dependem de três fatores: similaridade do modelo com a estrutura real, determinação efetiva das condições de contorno e a atribuição das propriedades dos materiais.

Anusavice (1983) afirmou que a principal dificuldade associada à interpretação dos dados do teste de ligação é a falta de informações sobre a distribuição de tensões e os tipos de tensão gerados em cada espécime de teste. A análise de elementos finitos (MEF) tem sido utilizada em várias ocasiões para calcular os estados de tensões em muitas das geometrias associadas à resistência de ligação relatadas na literatura. De acordo com De Hoff, Anusavice e Wang (1995) esta análise numérica por simulação computacional pode-se observar, além da distribuição não-uniforme de tensões, uma complexa variação delas, ou seja, as tensões não sendo exclusivamente trativas ou compressivas, por exemplo. Em outras palavras, em alguns casos, embora o carregamento seja influenciado por um tipo de tensão o material pode fraturar por outro.

Para Lotti *et al.* (2006), esta análise foi implantada na área Odontológica com a finalidade de facilitar as simulações de situações clínicas e de comportamento dos materiais restauradores, evitando a influência das variáveis inerentes aos tecidos biológicos. Também para analisar os biomateriais sob ação de um carregamento ou simulando os esforços mastigatórios e, principalmente, o MEF se tornou um método ideal para analisar a distribuição de tensões ao longo da interface e no local de adesão em testes de cisalhamento e tração.

Este processo de modelagem pode ser realizado por meio de modelos bidimensionais (áreas) e tridimensionais (volumes). De acordo com Piccioni (2010) a análise tridimensional tem mostrado ser eficaz para análise de tensões e deformações em restaurações odontológicas porque possibilita uma maior representatividade da morfologia e carregamento, apesar de apresentar uma maior complexidade na geração de malha. No entanto, Soriano (2003) em estudos prévios, já relatava que ao passar de um modelo bidimensional para tridimensional ocorre um considerável aumento do número de parâmetros nodais e devido à complexidade exigida no domínio dos programas em modelagem tridimensional, as pesquisas desenvolvidas pelo método dos elementos finitos até hoje, são em sua maioria em modelos bidimensionais, planos ou axissimétricos.

Para Plácido *et al.* (2007), a análise por elementos finitos também é uma importante ferramenta para explicar a ocorrência de fraturas e discutir a validade dos valores de resistência adesiva nominal obtidos nos ensaios mecânicos, uma vez que fornecem informação sobre a natureza e o estado de tensões nas várias partes da amostra simulada, podendo indicar as regiões mais prováveis de início de uma fratura, ou seja, locais de maior concentração de tensão. De acordo com Jin *et al.* (2016) esta ferramenta serve para simular os esforços sofridos por determinado substrato, tal como usando a análise de elementos finitos no intuito de compreender melhor o potencial do teste, bem como para produzir algum conhecimento teórico no desenvolvimento do teste.

3.5 Contribuição do Estudo

Para que seja entendida a contribuição do estudo, primeiramente foi estabelecida uma linha do tempo, conforme a Tabela 1, mostrando os primeiros estudos dos principais autores até o presente momento no que diz respeito à resistência adesiva de sistemas restauradores.

Na presente Tese foi empregada uma metodologia mais precisa e segura frente aos estudos anteriores da área, pois os ensaios de resistência adesiva, em sua maioria, são abordados de maneira isolada e sua complementação pela análise de elementos finitos auxilia numa visão mais abrangente e correta. A definição simplória dos tipos de fratura ocorridos, como sendo apenas adesivas, coesivas ou mistas limitam a análise do que realmente ocorre na interface, levando a conclusões

genéricas, uma vez que os tipos de falhas descritos na literatura são muitas vezes avaliados apenas com baixa ampliação microscópica, que se somam aos erros de interpretação dos materiais envolvidos na superfície fraturada e à distinção dos modos de falha. Ao se realizar uma análise pelas tensões principais também é um diferencial dos demais estudos abordados em que se adotam como critério de falha de von Mises sendo este para materiais dúcteis, diferentemente do substrato dentário restaurado que se comporta como material frágil à ação de um carregamento. Clinicamente, a contribuição do estudo não se dá apenas no ponto de vista de marketing, abordando a utilização de um sistema adesivo mais resistente e duradouro, mas também, avaliando o que ocorre nas paredes dentárias. Embora o estudo seja pontual ou represente forças adesivas quase que imediatas, serve como ponto de partida para uma posterior análise de degradação dessa junta adesiva.

Tabela 1 - Abordagem histórica dos principais estudos de sistemas restauradores diretos e resistência de união.

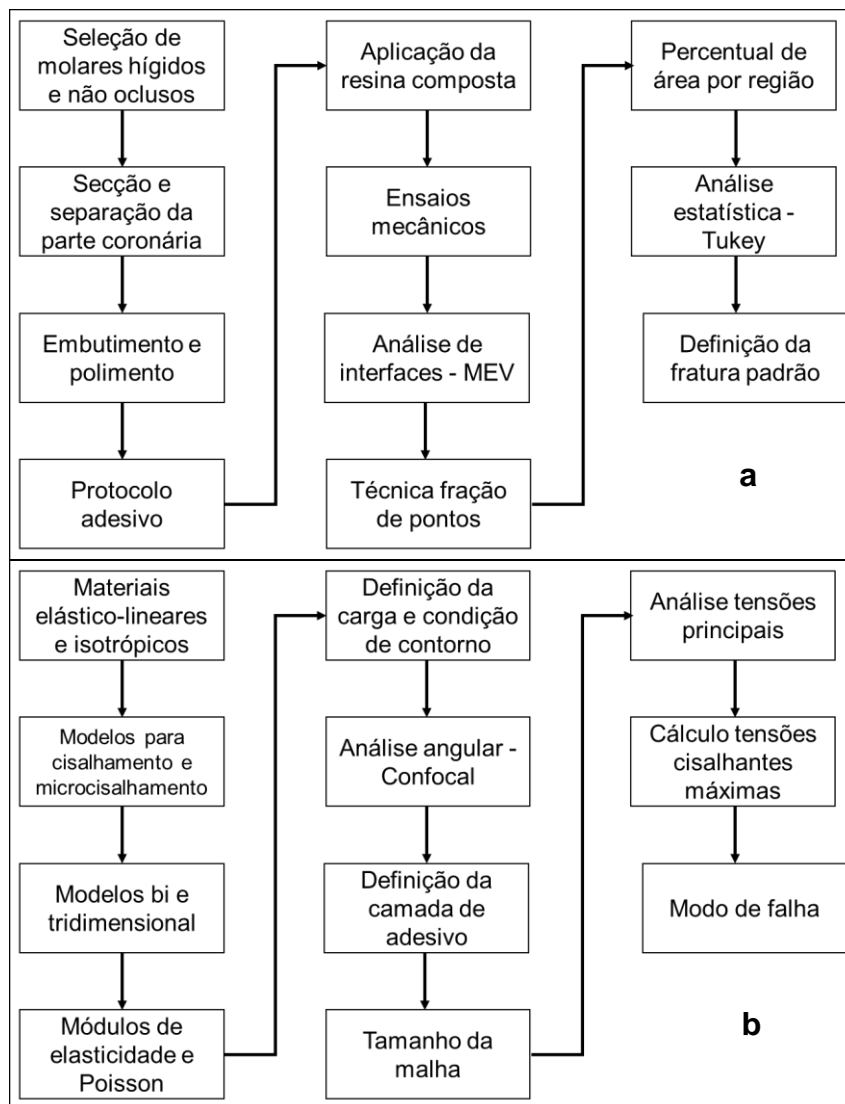
Autor	Ano	Estudo
Buonocore	1955	Abordagem do ácido fosfórico para desmineralização do esmalte.
Bowen	1967	Análise de tensão nominal por tração na dentina - resinas à base de metacrilato.
Konish	1985	Um dos primeiros estudos de deformação e fratura de adesivos dentinários.
Van Noort	1988	Elementos finitos 2D - todo o dente com foco na variação de tensão nas interfaces.
Van Noort	1989	Elementos finitos 2D - resistência adesiva (cisalhamento e tração) com apenas resina e dentina.
Chigira	1989	Adesivos autocondicionantes primeiras gerações.
Marshall	1993	Dentina como principal foco de estudo devido a sua complexidade.
Sano	1994	Começo dos estudos com microtestes.
Bayne	1994	Resina nanoparticulada.
DeHoff	1995	Elementos finitos 3D - cisalhamento com apenas resina e dentina.
Shimada	1999	Aprofundamento nos estudos do microcisalhamento.
Van Meerbeek	2000	Adesivos autocondicionantes últimas gerações.
Ausiello	2002	Elementos finitos 3D - verificando o efeito da camada de adesivo na distribuição de tensões.
Plácido	2007	Elementos finitos 3D - cisalhamento versus microcisalhamento utilizando critério de falha de von Mises.
Xavier	2009	Elementos finitos 3D - cisalhamento versus torção utilizando critério de falha de von Mises.
Braz	2010	Avaliação das diferentes condições de carregamento - cinzel, fio ortodôntico e fita de aço.
Yoshida	2012	Abordagem do 10-MDP.
Kose	2013	Introdução aos sistemas adesivos universais.
Jin	2016	Elementos finitos 3D - diferentes modelos de cisalhamento e ponto de partida de trincas.
Yamauchi	2019	Resistência à fadiga da junta adesiva - aplicação de adesivos universais.

Fonte: Elaborada pelo autor (2020).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para este estudo foram utilizados dentes molares humanos hígidos, mantidos em solução de água destilada à temperatura ambiente até o momento de sua utilização para os ensaios de cisalhamento e microcisalhamento e, posteriormente, para a análise de fraturas. Na Figura 3 está evidenciado o delineamento da metodologia aplicada aos Ensaios Mecânicos e na Figura 4 a metodologia aplicada à Análise de Elementos Finitos.

Figura 3 - Fluxograma da metodologia aplicado (a) aos Ensaios Mecânicos e (b) à Análise de Elementos Finitos.



Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

4.1 Materiais

Os materiais empregados neste estudo e sua composição estão representados na Tabela 2.

Tabela 2 - Materiais utilizados no projeto.

Material	Componentes principais	Fabricante
<i>Adesivo Single Bond Universal</i> ®	Monômero de fosfato, copolímero do Vitrebond, nanopartículas de carga, etanol, dimetacrilatos, HEMA, água, iniciadores e silano.	3M ESPE
<i>Resina Composta Filtek Z350 XT Flow</i> ®	Parte orgânica: BIS-GMA, UDMA, TEGMA, PEGDMA, BISEMA. Parte inorgânica: Zircônia cerâmica, Zircônia / Sílica agregada e iniciadores.	

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

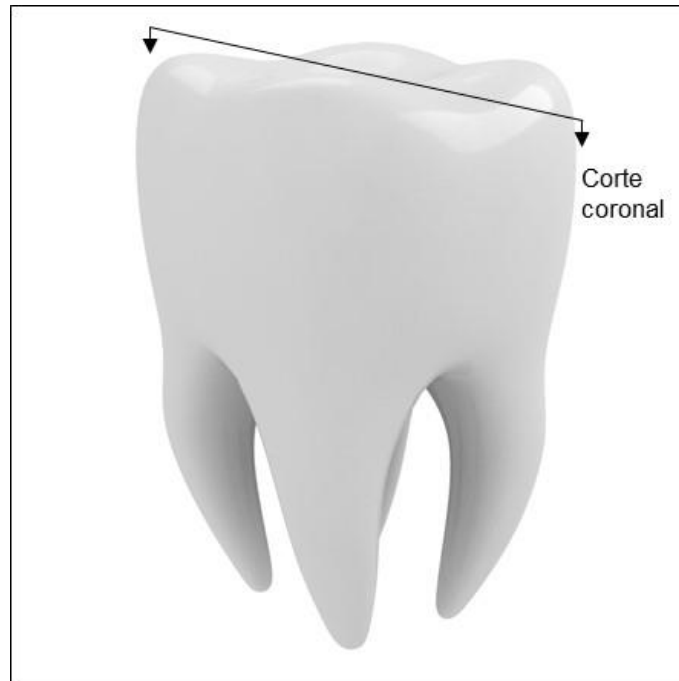
4.2 Método Aplicado aos Ensaio Mecânicos

4.2.1 Confeção e Preparo das Amostras

Foram utilizados no projeto dez dentes molares humanos, hígidos e inclusos, obtidos do banco de dentes do Centro Universitário de Volta Redonda (UniFOA), após aprovação do Comitê de Ética em pesquisa de acordo com o protocolo nº 96577018.9.0000.5237. Os dentes foram lavados em água corrente e limpos antes do armazenamento. O armazenamento se deu em solução de cloramina a 0,5% v/v na primeira semana e, posteriormente, em água destilada com troca semanal conforme ISO/TS 11405 (2003).

A análise aconteceu apenas na parte coronária do dente, sendo assim, as raízes foram cortadas e o dente lavado e seco. Em seguida, os dentes foram seccionados com discos diamantados em baixa rotação (de 250 a 300 rpm) pela máquina de corte ISOMET 1000. Está ilustrado na Figura 4 o plano de corte que foi executado na estrutura dentária, também chamado de coronal.

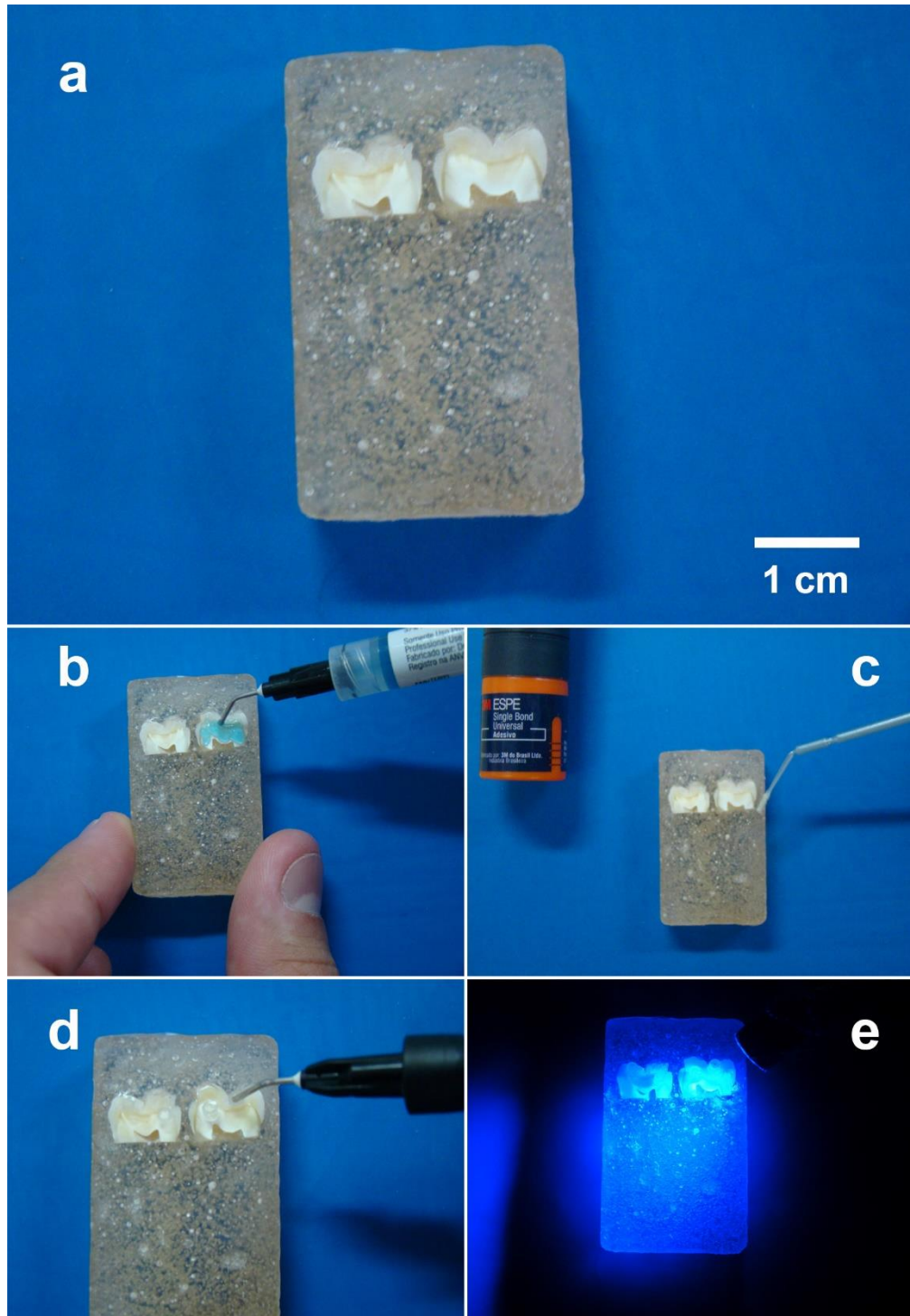
Figura 4 - Desenho esquemático do plano de corte efetuado no projeto.



Fonte: Adaptado Dreamstime (2018).

Após o corte, os dentes foram embutidos em uma matriz de resina acrílica VIP autopolimerizável. Posteriormente, a parte seccionada foi aplainada com lixas d'água de carbeto de silício com granulação crescente de 600, 800 e 1200 na lixadeira Aropol S (AROTEC) e, então, polida com solução de alumina de 1 e 0,5 μm . Depois de polidos, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico a 37% p/p por 15 s em dentina, seguido de lavagem por 20 s e secagem apenas para o esmalte. Por sua vez, a dentina foi protegida com uma bola de algodão para evitar o ressecamento das fibras colágenas. Posteriormente, o adesivo *Single Bond Universal* (3M ESPE) foi aplicado em duas camadas sobre o substrato dentário de forma ativa (esfregando) por 15 s, depois seco com jato de ar a 20 cm durante 5 s e com fotoativação por 40 s. O procedimento de preparo das amostras está evidenciado na Figura 5.

Figura 5 - a) Dente seccionado e embutido. Corte coronal face vestibular mostrando a interface esmalte/dentina; b) Condicionamento com ácido fosfórico a 37% p/p; c) Aplicação do sistema adesivo universal sobre a dentina; d) Resina *flowable* sendo inserida como incremento único nos tubos para confecção dos pinos resinosos; e) Processo de fotopolimerização da amostra.



Fonte: Fotografado pelo autor (2019).

Com o protocolo adesivo, o preparo das amostras segue distinto e dois grupos foram separados conforme a área de contato entre pino resinoso e dentina, ou seja, o primeiro grupo para cisalhamento e o segundo para microcisalhamento contendo 12 amostras cada ($n = 12$).

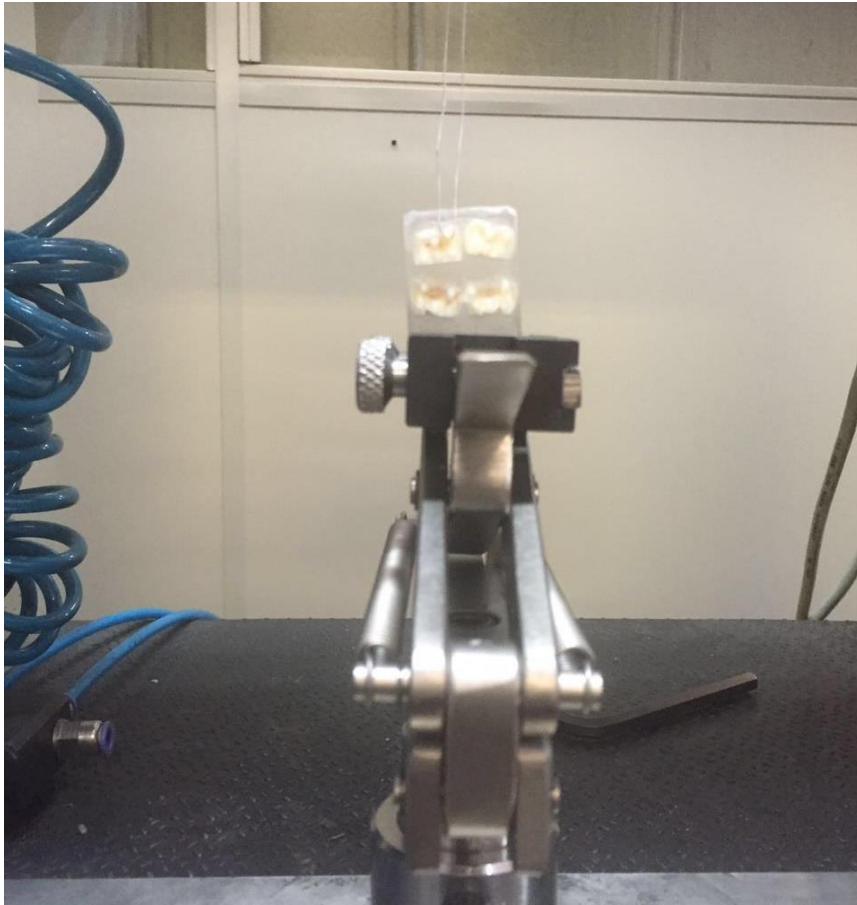
- **G1:** Através de uma matriz de silicone de adição, previamente perfurada com 2 mm de diâmetro, a resina composta *Filtek Z350 XT flow* (3M ESPE) foi aplicada em incremento único e fotoativada por 40 s, com aparelho Valo (ULTRADENT) com potência máxima de 3200 mW/s tendo a finalidade de se obter pequenos cilindros para o ensaio de cisalhamento. Em seguida, a matriz de silicone foi removida e os cilindros foram fotoativados novamente por mais 40 segundos.
- **G2:** Tubos cilíndricos, poliméricos e translúcidos de 1 mm de diâmetro e 2 mm de comprimento foram distribuídos pela superfície da dentina. Assim, a resina composta *Filtek Z350 XT Flow* (3M ESPE) foi aplicada em incremento único dentro de cada tubo e fotoativada por 40 s com potência máxima de 3200 mW/s.

4.2.2 Ensaio de Resistência ao Cisalhamento

Os corpos de prova foram submetidos a testes mecânicos laboratoriais com a finalidade de avaliar a resistência da união ao cisalhamento. Os testes foram realizados pela máquina de ensaio universal EMIC DL2000 com célula de carga de 100 N ou 10 Kgf.

O equipamento apresenta uma garra inferior que fixou o corpo de prova pela base acrílica, de modo a não danificar o dente ou interferir no sistema restaurador. Ao prender os corpos de prova, os cilindros ficaram perpendiculares ao equipamento. Na base superior foi engatado um fio de aço de 0,2 mm de diâmetro de modo pneumático, para isso, foi utilizado um compressor com o intuito de garantir a mobilidade da garra. O carregamento foi realizado com velocidade a 0,5 mm/min até a fratura dos espécimes. O fio de aço envolveu os cilindros do corpo de prova sendo fixado em sua base. A fixação da amostra ao equipamento está representada na Figura 6.

Figura 6 - Fotografia da amostra fixada à máquina de ensaios universais EMIC DL2000.



Fonte: Fotografado pelo autor (2019).

4.2.3 Microscopia Eletrônica de Varredura

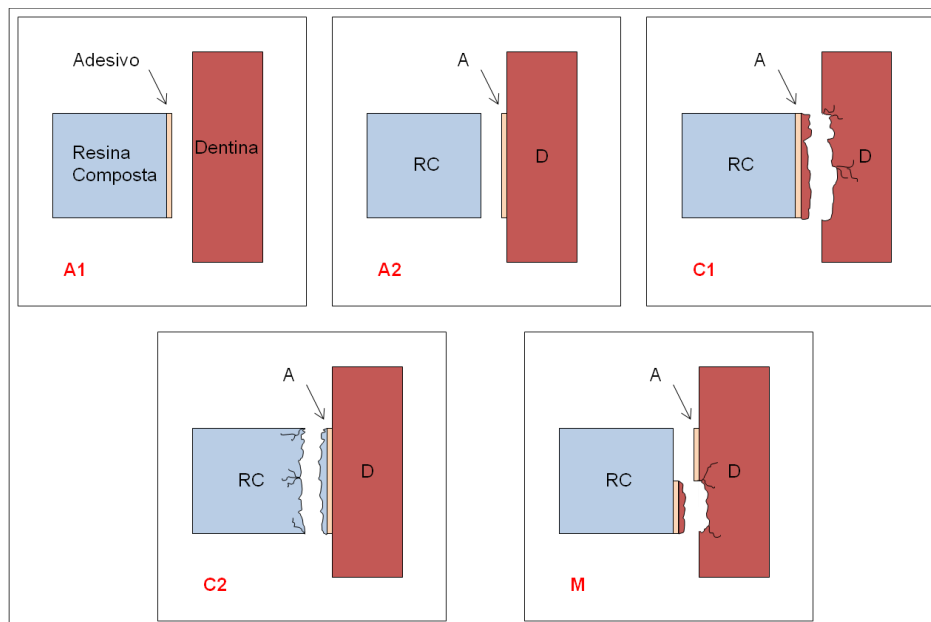
Após os ensaios mecânicos, os dentes seccionados foram retirados da base acrílica e desidratados por imersão em etanol, com concentrações crescentes: 70, 80, 90 e 100% por 15 min em cada solução, sendo que no álcool absoluto (100%) estes permaneceram por 30 min. Após secarem, os dentes foram fixados sobre *stubs* metálicos, com auxílio de fita de carbono e então encobertos com ouro (camada de 1 nm) pelo processo de metalização, aparelho EMITECH K550X. Por fim, foram levados ao Microscópio Eletrônico de Varredura (EVO MA 10 ZEISS) com elétrons secundários para observação da superfície e análise dos tipos de fratura ocorridos durante os ensaios de cisalhamento e microcisalhamento. Estão demonstradas na Tabela 3 as cinco classificações das fraturas conforme observadas. Tais fraturas também estão ilustradas na Figura 7.

Tabela 3 - Tipos de fratura e ocorrência.

Tipo de fratura		Ocorrência
A1	Adesiva em dentina	Adesivo descola da dentina
A2	Adesiva em resina	Adesivo descola da resina
C1	Coesiva em dentina	Dentina fratura
C2	Coesiva em resina	Resina fratura
M	Mista	Coesiva e adesiva simultâneas

Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

Figura 7 - Representação esquemática da classificação dos tipos de fratura, onde: A1) Adesiva em dentina; A2) Adesiva em resina; C1) Coesiva em dentina; C2) Coesiva em resina e M) Mista.



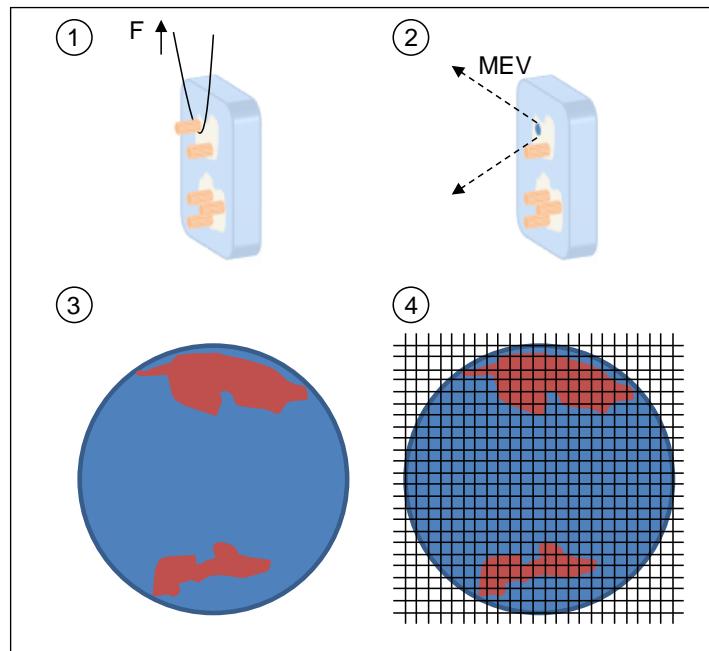
Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

4.2.4 Análise de Percentual de Fraturas

Conforme demonstrado na Figura 8, primeiramente ocorreram os ensaios mecânicos e, posteriormente, as amostras foram levadas ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) para análise de falhas ocorridas. As fraturas foram delimitadas como sendo coesivas, adesivas e mistas, sendo divididas dentro dos grupos específicos: A1, A2, C1 e C2. Para determinar o percentual de cada falha ocorrido utilizou-se a técnica de análise microestrutural e estereológica denominada fração de pontos.

De acordo com Padilha e Filho (2004) esta técnica consiste em se dispor uma rede de pontos sobre determinada área de uma microestrutura por meio da criação de grades em que se contam os interceptos das linhas sobre a área desejada e depois se divide pela quantidade de interceptos totais dentro da amostra, e assim, determina-se o percentual daquela área estudada. Este tipo de análise é amplamente utilizada em metalografia quantitativa para definir, por exemplo, percentual de fases de uma liga metálica e até mesmo quantificar tamanho de grãos.

Figura 8 - Etapas da análise de fração de pontos, onde: 1) ensaio de cisalhamento; 2) amostra levada ao MEV para observação das fraturas; 3) identificação dos tipos de falhas ocorridos; e 4) grade traçada e realização da contagem de pontos por região.



Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

Primeiramente, definiu-se, como referência, a escala da imagem. Depois, uma ferramenta circular foi utilizada para delimitar o interior da fratura e, assim, definir a área a ser analisada. Então, foram criadas as grades sobre a imagem, sendo que somente foram contabilizados os pontos que estavam dentro da área circular predeterminada. O número de pontos para cada amostra foi estabelecido ao passo que se refinou a grade e o percentual de falhas não se alterou. Para que se tivesse uma acuracidade dos resultados seriam necessários 350 pontos, porém, as análises geraram em torno de 400 pontos cada, garantindo assim, a precisão dos resultados. Para os ensaios de cisalhamento adotou-se um parâmetro de $0,008 \text{ mm}^2/\text{ponto}$ e para

microcisalhamento 0,0015 mm²/ponto. Estes parâmetros foram necessários para a definição do tamanho de grade no programa Image J, utilizado para realização destas análises.

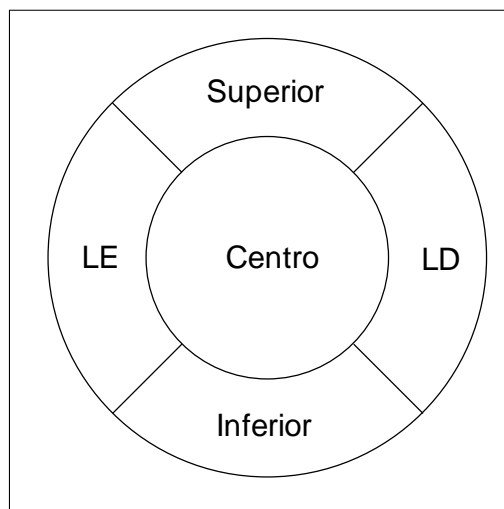
O processo de contagem dos interceptos foi feito manualmente, pois as imagens estando em escala cinza só se conseguia estabelecer duas áreas devido ao contraste. Os percentuais dos 4 tipos de fraturas principais foram calculados, e assim, as fraturas mistas puderam ser analisadas de uma maneira mais significativa, uma vez que ocorreram diferentes tipos destas fraturas.

4.2.5 Definição de um Padrão de Fratura

Em complemento à análise de percentual de área foi realizada uma análise da frequência de falhas por cada região da amostra, criando-se, assim, um padrão de falha para cada ensaio mecânico.

A amostra foi dividida em 5 grandes regiões, sendo o centro delimitado com um raio em torno da metade do raio da fratura e o restante das regiões divididas proporcionalmente conforme mostrado na Figura 9. Em cada amostra foi definido o tipo de fratura que ocorre majoritariamente por região e caso não se pudesse definir, mais de uma fratura seria delimitada àquela região. Depois de verificadas todas as amostras para ambos os ensaios, somou-se os tipos iguais de fratura e foi contabilizada a de maior ocorrência por região.

Figura 9 - As cinco regiões delimitadas na fratura, onde: LE - lado esquerdo e LD - lado direito.



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

4.2.5 Análise Estatística

A resistência adesiva foi medida por meio dos valores de tensão de ruptura obtidos nos ensaios de cisalhamento. Para tais medições foi utilizada a estatística descritiva apresentando valores de tendência central (média), e ainda de dispersão (desvio-padrão). Foi verificada a hipótese de que áreas aderidas distintas produzem efeitos iguais sobre esforços de cisalhamento em dentina. Para isto, os dados foram tratados utilizando o modelo estatístico paramétrico de análise de variância (ANOVA) por meio do programa BioEstat, ou seja, os ensaios mecânicos como fatores independentes e a resistência à adesão como variável dependente. Este teste foi realizado para verificar a rejeição ou não de igualdade de valores médios de resistência adesiva entre os grupos. O nível de significância adotado foi de 5%. Realizou-se o teste de comparação múltipla de Tukey, de modo a avaliar a diferença entre os grupos e qual reproduziu em sua média os maiores valores de resistência.

Também foi aplicado o teste comparativo de Tukey para verificar se a fratura majoritária por região poderia representar toda a região. Caso fosse significativamente maior que as demais, um padrão de fratura representativo seria definido. Nesta análise considerou-se o erro de observação como sendo uma fratura para mais ou para menos.

4.3 Método Aplicado à Análise de Elementos Finitos

4.3.1 Modelo Bidimensional

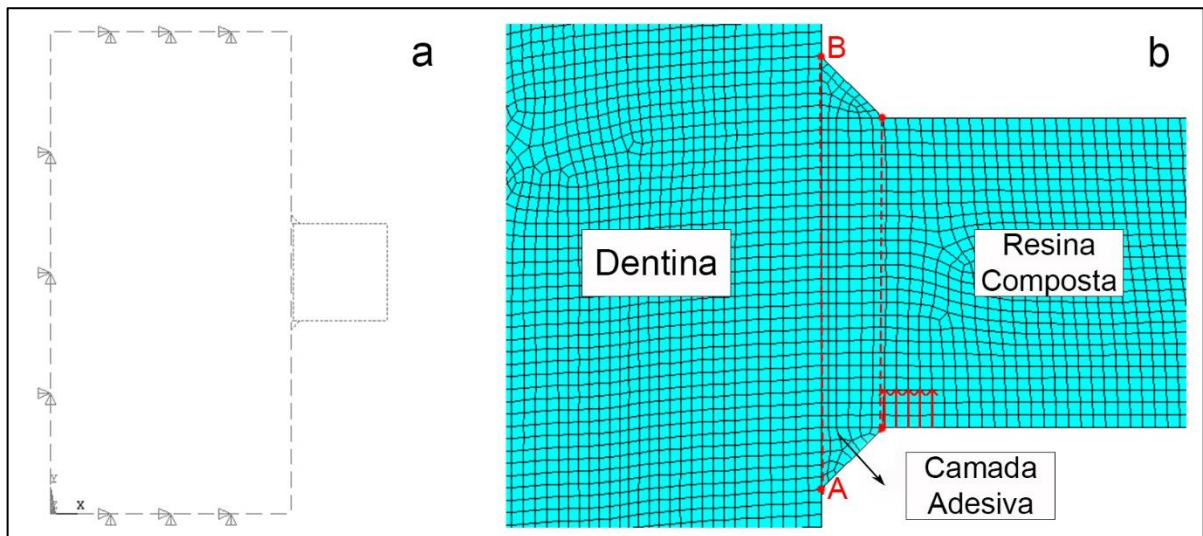
Para uma verificação inicial da distribuição de tensões ao longo da interface adesiva, foram feitas simulações computacionais no programa Ansys 14.0 a partir de um desenho representativo para cada ensaio mecânico. Como simplificação da metodologia, os materiais foram considerados elástico-lineares e isotrópicos. Para este estado plano de tensões o tipo de elemento adotado foi o Plane182 com malhas de 0,04 mm para todos os materiais. O modelo geométrico final foi composto por 37.698 nós para G1 e 36.380 para G2. Para condição de contorno considerou-se a dentina engastada na parte inferior, superior e posterior, conforme evidenciado na Figura 10 (a).

As dimensões da dentina foram estabelecidas como 10 x 5 mm, o sistema adesivo com uma espessura de 0,05 mm e o pino resinoso para o G1 2 x 2 mm e para G2 2 x 1 mm. Ao se realizar o protocolo adesivo na dentina, a resina fluida e o adesivo

se espalham e nas bordas de contato gera uma angulação devido ao molhamento. Para análise de elementos finitos este fator poderia ser preponderante na distribuição de tensões locais da amostra, e assim, variando seu modo de falha.

Para aplicação da carga no modelo foi considerada a carga média dos ensaios laboratoriais: 50 N para cisalhamento e 15 N para microcisalhamento. A carga uniaxial foi aplicada a 0,2 mm no sentido positivo do eixo y e decomposta em 5 vetores próximos aos nós da interface sendo que os segmentos AB representa a interface analisada na distribuição de tensões conforme demonstrado na Figura 10 (b).

Figura 10 - a) Imagem bidimensional representativa do ensaio de cisalhamento. As linhas pontilhadas demarcam os limites dos materiais utilizados e setas representam os pontos de engaste da dentina; e b) Distribuição das cargas (setas) ao longo da superfície resina composta representando o sentido da aplicação da força e a linha de análise da interface AB. Imagem Ansys.



Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

Para o desenvolvimento dos modelos foram utilizados valores dos módulos de elasticidade encontrados por Melo-Silva (2016), integrante da equipe de Biomateriais UFF, por meio de ensaios de ultramicrodureza e os coeficientes de Poisson de acordo com Plácido (2007), estando descritos na Tabela 4.

Tabela 4 - Propriedades mecânicas e dimensões dos materiais utilizados.

Materiais	Propriedades		Dimensões (mm) comprimento x largura	
	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson	G1	G2
Dentina	20	0,23	10 x 5	10 x 5
Resina Composta	11	0,25	2 x 2	2 x 1
Adesivo	5	0,35	0,05 x 2	0,05 x 1

Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

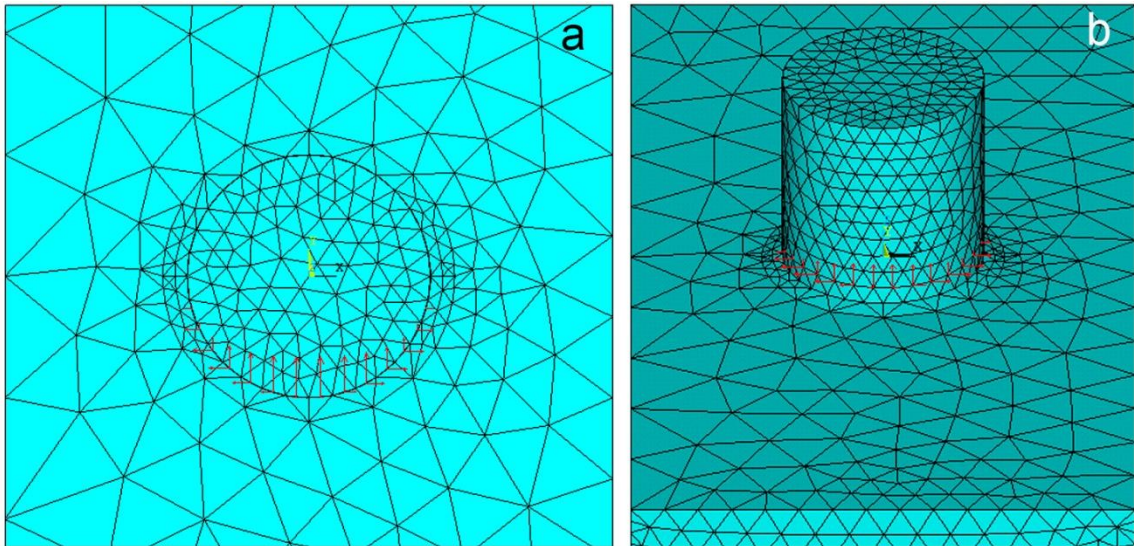
Uma fratura foi levada ao Microscópio Confocal Interferométrico (Leica DCM 3D) para realização de uma análise topográfica. Esta análise consiste em dispor uma linha que define a rugosidade sobre a imagem. A linha deve ser traçada de maneira radial de modo a identificar os relevos da amostra. Por fim, um gráfico foi gerado pelo programa e neste pôde-se aferir a angulação do filete resino, sendo esta angulação utilizada para elaborar os modelos bi e tridimensionais. Dez pontos diferentes ao longo da borda de 5 amostras fraturadas foram analisados, e então, aplicado teste comparativo de Tukey a 5% para verificar se a média geral seria um valor representativo da angulação de todas as amostras.

Já a camada do adesivo foi definida após análise de um corte transversal da amostra por microscopia eletrônica de varredura. A camada de adesivo foi considerada como o sistema adesivo propriamente dito e a camada híbrida.

4.3.2 Modelo Tridimensional

O elemento utilizado para elaboração do modelo tridimensional foi o Solid187, com elementos tetragonais com quatro nós. Após o teste de convergência de malha, o modelo geométrico final foi composto por 39.743 elementos para cisalhamento e 39.494 para microcisalhamento. Para a condição contorno, a dentina também foi considerada engastada na parte inferior, superior e posterior. As dimensões da dentina foram estabelecidas como 5 x 10 x 5 mm, o sistema adesivo com uma espessura de 0,05 mm e o pino resinoso com 2 mm de diâmetro para G1 e 1 mm para G2 e ambos com 2 mm de comprimento. As cargas para o desenho tridimensional foram distribuídas de acordo com a decomposição de forças em 16 nós distintos para G1 e 17 nós para G2 ao longo da interface de modo a representar o contato com o fio conforme demonstrado na Figura 11, seguindo a mesma ideia do modelo bidimensional de 50 N para cisalhamento e 15 N para microcisalhamento.

Figura 11 - Visões frontal (a) e inferior (b) da distribuição das cargas (setas) ao longo da interface representando os esforços cisalhantes no desenho tridimensional para ensaios de microcisalhamento. Imagem Ansys.



Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Para simular o fio ortodôntico as cargas foram distribuídas conforme a decomposição das forças normais (FN) em componentes horizontais (Fx) e verticais (Fy) ao longo de 180° conforme evidenciado nas Tabelas 5 e 6. O valor de F0 foi calculado como sendo a razão entre Fy e $\cos^2\theta$.

Tabela 5 - Simulação da decomposição de forças ao longo da interface para cisalhamento.

Nó	Ângulo (°)	$FN = F0.\cos\Theta$	$\cos^2\Theta$	$Fy = FN.\cos\Theta$ $Fy = F0.\cos^2\Theta$	$Fx = FN.\sen\Theta$ $Fx = F0.\sen\Theta.\cos\Theta$
1	-90	0	0	0	0
2	-78	1,386	0,043	0,288	-1,356
3	-66	2,712	0,165	1,103	-2,477
4	-54	3,919	0,345	2,303	-3,170
5	-42	4,954	0,552	3,682	-3,315
6	-30	5,774	0,750	5,000	-2,887
7	-18	6,340	0,905	6,030	-1,959
8	-6	6,630	0,989	6,594	-0,693
9	6	6,630	0,989	6,594	0,693
10	18	6,340	0,905	6,030	1,959
11	30	5,774	0,750	5,000	2,887
12	42	4,954	0,552	3,682	3,315
13	54	3,919	0,345	2,303	3,170
14	66	2,712	0,165	1,103	2,477
15	78	1,386	0,043	0,288	1,356
16	90	0	0	0	0
		Σ	7,50	50	0

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Tabela 6 - Simulação da decomposição de forças ao longo da interface para microcisalhamento.

Nó	Ângulo (°)	$FN = F0.\cos\Theta$	$\cos^2\Theta$	$Fy = FN.\cos\Theta$ $Fy = F0.\cos^2\Theta$	$Fx = FN.\sen\Theta$ $Fx = F0.\sen\Theta.\cos\Theta$
1	-90	0	0	0	0
2	-79	0,366	0,036	0,070	-0,359
3	-68	0,718	0,140	0,269	-0,666
4	-57	1,044	0,297	0,569	-0,876
5	-46	1,332	0,483	0,925	-0,958
6	-35	1,571	0,671	1,287	-0,901
7	-24	1,752	0,835	1,600	-0,713
8	-13	1,869	0,949	1,821	-0,420
9	0	1,918	1	1,918	0
10	13	1,869	0,949	1,821	0,420
11	24	1,752	0,835	1,600	0,713
12	35	1,571	0,671	1,287	0,901
13	46	1,332	0,483	0,925	0,958
14	57	1,044	0,297	0,569	0,876
15	68	0,718	0,140	0,269	0,666
16	79	0,366	0,036	0,070	0,359
17	90	0	0	0	0
		Σ	7,82	15	0

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Resistência Adesiva

A seguir estão evidenciados na Tabela 7 os valores de resistência adesiva obtidos nos ensaios de cisalhamento (G1) e microcisalhamento (G2) referentes à utilização de sistema adesivo universal aplicado de modo convencional na dentina.

Tabela 7 - Análise de resistência adesiva para os ensaios mecânicos submetidos à aplicação do sistema adesivo universal, onde cada grupo possui 15 amostras distintas.

Amostra	G1: \varnothing 2 mm		G2: \varnothing 1 mm	
	Força (N)	Tensão (MPa)	Força (N)	Tensão (MPa)
1	45	14	16	20
2	51	16	13	17
3	46	15	15	20
4	45	14	15	19
5	49	16	16	20
6	47	15	14	18
7	54	17	15	19
8	51	16	16	20
9	49	16	15	19
10	51	16	16	20
11	55	17	17	22
12	54	17	16	20
13	50	16	16	20
14	49	16	14	18
15	56	18	17	22
Média	50 ± 3	16 ± 1	15 ± 1	20 ± 1

Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

A realização dos ensaios mecânicos serviu como base de revalidação de estudos prévios de Carvalho *et al.* (2016) cujo objetivo foi verificar a variação de resistência adesiva em diferentes cortes dentários para esmalte e dentina. Não houve variação significativa de resistência adesiva nos diferentes tipos de corte para dentina, sendo assim, neste presente estudo adotou-se apenas um plano de corte para análise. No esmalte, o processo de adesão é mais conhecido, seguro e duradouro, porém, conforme estudos prévios de Nakabayashi (1992), diferentemente do esmalte, a aplicação do sistema adesivo se dá em dentina úmida, uma vez que ao desmineralizar o substrato, as fibras colágenas ficam expostas e a umidade é

necessária para se evitar que estas colabem, ou seja, sofram um colapso e percam o poder de adesão. Segundo Martins *et al.* (2008), essa característica e outras, como por exemplo a pressão tubular, podem ocasionar problemas técnicos relacionados à utilização dos sistemas adesivos, principalmente devido às complexas características morfológicas e de composição dos substratos dentinários, e por isso, é objeto de constantes estudos.

Após tratamento estatístico, a resistência de união ao microcisalhamento foi maior que ao cisalhamento (20 ± 1 MPa e 15 ± 1 MPa, respectivamente) a nível de significância de 5% conforme evidenciado no Apêndice A, porém, a força utilizada para microcisalhamento foi menor (15 ± 1 N). Estes valores estão diretamente ligados à natureza das falhas ocorridas nos testes. Devido à maior área de interface pino/dentina no cisalhamento, o substrato dentário ou a resina pode fraturar antes do rompimento do adesivo, levando assim a ocorrência de fraturas coesivas, o que afeta a validade do teste. De acordo com Garcia *et al.* (2002) uma das críticas frequentes ao teste de cisalhamento é que o mesmo induz a união a falhar em um plano determinado pelo ensaio e não pelas características da interface adesiva. Em outras palavras, no teste de cisalhamento, a fratura se inicia no ponto onde o fio metálico aplica a força normal e, portanto, a fratura nem sempre ocorre no ponto mais fraco.

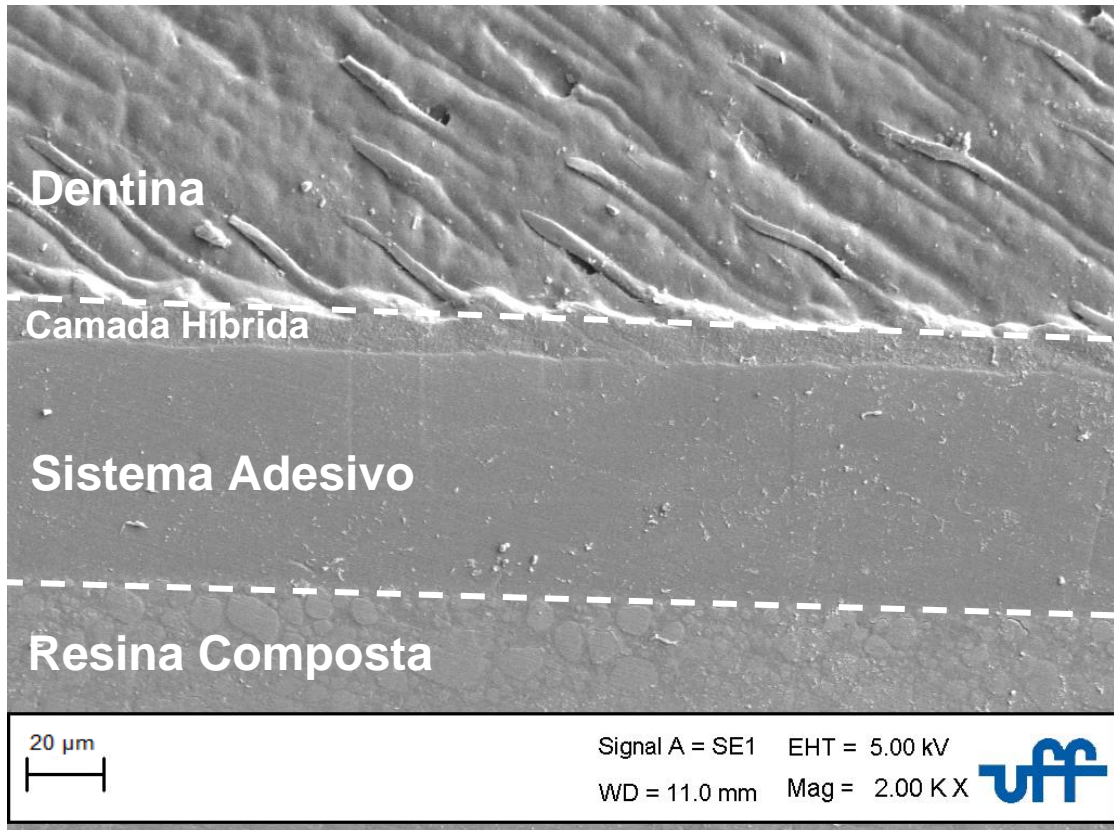
5.2 Camada Adesiva e Angulação do Filete Resinoso

A camada do adesivo foi definida em torno de 0,05 mm ou 50 μ m de espessura após análise de um corte transversal da amostra por microscopia eletrônica de varredura, conforme representado na Figura 12.

A camada de adesivo foi considerada como o sistema adesivo propriamente dito e a camada híbrida, sendo que estes valores estão de acordo com Xavier e Ballester (2013). Para Nakabayashi, Ashizawa e Nakamura (1992) a camada híbrida é resultado da junção polímero e dentina que pode ser estabelecida como a difusão de um monômero à superfície da dentina previamente desmineralizada, dando origem a uma camada micrométrica dentinária e resinosa robusta e ácido-resistente. Martins *et al.* (2008) relataram que esta também pode ser definida como sendo uma zona transitória entre substrato dentinário e resina polimerizada, formada por uma mistura de componentes dentinários, monômeros resinosos e resina polimerizada ao nível molecular. Já Miyazaki *et al.* (2003) elucidaram que mais importante que a espessura é a qualidade da camada híbrida. A durabilidade e força de união entre material

restaurador e dente são necessários para prevenir microinfiltrações e formação de “vazios” ou “buracos” na interface (*gaps*).

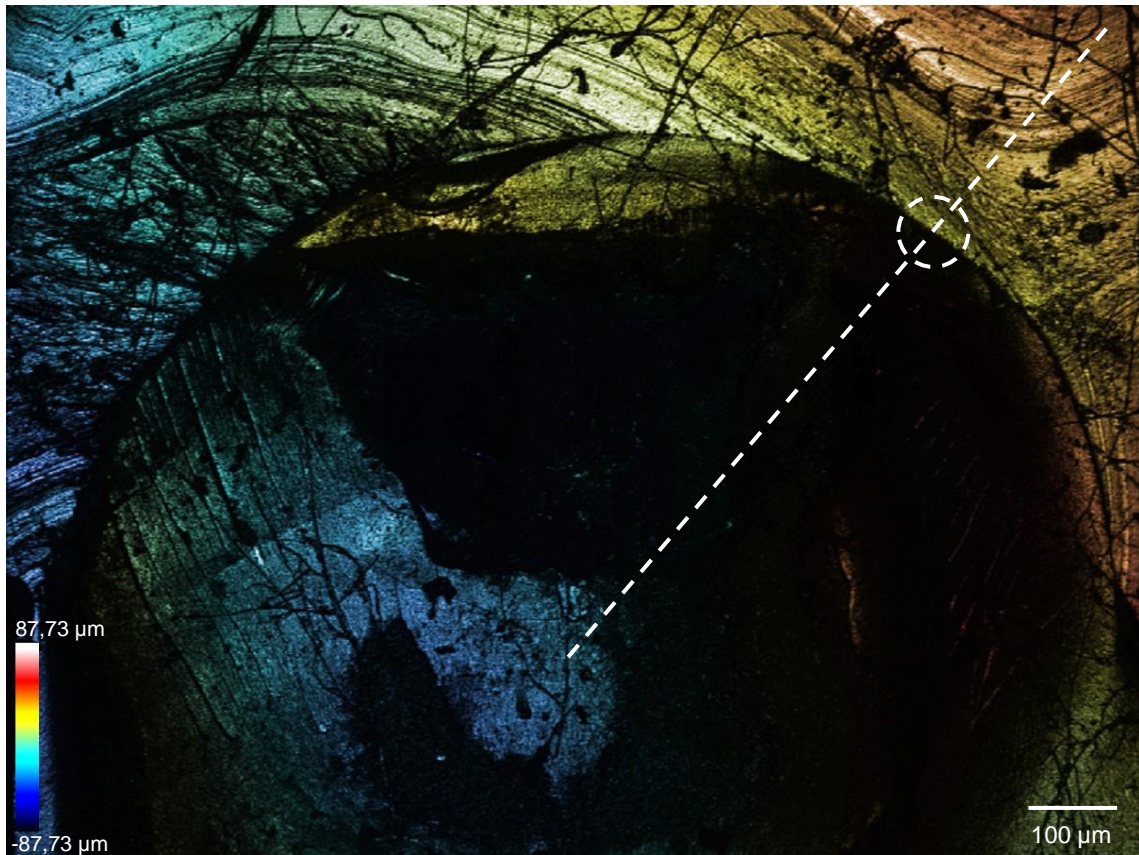
Figura 12 - Imagem micrográfica da interface dentina/resina submetida à técnica de adesão convencional. Imagem MEV.



Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

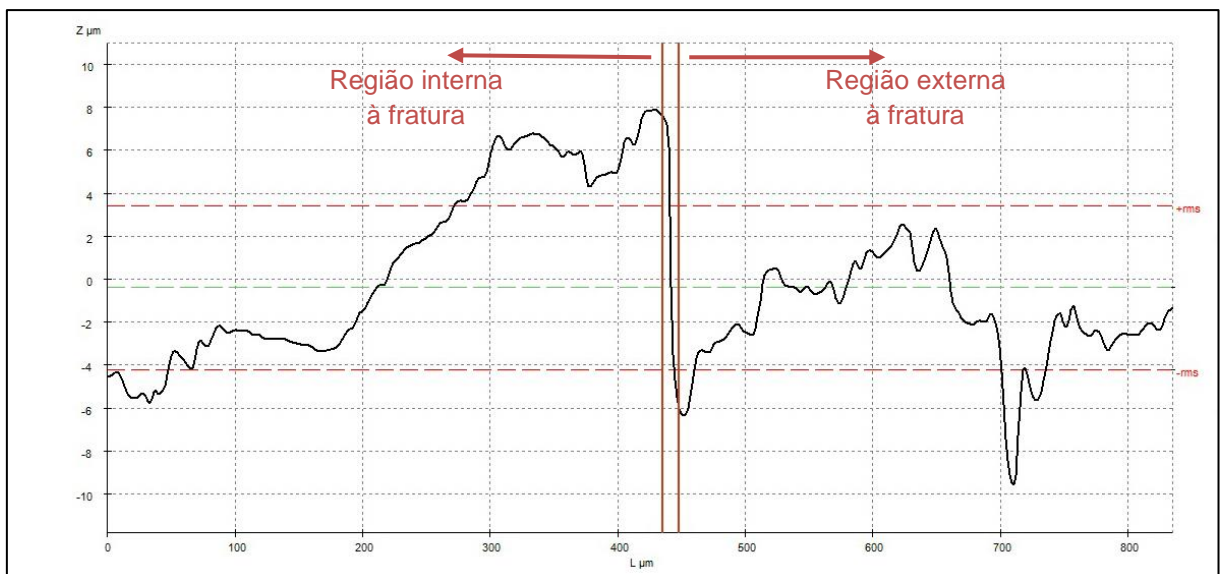
Por meio de microscopia confocal uma imagem topográfica da fratura foi gerada e então uma linha que define a rugosidade nesta faixa foi traçada de maneira radial de modo a identificar os relevos da amostra, conforme mostrado na Figura 13. Um gráfico foi gerado pelo programa e a borda da amostra foi definida entre as barras verticais vermelhas que são utilizadas para se medir a angulação, evidenciado na Figura 14. Ao todo 10 linhas foram traçadas de maneira aleatória em 5 amostras com fratura coesiva em resina, pois assim, pôde-se observar a lateral externa da fratura com mais facilidade. Esta análise é importante, pois assim consegue-se medir com maior precisão a angulação do filete resinoso na borda da restauração, sendo já evidenciada na Figura 10.

Figura 13- Micrografia de uma fratura mista em dentina. A linha tracejada branca identifica a topografia representada graficamente e o círculo branco demonstra o local de análise. Imagem microscópio confocal.



Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

Figura 14 - Representação gráfica da variação de topografia na amostra em seu sentido radial. Entre as barras vermelhas verticais está representada a borda da amostra.



Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

Os valores de média e desvio-padrão para as medidas de angulação da borda da amostra estão representados na Tabela 8 e o tratamento estatístico para comparação múltipla de Tukey está descrito no Apêndice B. De acordo com os resultados coletados e analisados, o ângulo de 45° pode ser um bom valor representativo da média geral.

Tabela 8 - Análise da angulação dos limites da amostra após fratura.

Medida (°)	Amostra				
	1	2	3	4	5
1	50,15	43,44	44,11	45,45	50,34
2	44,50	47,44	47,11	42,34	44,46
3	45,20	49,51	42,87	49,76	42,45
4	44,21	49,89	48,21	45,67	43,64
5	48,33	43,35	45,44	51,34	45,67
6	44,44	50,17	45,12	43,34	47,52
7	43,87	50,22	45,78	39,79	40,12
8	45,78	43,36	43,34	45,21	39,94
9	47,56	44,56	44,36	43,12	45,23
10	48,67	45,76	46,31	48,35	48,56
Média	45,49 ± 2,23	46,6 ± 3,01	45,28 ± 1,67	45,33 ± 3,55	44,85 ± 3,42

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

As primeiras análises dos testes de cisalhamento por elementos finitos aplicados à odontologia restauradora se iniciaram com Van Noort *et al.* (1989). Embora simples, o modelo já previa o filete resinoso com 45° de inclinação, porém, desconsiderava a camada adesiva. Afirmavam ser virtualmente impossível produzir um correto ângulo entre a superfície da dentina e da resina. A escolha do tamanho do filete também deveria ser um pouco arbitrária, pois dependerá da precisão e da qualidade dos moldes usados para a inserção do adesivo e da resina. Em estudos mais recentes, Xavier *et al.* (2009) analisaram a necessidade de se estabelecer este ângulo e compararam as duas geometrias, relatando que no modelo sem filete (ou com ângulo de 90°) pôde-se notar uma maior concentração de tensões próxima ao ângulo reto da borda, porém, para os modelos com angulação de 45° nota-se que a concentração de tensões ocorreu na região do filete resinoso, porém em menor magnitude. Independente da comparação da distribuição de tensões, a análise por microscopia confocal serve para validar a utilização do filete nos modelos de simulação. Porém, mais do que a angulação, há de se preocupar com a espessura do

adesivo, pois seu excesso pode provocar um aumento artificial da resistência à ruptura da interface, fazendo assim, com que mudem as características das fraturas.

5.3 Percentual de Fraturas

Conforme estabelecido, o percentual de cada área de fratura foi definido como o quociente entre os pontos de determinada fratura pelo número de pontos totais inseridos em toda a área delimitada. Os percentuais dessas fraturas obtidos nos ensaios de cisalhamento ou G1 estão evidenciados na Tabela 9. O total da área, em mm², foi obtido pelo programa Image J, em que uma forma circular foi traçada sobre a região da fratura e o valor da área interna foi calculada. Embora a área aderida seja a mesma para todos os espécimes, as áreas variam de uma fratura para outra após os ensaios mecânicos. Então, para se verificar o valor percentual de cada tipo de fratura (A1, A2, C1 e C2), deve-se somar as áreas de fraturas individuais, obtendo-se um valor percentual médio.

Tabela 9 - Percentual de falhas, em área, para os ensaios de cisalhamento.

Fratura	Percentual (%)				Área (mm ²)				Total	
	A1	A2	C1	C2	A1	A2	C1	C2		
1	0	100	0	0	0	3,22	0	0	3,22	
2	57	32,4	0	10,6	2,34	1,33	0	0,44	4,11	
3	0	77,7	13,4	8,9	0	2,60	0,45	0,30	3,35	
4	0	56,1	43,9	0	0	2,60	2,04	0	4,64	
5	2	64,4	33,6	0	0,06	2,05	1,07	0	3,18	
6	87,6	0	12,4	0	3,10	0	0,45	0	3,55	
7	11,5	34,4	28,6	25,5	0,36	1,08	0,90	0,79	3,13	
8	18,8	81,2	0	0	0,58	2,51	0	0	3,09	
9	0	50,3	49,7	0	0	2,34	2,31	0	4,65	
10	14,4	85,6	0	0	0,55	3,29	0	0	3,85	
11	65	14,7	20,3	0	2,16	0,49	0,68	0	3,33	
12	3,8	72,4	23,8	0	0,13	2,30	0,75	0	3,18	
					Total	9,28	23,81	8,65	1,53	43,28
					%Total	21,44	55,01	19,99	3,56	100

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Quase todas as fraturas observadas nos ensaios de cisalhamento foram mistas, sendo estas compostas pela combinação de duas, três ou todas as fraturas. As fraturas coesivas totais foram em torno de 24%. Os ensaios de cisalhamento não são considerados eficazes pela maioria dos autores para a determinação da

resistência adesiva, uma vez que esta resistência se trata da força de união. Para Versluis, Tantbirojn e Douglas (1997), a falha coesiva na dentina geralmente é considerada evidência de que a força de união é superior à força coesiva da dentina. Em seu estudo, a hipótese é que a falha coesiva na dentina se deve em parte à mecânica do teste, ou seja, quando ocorre uma fratura coesiva a resistência estaria associada ao substrato e não à interface. De acordo com Scherrer, Cesar e Swain (2010) em estudos para diferentes sistemas adesivos com ensaios de cisalhamento encontraram valores percentuais de falhas coesivas que variam de 16 a 65%, não diferenciando a coesão em resina ou dentina. Afirmando que se for considerada a incerteza decorrente das falhas mistas para todos os testes de ligação, que podem ser predominantemente na resina ou dentina, os resultados da força de união tornam-se muito pouco confiáveis, pois representam tensões de ruptura resultantes de diferentes materiais com diferentes propriedades mecânicas e, portanto, não podem ser valores representativos de resistência adesiva.

Nos ensaios de microcisalhamento, representados pelo G2, há maior ocorrência de fraturas adesivas e mistas e em percentual de área poucas coesivas, conforme demonstrado na Tabela 10.

Tabela 10 - Percentual de falhas, em área, para os ensaios de microcisalhamento.

Fratura	Percentual (%)				Área (mm ²)				
	A1	A2	C1	C2	A1	A2	C1	C2	Total
1	0	69,5	14,1	16,4	0	0,98	0,20	0,23	1,41
2	0	100	0	0	0	1,50	0	0	1,50
3	100	0	0	0	1,58	0	0	0	1,58
4	84	16	0	0	1,24	0,24	0	0	1,48
5	32,2	67,8	0	0	0,52	1,10	0	0	1,62
6	0	100	0	0	0	1,49	0	0	1,49
7	7,4	63,7	0	28,9	0,10	0,87	0	0,40	1,37
8	16,2	67,6	0	16,2	0,24	1,00	0	0,25	1,49
9	15,2	84,8	0	0	0,21	1,22	0	0	1,43
10	0	71	0	29	0	1,07	0	0,25	1,32
11	14,9	85,1	0	0	0,23	1,28	0	0	1,51
12	0	100	0	0	0	1,54	0	0	1,54
Total					4,12	12,29	0,20	1,13	17,74
%Total					23,22	69,27	1,13	6,38	100

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Diferentemente dos ensaios de cisalhamento, as fraturas coesivas totais dos substratos para o microcisalhamento foram em torno de 7,5%. De acordo com Carvalho *et al.* (2019a), à medida que se diminui a área testada ocorre uma diminuição

das fraturas coesivas, porém, não uma ausência. Com o aumento do percentual de falhas adesivas maior confiabilidade se tem nos resultados de resistência de união. Garcia *et al.* (2002) relataram que embora ambos os testes possuam a mesma configuração e gerem tensões não uniformes nos substratos adjacentes à interface adesiva, a redução da área adesiva ocasiona uma concentração de tensões em menor magnitude, diminuição de falhas coesivas e uma aproximação dos valores reais de resistência de união.

Contudo, para Jin *et al.* (2016) a resistência do material depende do ponto de partida da trinca, ou seja, mesmo com um alto percentual de falhas adesivas, se a trinca partir de um ponto de falha coesiva do material, essa resistência não representará a força de união da interface. Nos primeiros estudos sobre resistência adesiva, Van Noort *et al.* (1989) apontavam as dificuldades de verificar o ponto inicial da falha. Se o substrato a ser aderido for excessivamente fraco ou se conter defeitos de tamanho significantes, a trinca se propagará do substrato para a interface. No entanto, se a força de união for baixa o suficiente, a falha começará no ponto de tensão máxima da interface. Cuy *et al.* (2002) já alertavam sobre os cuidados no preparo das amostras para se evitar defeitos. A utilização da cuba ultrassônica no procedimento de limpeza dos espécimes, por exemplo, poderia gerar trincas prematuras no substrato dentário comprometendo o processo restaurador, e conseqüentemente, a validade dos ensaios mecânicos. Sendo assim, a ideia de determinação de percentual de falhas se torna mais confiável caso se consiga estabelecer uma periodicidade de fratura para ambos os ensaios e o ponto inicial da falha.

5.4 Padrão de Fraturas

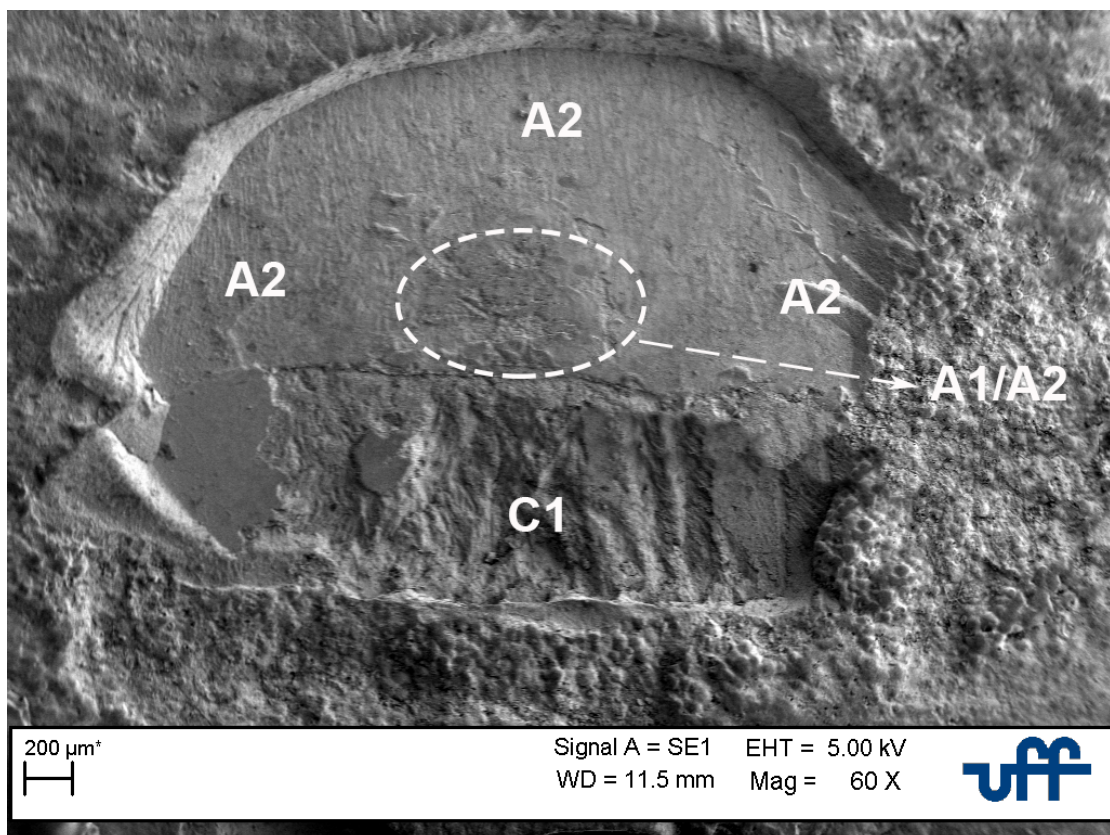
Para entender melhor a configuração das falhas após ensaios mecânicos foi estabelecido um padrão destas falhas por meio da maior ocorrência das mesmas em determinada região da amostra. Conforme abordado, a área da fratura foi dividida em 5 regiões (centro, superior, inferior, lado direito e lado esquerdo) e verificado o tipo de falha que ocorre em cada uma destas regiões. Na Tabela 11 estão representados os tipos de falha ocorridos por região bem como o de maior frequência para os ensaios de cisalhamento e está evidenciada na Figura 15 uma imagem micrográfica de uma fratura representativa deste ensaio.

Tabela 11 - Localização das fraturas por região após ensaios de cisalhamento.

Fratura	Localização da fratura				
	Superior	Inferior	Centro	Lateral esquerda	Lateral direita
1	A2	A2	A2	A2	A2
2	A1	C2	A1/A2	C2	A2
3	A2	C1	A2	A2	C2
4	C1	C1	C1	A2	A2
5	A2	C1	A1/A2	A2	A2
6	A1	C1	A1	A1	A1
7	A2	C1/C2	A1/A2	C1	A2/C2
8	A2	A2	A1/A2	A2	A2
9	A2	C1	A2	C1	A2/C1
10	A2	A2	A1/A2	A1/A2	A1/A2
11	C1	A1	A1/A2/C1	A1/A2	A1
12	A2	C1	A1/A2	A2	A2
Maior ocorrência	A2	C1	A1/A2	A2	A2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Figura 15 - Imagem micrográfica de uma fratura mista representativa dos ensaios de cisalhamento. Imagem MEV.



Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

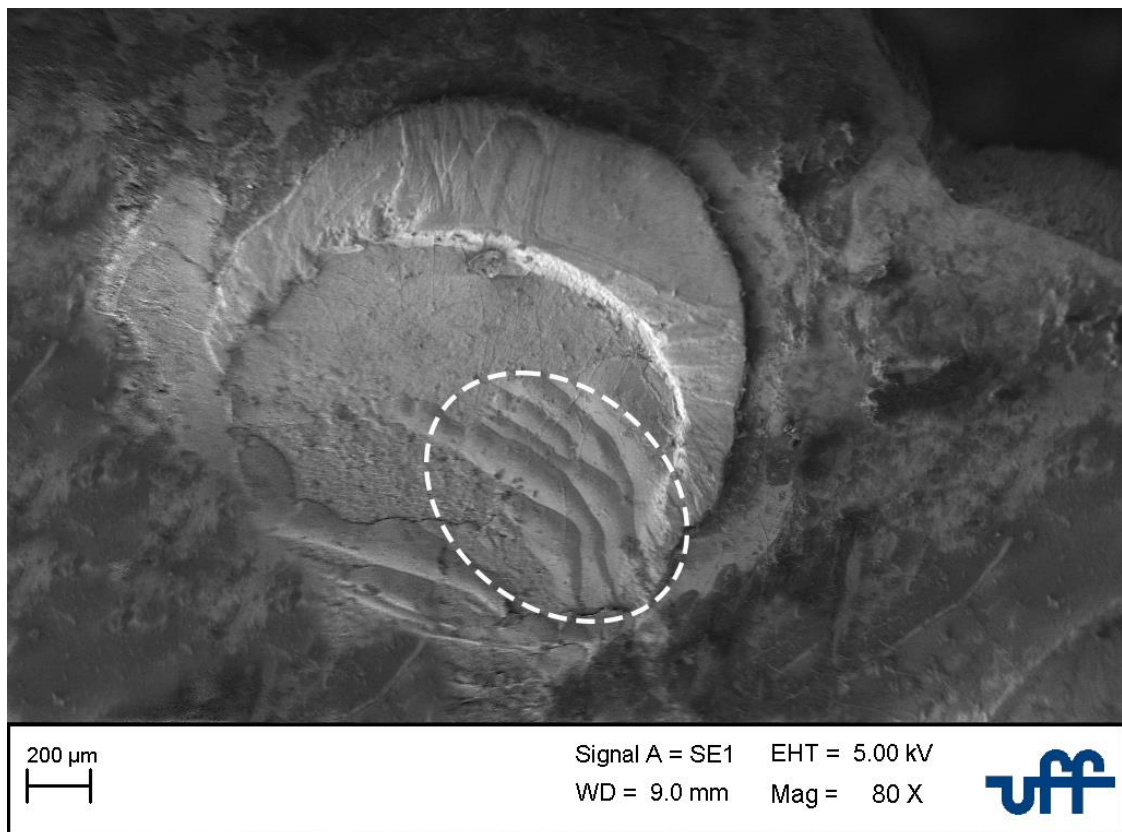
O padrão foi estabelecido como A2 nas laterais e parte superior, A1 e A2 na região central e C1 na parte inferior. Espera-se que as laterais possuam o mesmo perfil de fratura e caso a trinca se inicie na região inferior ocorrerá possivelmente um processo de transição de fraturas, iniciando com o rompimento da dentina (C1), seguindo por uma coesão do adesivo (A1/A2) e terminando com uma falha da interface adesivo/resina (A2). Para definição deste padrão foi realizada a análise de variância ANOVA e o teste comparativo de Tukey a 5% conforme resumido no Apêndice C.

Ao se analisar a interface, dois tipos de fraturas adesivas podem ocorrer: entre o adesivo e a dentina (A1) e entre o adesivo e a resina (A2). Nos primeiros estudos sobre análise de fraturas, Van Noort *et al.* (1991) relataram que o uso excessivo do adesivo poderia provocar um aumento artificial da resistência da interface. Uma das explicações sugeridas pelos autores foi que essa resposta pode ter sido influenciada pela força de união entre o adesivo e o compósito. Ocorre uma forte ligação química nesta interface, pois seus componentes básicos são os mesmos, podendo o adesivo ser considerado uma resina de baixíssima viscosidade e carga, sendo esta associada a nanopartículas inorgânicas. Quando se analisa a interface entre o adesivo e dentina sabe-se que durante o protocolo adesivo ocorre a penetração deste adesivo nos túbulos dentinários e também a sua interação com as fibras colágenas. Além de uma interação mecânica, Yoshida *et al.* (2012) evidenciaram que, principalmente, o 10-metacrilóiloxidecil di-hidrogênio fosfato (10-MDP) foi adicionado aos sistemas adesivos atuais no intuito de melhorar a adesão dos tecidos mineralizados por meio de ligações químicas e garantir maior longevidade nos tratamentos. Estudos mais recentes de Carvalho *et al.* (2019b) mostram que a diferença se dá na ausência de uma zona híbrida quando se trata de sistemas adesivos universais. Esta zona é característica de uma inadequada infiltração de monômeros resinosos na parte inferior da camada híbrida, evitando o selamento da mesma. Com a aplicação dos sistemas universais, os grupos carboxílicos/fosfato deste monômero ligam-se ionicamente ao cálcio presente na hidroxiapatita formando nanocamadas salinas e aumentando o seu selamento. Logo, é de se esperar que ocorra maior percentual de fraturas A2 que A1, uma vez que a interação adesivo/dentina tem se mostrado mais forte.

Konishi e Tuner (1985) realizaram um dos primeiros estudos de deformação e fratura de adesivos dentinários. O ensaio mecânico realizado foi muito semelhante ao cisalhamento, tendo esse, sido denominado de clivagem ou tração diametral, com a

utilização de uma lâmina metálica. Apesar de ser interesse de seu estudo a propagação de trincas, notou também que havia uma região de desprendimento fibroso do adesivo à base de Bis-GMA. Estes traços fibrosos, curvos e arredondados são evidência da ocorrência de uma deformação plástica localizada durante a fratura predominantemente frágil e estão alinhados na propagação das trincas, conforme evidenciado na Figura 16. Deve ser lembrado que a ocorrência destas falhas se dá em milésimos de segundo e esta característica pode justificar a fratura coesiva do sistema adesivo, denominada de fratura A1/A2, ou a transição entre a falha na interface e a falha no substrato dentário.

Figura 16 - Imagem micrográfica de uma fratura mista após ensaios de microcisalhamento. Dentro da região circular estão representados os descolamentos fibrosos. Imagem MEV.



Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Para os ensaios de microcisalhamento o padrão foi estabelecido como sendo A2 para todas as 5 regiões. Na Tabela 12 estão representados os tipos de falha ocorridos por região bem como o de maior frequência e está demonstrado na Figura 17 uma imagem micrográfica de uma fratura representativa deste ensaio. Para

definição deste padrão foi realizada a análise de variância ANOVA e o teste comparativo de Tukey a 5% conforme resumido no Apêndice D.

Este padrão de falha pôde ser notado em ensaios realizados 24 horas após o preparo da amostra. Porém, Dellazzana *et al.* (2008) verificaram a resistência de união ao microcissalhamento de restaurações poliméricas com diferentes sistemas adesivos em dois tempos de condicionamento (24 horas e 6 meses). Comparativamente ao presente estudo, em que os ensaios foram realizados 24 horas após o preparo das amostras, não houve ocorrências de fraturas totalmente coesivas para nenhum grupo de estudo. Para um período de armazenamento de 6 meses associado à termociclagem não houve diferença significativa em relação a falhas coesivas, mas entende-se que o tipo de fratura adesiva poderia mudar (de A2 para A1).

Embora não abordado neste projeto, ao longo do tempo ocorre a fragilização da interface adesiva que pode estar associada à degradação hidrolítica do adesivo ou das fibras colágenas desmineralizadas e não impregnadas pelo adesivo, o que justifica essa mudança de comportamento na interface ao longo do tempo e que a falta de diferenciação entre tipos de fraturas adesivas ou qualquer outra pode levar a uma análise genérica do que ocorre nesta interface.

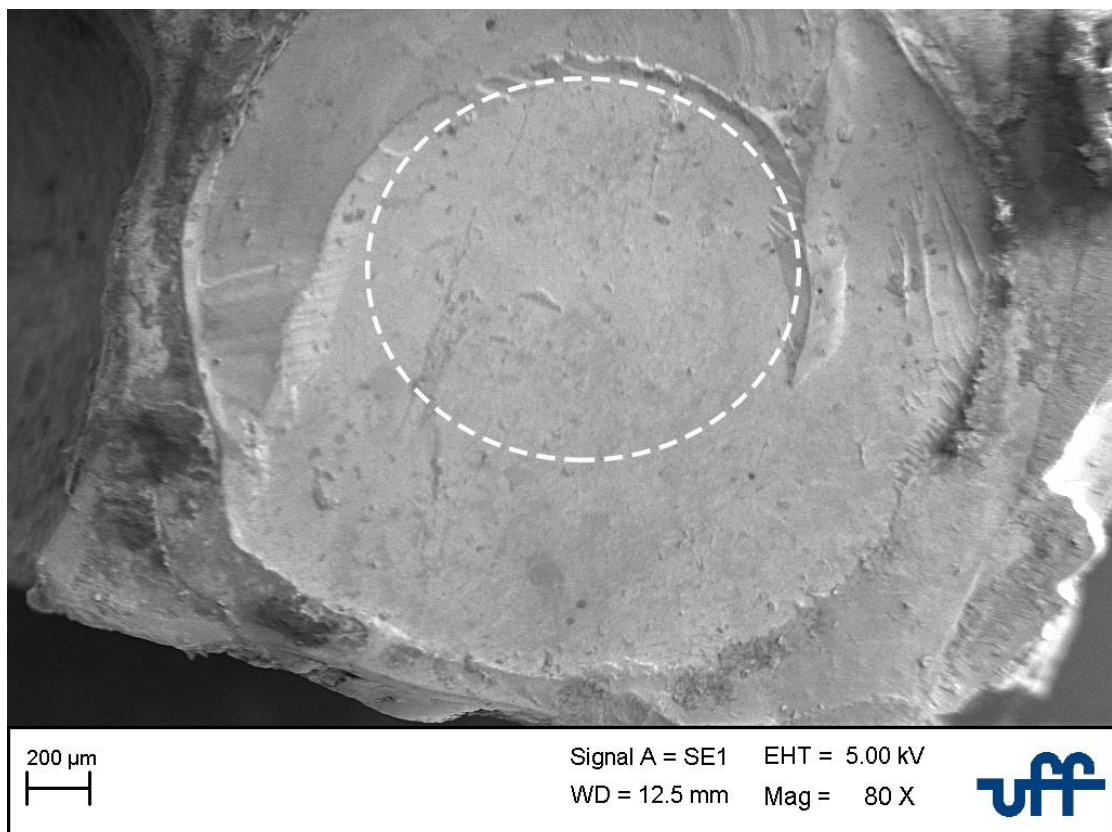
Tabela 12 - Localização das fraturas por região após ensaios de microcissalhamento.

Fratura	Localização da fratura				
	Superior	Inferior	Centro	Lateral esquerda	Lateral direita
1	C1/C2	A2/C2	A2	A2	C2
2	A2	A2	A2	A2	A2
3	A1	A1	A1	A1	A1
4	A1	A1	A1/A2	A1/A2	A1/A2
5	A2	A1	A1/A2	A2	A2
6	A2	A2	A2	A2	A2
7	A2/C2	C2	A1/A2	A2	C2
8	C2	A2	A2	A1/C2	C2
9	A2	A2	A2	A2	A2
10	C2	C2	A2	A2/C2	A2
11	A2	A2	A1/A2	A2	A2
12	A2	A2	A2	A2	A2
Maior ocorrência	A2	A2	A2	A2	A2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

De acordo com o perfil de fratura dos ensaios de microcisalhamento a falha se inicia e encerra na interface, diferente do ocorrido com os ensaios de cisalhamento. Scherrer, Cesar e Swain (2010) realizaram um estudo de revisão da literatura para compilar e comparar dados de força de ligação de 1998 a 2009 para seis adesivos aderidos à dentina usando os quatro principais testes de adesão e apontaram que os modos de falha mistos relatados pelos autores geralmente não descrevem a porcentagem de falha coesiva por material, sendo que o alto percentual de falha coesiva em dentina ou em compósito terá um impacto na dispersão dos dados de força de ligação o que poderia invalidar o modelo, uma vez que a resistência adesiva deve estar associada ao adesivo e não à força coesiva dos substratos.

Figura 17 - Imagem micrográfica de uma fratura A2 após ensaios de microcisalhamento. A região circular representa a parte interior da fratura. Imagem MEV.



Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Conforme previamente abordado, Xavier e Ballester (2013) também ressaltaram a necessidade de se fazer uma análise fractográfica da superfície de fratura para localizar o início da falha e, a partir desta análise, devem ser descartados os resultados referentes aos espécimes cuja fratura não tenha iniciado na interface

adesiva, uma vez que a força utilizada no cálculo da tensão nominal se refere ao ponto de partida de uma falha na estrutura. Vale ressaltar que em fraturas mistas, por exemplo, mesmo havendo quantidade significativa de regiões com falhas coesivas, o valor de resistência deve ser descartado, se e somente se, for possível prever o início da fratura em um ponto de quebra do material e não da interface adesiva.

5.5 Análise de Elementos Finitos

Ao se realizar os ensaios mecânicos, as tensões de ruptura obtidas nos corpos de prova representam uma tensão média, não levando em consideração a distribuição de tensões ao longo do material restaurado. Van Noort, Cardew e Howard (1988) analisaram que os ensaios ofereciam apenas um valor nominal para a força de ligação, pois é calculado a partir do valor da carga aplicada na ruptura dividida pela área da superfície aderida. Essas tensões locais podem ser muito superiores aos valores brutos ou nominais, pois a distribuição de tensões na interface está longe de ser uniforme. Sendo assim, verificou-se a necessidade de uma análise por MEF que nos permite determinar valores locais reais de tensão na linha de união de qualquer arranjo de teste estabelecido. Embora este seja restringido pelas características do modelo gerado, fornece uma análise útil do que se passa na interface ligada de uma geometria complexa na presença de uma carga aplicada.

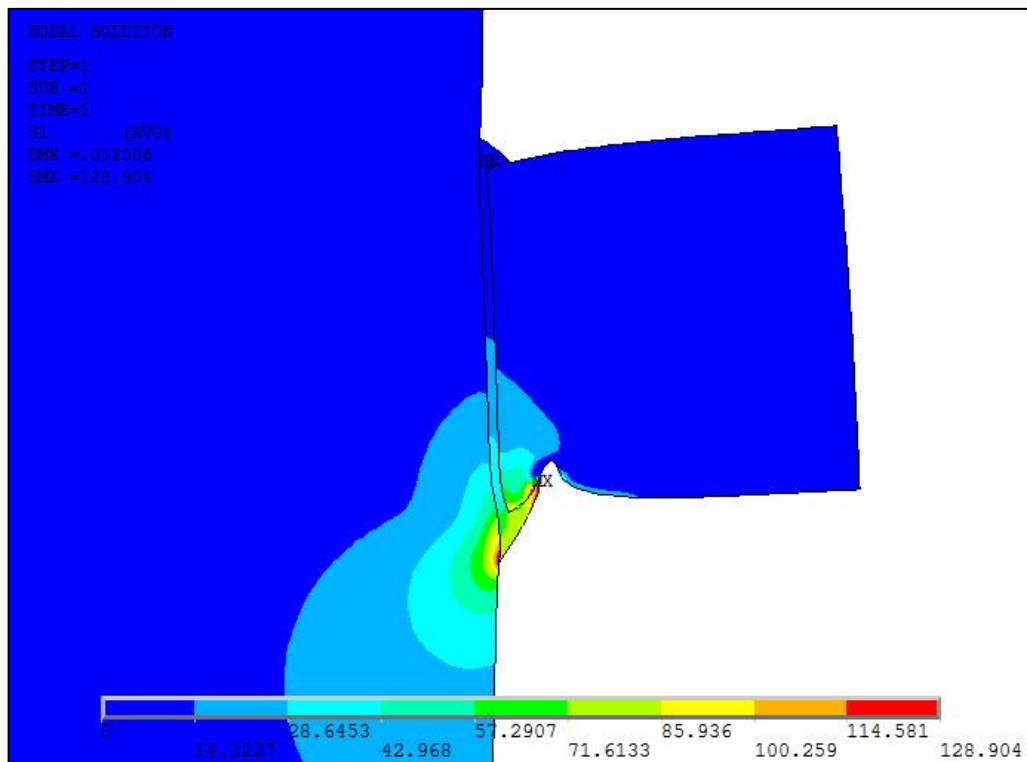
Ausiello, Apicella e Davidson (2002) realizaram estudos de elementos finitos para verificar o efeito das propriedades da camada adesiva na distribuição de tensões em um dente restaurado, abordando 3 tipos de carga oclusal distintas. O critério de falha abordado foi o de von Mises, sendo este aplicável a materiais dúcteis. Sabe-se que o dente, bem como seus materiais restauradores quando submetidos a um carregamento se comportam de maneira frágil. Sendo assim, a análise deste projeto é baseada nas tensões principais e não de acordo com os critérios de von Mises.

5.5.1 Cisalhamento

De acordo com o modelo bidimensional analisado no presente projeto, a distribuição de tensões locais para os ensaios de cisalhamento referentes à primeira tensão principal ou S1 está demonstrada na Figura 18 e referente à terceira tensão principal ou S3 na Figura 19.

Pode-se observar que a variação de tensões S1 se estende desde a interface adesiva até a dentina. Os resultados mostram que a tensão principal máxima é encontrada no ângulo entre o adesivo e a dentina, o que sugere uma soma de dois fatores de concentração de tensão: uma angulação acentuada e a proximidade da região de aplicação de carga. Na variação de tensões S3 o perfil se assemelha a S1, porém, por serem tensões características de compressão pode-se notar que no lado oposto à aplicação da força ocorrem tensões compressivas, o que era de se esperar devido à própria natureza do ensaio.

Figura 18 - Simulação em MEF, tensão principal S1 para ensaios de cisalhamento em estado plano de tensões (visão lateral). Imagem Ansys.

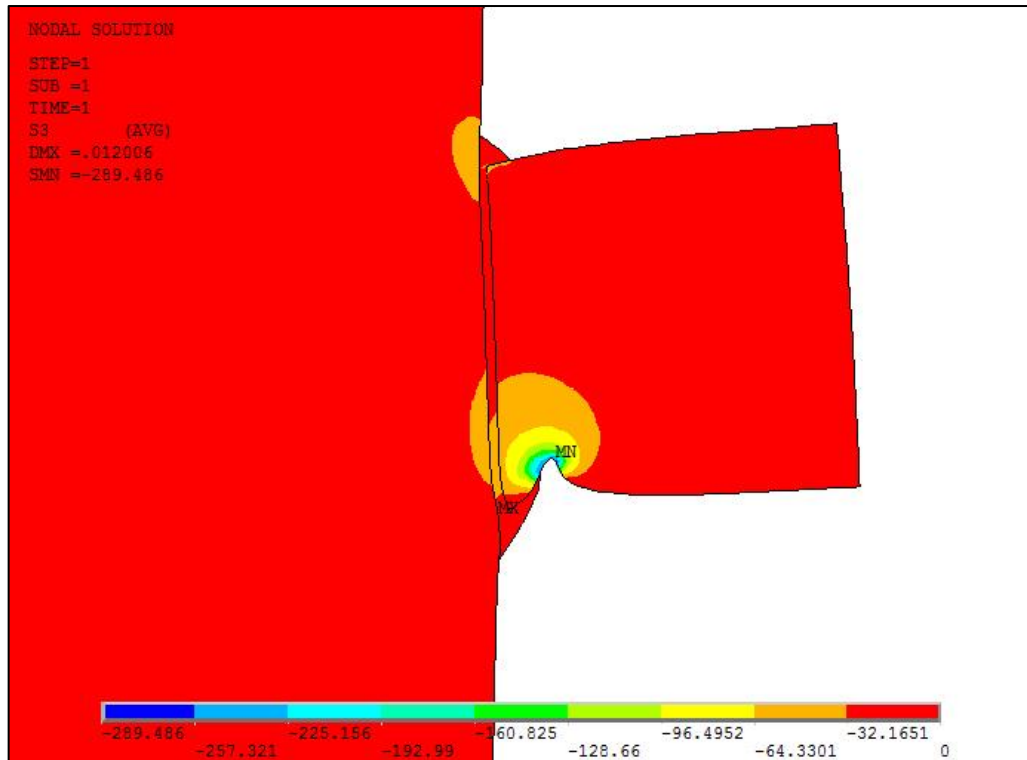


Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

De acordo com Van Noort *et al.* (1991) existe uma maior concentração de tensão no ângulo entre compósito e adesivo e isso pode ser um indicativo de que a fratura começa nesse local. Afirmaram ainda que os valores obtidos são mais realistas quando se analisa a interface dentro dos limites próximos ao cilindro. Já em estudos de Xavier *et al.* (2009), não houve delimitação em nenhum ensaio, principalmente pela dificuldade em se estabelecer uma delimitação perfeita para as amostras de tamanho micro. Relataram também que ao delimitar a extensão do adesivo sob o cilindro

poderia funcionar como um concentrador de tensões na interface, sendo fonte de defeito em uma área crítica do modelo.

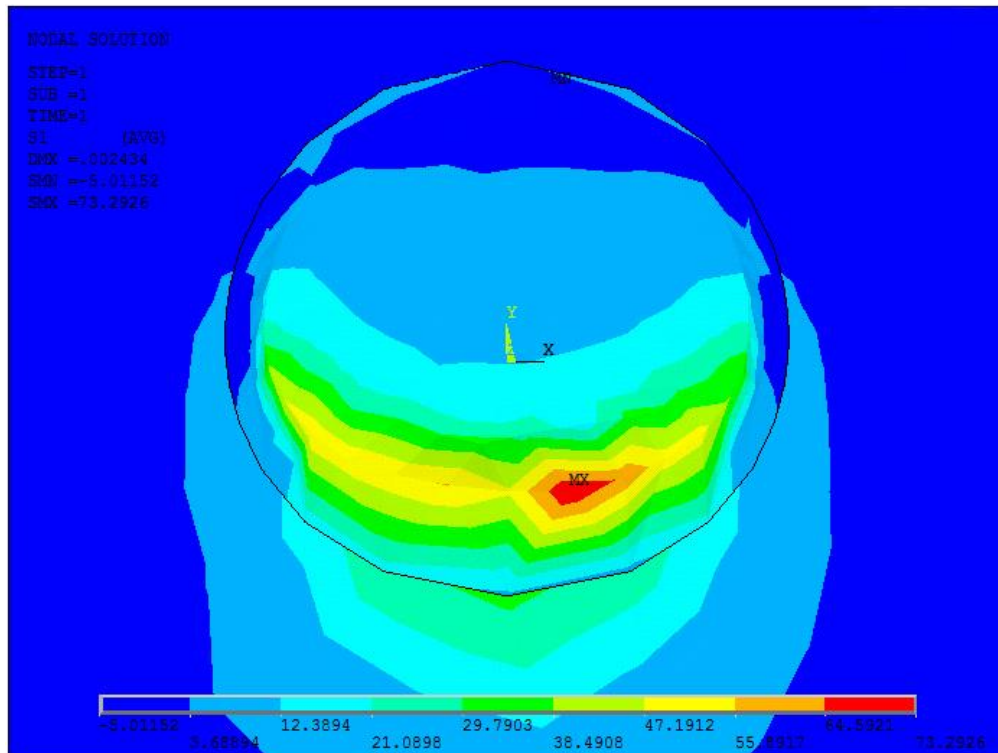
Figura 19 - Simulação em MEF, tensão principal S3 para ensaios de cisalhamento em estado plano de tensões (visão lateral). Imagem Ansys.



Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

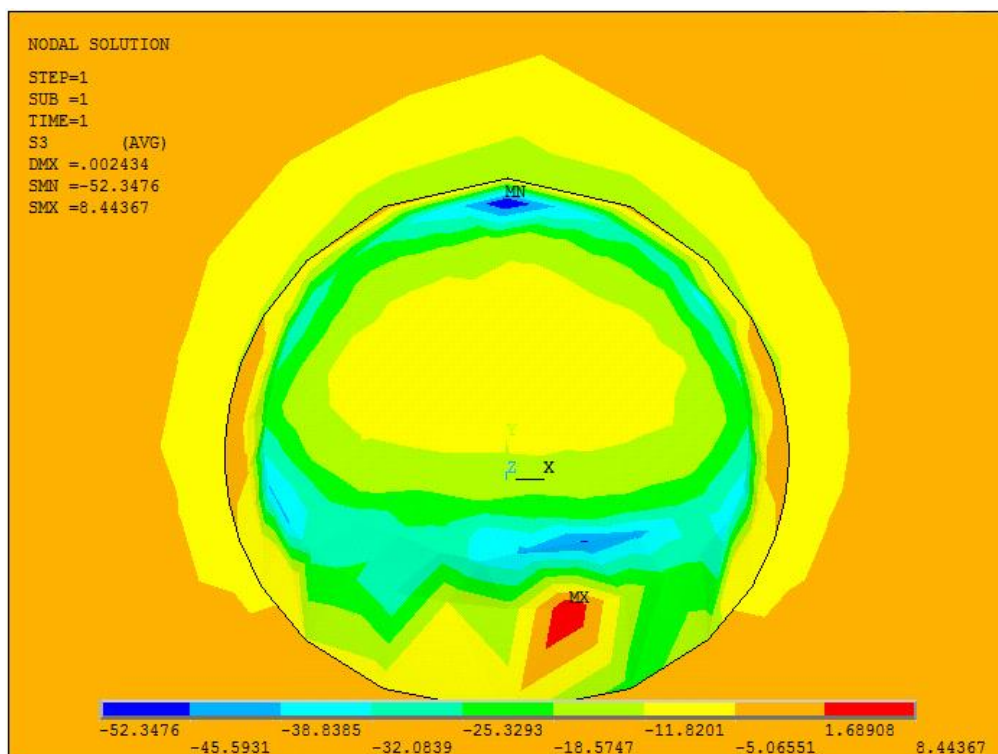
Para os modelos tridimensionais as distribuições de tensões principais S1 e S3 estão representadas nas Figuras 20 e 21. O valor de tensão máxima de S1 foi de aproximadamente 73 MPa e mínima de S3 de - 52 MPa. Ao passo que para o modelo bidimensional a tensão máxima de S1 é de 129 MPa e de S3 a mínima - 289 MPa. A diferença na distribuição se dá principalmente à geometria dos modelos. O estado plano de tensões considera a terceira dimensão como unitária, transformando assim o cilindro em uma barra e afetando principalmente o cálculo da tensão nominal. Porém, algumas características se assemelham em ambos os modelos, como o valor máximo de tensão no ponto de aplicação da força, a variação de tensões partindo da interface para a dentina e presença de forças compressivas no lado oposto à aplicação da carga.

Figura 20 - Simulação em MEF, tensão principal S1 para ensaios de cisalhamento em modelo tridimensional (visão frontal da dentina). Imagem Ansys.



Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

Figura 21 - Simulação em MEF, tensão principal S3 para ensaios de cisalhamento em modelo tridimensional (visão frontal da dentina). Imagem Ansys.

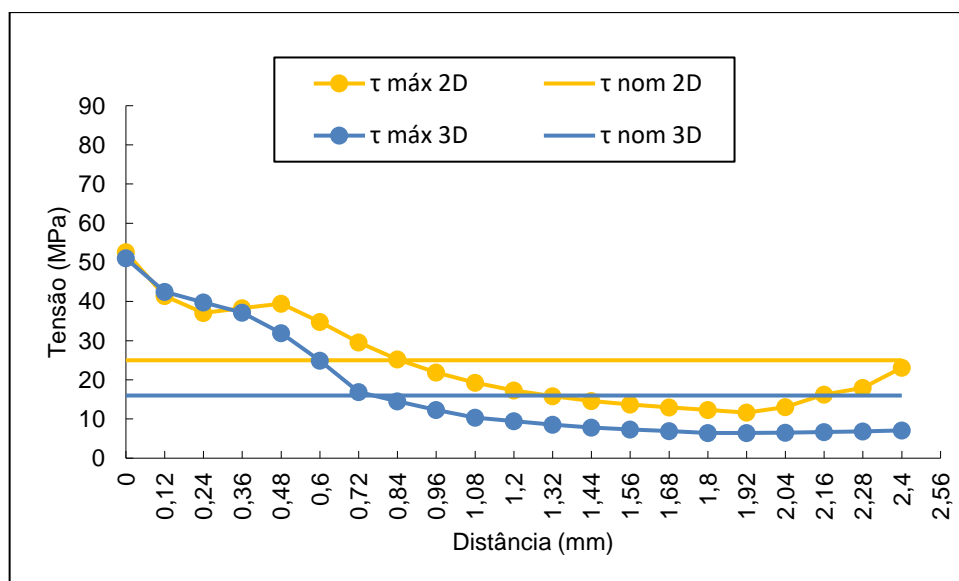


Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

De todo modo, tem-se a necessidade de verificar a distribuição de tensões principalmente ao longo da interface AB, conforme já evidenciado na Figura 10. Na Figura 22 estão representadas as curvas das tensões cisalhantes obtidas no presente estudo ao longo desta interface, em que o τ_{nom} representa a tensão cisalhante nominal ou média, e portanto, é constante ao longo da interface, sendo calculada por $\tau_{nom} = \frac{F}{A}$ onde F representa a força do ensaio e A à área transversal da aplicação da força; e o $\tau_{máx}$ representa as tensões de cisalhamento máximas considerando um estado de tensões tridimensionais sendo obtido pela equação $\tau_{máx} = \frac{(S1-S3)}{2}$. Os valores de $\tau_{máx}$ foram calculados a partir da variação de S1 e S3 ao longo da interface, sendo estes valores adquiridos do Apêndice E. Os maiores valores de $\tau_{máx}$, possivelmente, representarão a tensão de ruptura e, conseqüentemente, o ponto de partida da trinca.

No presente estudo, para os ensaios de cisalhamento, a tensão média calculada possui valores em torno da metade das tensões máximas cisalhantes. Isso justifica o ponto de que as tensões locais são muitos maiores do que as tensões nominais, ocasionando uma não-uniformidade na distribuição de tensões ao longo da interface.

Figura 22 - Gráfico da linha de interface AB pino/dentina evidenciando as tensões cisalhantes para ensaios de cisalhamento. A distância 0 representa o ponto de aplicação da carga.



Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

Para dar continuidade no aprofundamento da discussão, foi realizado um compilado dos principais resultados sobre o tema estudado no que diz respeito à variação de tensões ao longo da interface AB. Estes parâmetros servirão como uma base de comparação ao longo dessa parte da discussão. Estão evidenciados na Tabela 13 os valores referentes a tensões principais, máximas cisalhantes, nominais e variações de acordo com os modelos bi e tridimensionais.

Tabela 13 - Compilado dos resultados de tensões dos principais autores referentes ao tema estudado. Tensões máximas ocorridas na interface AB.

	Tensão (MPa)	Cisalhamento		Microcisalhamento		Módulo de Elasticidade do Compósito (GPa)
		2D	3D	2D	3D	
Próprio autor	S1	105	104	39	48	11
	S3	0	3	0	-6	
	τ máx	53	51	20	27	
	τ nom	25	16	15	19	
Van Noort (1989)	S1	150				25
	S3					
	τ máx					
	τ nom	10				
Plácido (2007)	S1	35		23		20
	S3					
	τ máx	12		10		
	τ nom	5		5		
Plácido (2007)	S1	70		45		5
	S3					
	τ máx	25		15		
	τ nom	5		5		
Xavier (2009)	S1			56		20
	S3			24		
	τ máx	49		7		
	τ nom	4		4		
Xavier (2009)	S1	82		17		5
	S3					
	τ máx	60		10		
	τ nom	4		4		
Jin (2016)	S1	145				15
	S3					
	τ máx	45				
	τ nom					

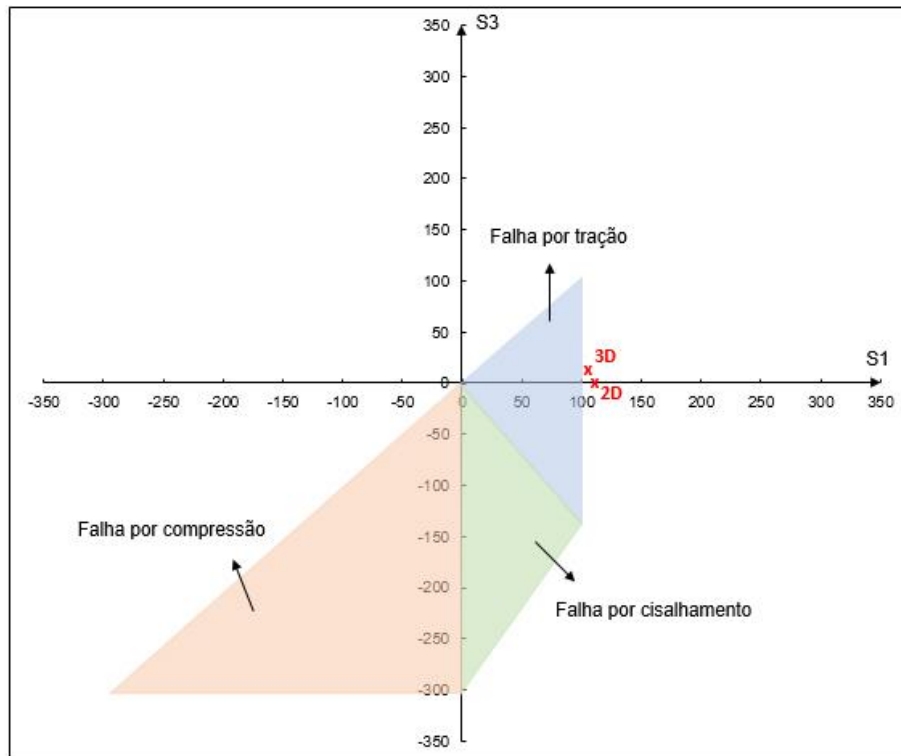
Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Os dados que variam nos estudos são, principalmente, o tipo de compósito estudado e o ponto de aplicação da carga, sendo que na Tabela 13 foram consolidados os valores de pontos de aplicação semelhantes aos da presente Tese, variando somente os tipos de compósito. Os autores extraíram os valores de $\tau_{\text{máx}}$ diretamente do software de simulação, não passando pela etapa de análise de S3, e adotando assim, $S1 = S_{\text{máx}}$. Essa diferença se dá porque os autores realizaram a análise por von Mises modificado. De acordo com Misra *et al.* (2004) esse parâmetro de análise poderia ser mais coerente para a predição das fraturas por meio do MEF. Justificaram também, que por não ser claro o mecanismo de falha da interface, além da análise pelas tensões principais, a análise por von Mises seria válida para comparação.

Os valores de $\tau_{\text{máx}}$ conforme estudos de Jin *et al.* (2016) para cisalhamento, corroboraram com os resultados da presente Tese e com uma linha semelhante de análise da interface, Xavier *et al.* (2009) encontraram valores para apenas uma tensão principal com valor máximo próximo a 82 MPa para compósitos com baixo módulo de elasticidade. Ressaltaram ainda sobre a tendência de fraturas coesivas, que afirmaram ocorrer na dentina devido à concentração de tensões no substrato e especialmente à tensão de tração. Para analisar o modo de falha, Plácido *et al.* (2007) calcularam a razão entre tensão principal máxima e tensão cisalhante máxima, caso essa razão seja maior que 1 o modo de falha será tração, caso seja menor que 1 o modo de falha será cisalhamento. Porém, foi proposta uma análise nesta presente Tese por meio do gráfico que representa o critério de falha denominado Mohr-Coulomb modificado. De acordo com Juvinall e Marshek (1991) a teoria Mohr-Coulomb é um modelo matemático que descreve a resposta de materiais quebradiços ou frágeis, como concreto e tijolo, tanto à tensão de cisalhamento quanto à tensão normal. A maioria dos materiais clássicos de Engenharia, de alguma forma, segue essa regra em pelo menos uma parte do envelope de sua falha por cisalhamento. Geralmente, a teoria se aplica a materiais para os quais a resistência à compressão excede em muito a resistência à tração. Esta análise gráfica está evidenciada na Figura 23, em que cada um dos campos coloridos indica determinado modo de falha e os limites destes foram estabelecidos pela resistência à tração e à compressão da dentina, sendo estas 100 MPa e - 300 MPa, respectivamente, extraídas de estudos de Sakaguchi e Powers (2012). A coordenada marcada com um “x” em vermelho

representa o ponto da interface onde se inicia a fratura de acordo com as tensões máximas cisalhantes. Estas coordenadas de S1 e S3 foram retiradas da Tabela 13.

Figura 23 - Gráfico do critério de falha Coulomb-Mohr modificado para os ensaios de cisalhamento, em que S1 e S3 são dados em MPa e a demarcação com o "x" vermelho demonstra o modo de falha por tração ocorrido na dentina.



Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

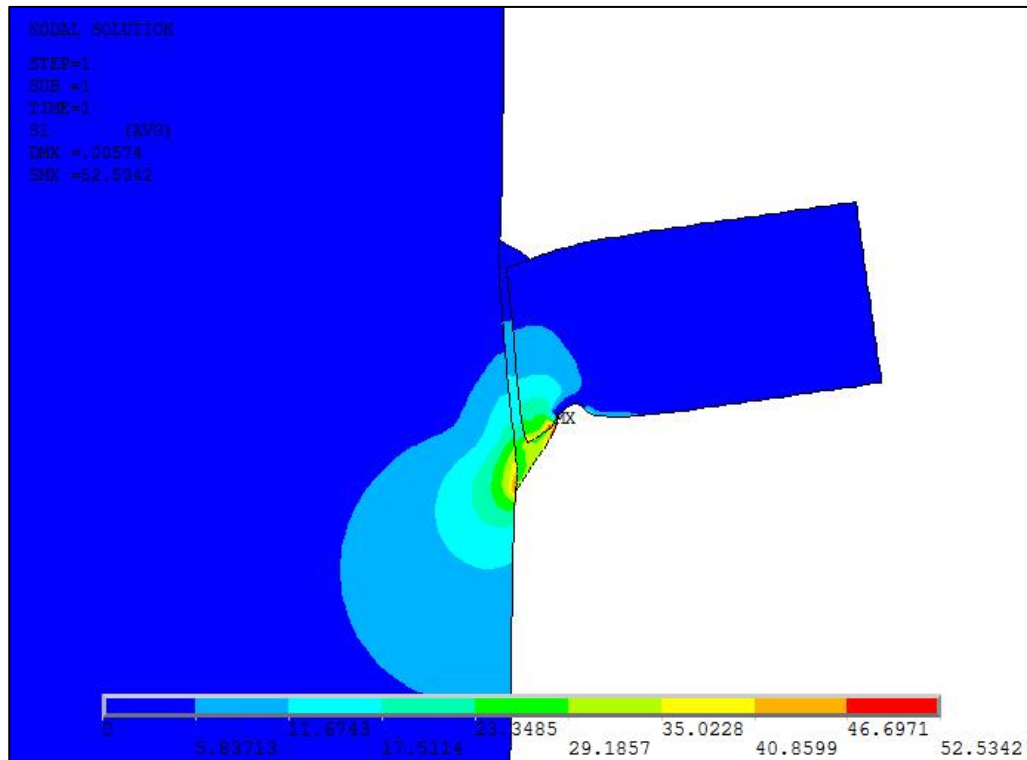
Os pontos demarcados na Figura 23 evidenciam que houve falha por tração na dentina, uma vez que as coordenadas estão fora da zona segura estando de acordo com estudos de Plácido *et al.* (2007), Xavier *et al.* (2013) e Jin *et al.* (2016). Muito provavelmente nos ensaios de cisalhamento a trinca se iniciará na dentina e se estenderá pela interface adesiva. Conforme previamente abordado, os valores de tensão de ruptura para estes casos não poderão ser considerados como resistências adesivas, uma vez que o início da trinca se dará na quebra do material e não no rompimento das forças adesivas. Embora de mais fácil confecção, os ensaios de cisalhamento denotam uma possível incapacidade de validação tanto para definição da resistência adesiva, quanto para o método de elementos finitos. Há bastante tempo já foi notado por Smith, Kelly e Tesk (1994) que os ensaios de cisalhamento provavelmente avaliam a distribuição dos defeitos introduzidos na interface

dente/restauração durante o ensaio mecânico em vez de avaliar a verdadeira resistência de união, uma vez que o substrato quebra antes de romper a junta adesiva. De acordo com Jin *et al.* (2016), no cenário clínico, as forças adesivas podem ser afetadas por vários fatores como protocolo de adesão e técnica do operador, por exemplo. Os autores ainda relatam que é impreciso avaliar a qualidade geral da ligação usando qualquer um dos testes de resistência de união, mas ao menos deduções poderiam ser feitas com base nos resultados do teste de resistência de união. Também elucidam que o início da trinca levando à eventual fratura do teste de cisalhamento poderia ser causada pela alta tensão indesejada, ao invés de uma menor associada à interface. Esta tensão é desperdiçada na criação de uma falha coesiva dentro de um substrato em vez de uma falha entre o aderente e o aderido.

5.5.2 Microcisalhamento

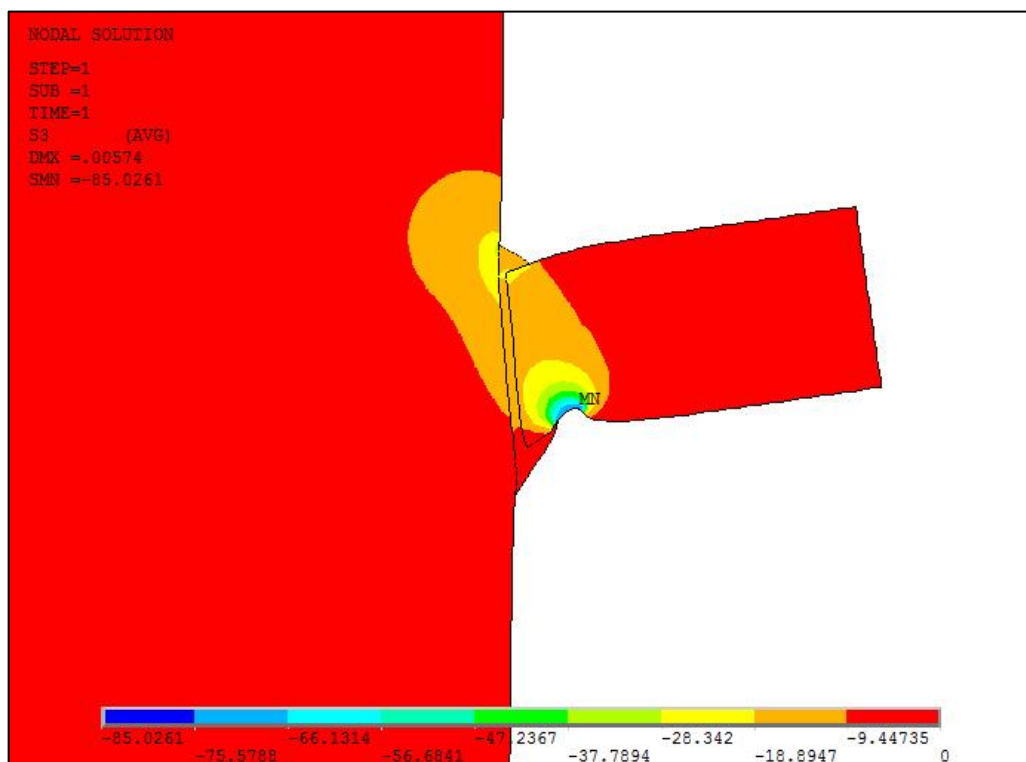
Para os ensaios de microcisalhamento a simulação em MEF estão representados na Figura 24 os valores referentes à tensão principal S1 e na Figura 25 referentes à S3. Assim como para o cisalhamento, os presentes modelos denotam uma variação de tensões que parte da aplicação da carga e se estende para o interior do substrato dentário. Também ocorre uma maior distribuição de tensões ao longo do material, diferentemente dos modelos anteriores, principalmente para S3, que geravam uma maior concentração destas tensões.

Figura 24 - Simulação em MEF, tensão principal S1 para ensaios de microcisalhamento em estado plano de tensões. Imagem Ansys.



Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

Figura 25 - Simulação em MEF, tensão principal S3 para ensaios de microcisalhamento em estado plano de tensões. Imagem Ansys.

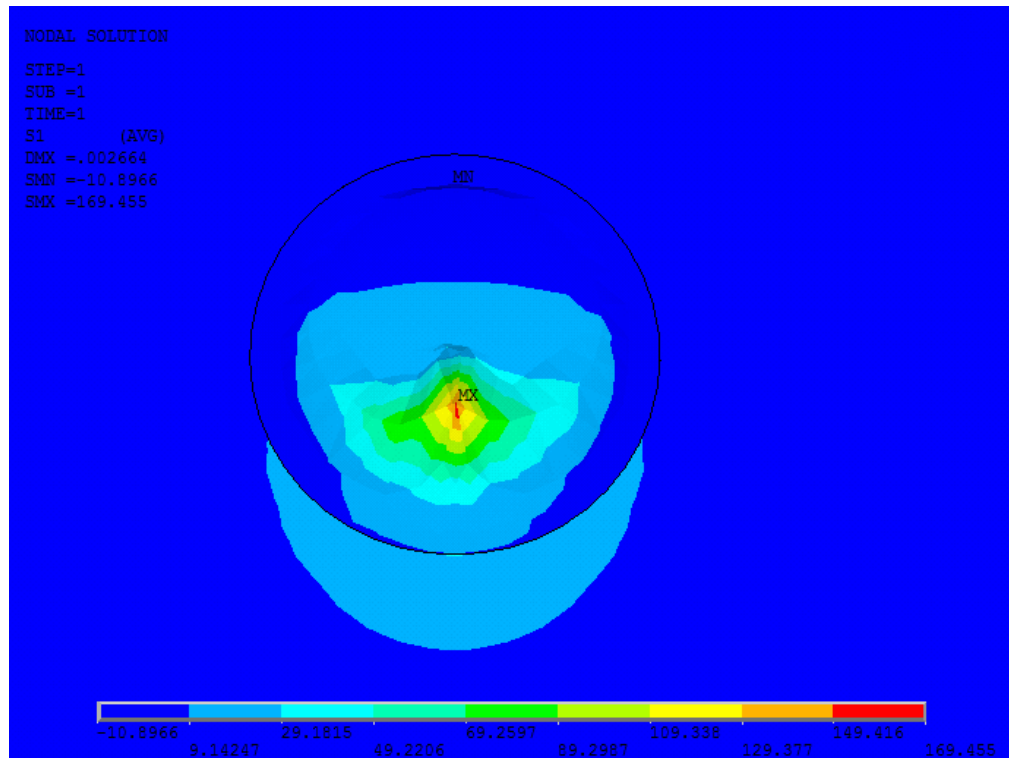


Fonte: Elaborado pelo autor (2019).

De acordo com estudos de Xavier e Ballester (2013) é importante analisar o ponto de aplicação da carga na relação de concentração de tensões na interface. A explicação desse fenômeno se dá pelo princípio de Saint-Venant, pois ocorre uma concentração de tensões nas áreas próximas ao ponto de aplicação da carga. A quantidade de substrato afetado por esta concentração local é maior dependendo do módulo de elasticidade do material interposto ou do agente de união. Como a espessura da camada adesiva é a mesma para ambos os testes, nos ensaios de microcisalhamento existe uma quantidade proporcionalmente maior deste material com baixo módulo de elasticidade na interface, e assim, esta condição tende a diminuir a concentração de tensões na área mais crítica do modelo. Plácido *et al.* (2007) também relatam que análises sobre a distribuição de tensões em testes de cisalhamento convencionais não podem ser aplicadas aos de microcisalhamento. Uma das razões pode ser a falta de proporcionalidade entre os aspectos geométricos de ambos os testes, enquanto os diâmetros dos pinos resinosos ou da dentina podem variar, a espessura da camada adesiva sempre permanecerá constante, e portanto, a necessidade da análise de elementos finitos para ambos os testes.

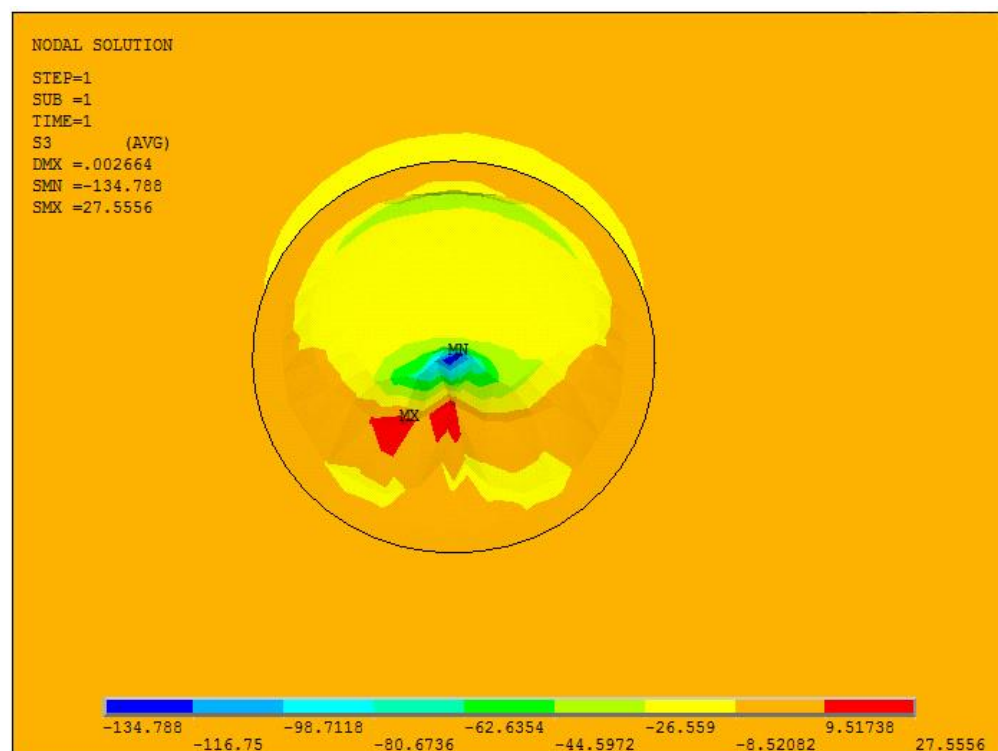
Para os modelos tridimensionais as distribuições de tensões principais S1 e S3 estão representadas nas Figuras 26 e 27. O valor de tensão máxima de S1 foi de aproximadamente 169 MPa e mínima de S3 de -134 MPa. Ao passo que para o modelo bidimensional a tensão máxima de S1 é de 53 MPa e de S3 a mínima - 85 MPa. Ao se comparar com os testes de cisalhamento, e principalmente, ao modelo tridimensional, pode-se notar uma faixa de variação maior no teste de microcisalhamento e também uma maior tensão nominal, embora tenha sido aplicada uma carga menor na elaboração do modelo. Estes valores estão ligados diretamente à real resistência adesiva dos ensaios de microcisalhamento. Conforme já abordado, a baixa resistência adesiva desse teste está na alta ocorrência de fraturas coesivas, em que o substrato dentário se rompe antes da interface adesiva. Escribano *et al.* (2003) também relatam que os resultados dos ensaios de resistência de união ao cisalhamento dependem principalmente da área testada e é mais provável achar um defeito que inicia a fratura em uma área maior do que em uma menor. Portanto, a resistência adesiva de um material diminui à medida que o tamanho da área testada aumenta, pois, qualquer defeito que exista na interface poderá se propagar facilmente.

Figura 26 - Simulação em MEF, tensão principal S1 para ensaios de microcisalhamento em modelo tridimensional (visão frontal). Imagem Ansys.



Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Figura 27 - Simulação em MEF, tensão principal S3 para ensaios de microcisalhamento em modelo tridimensional (visão frontal). Imagem Ansys.

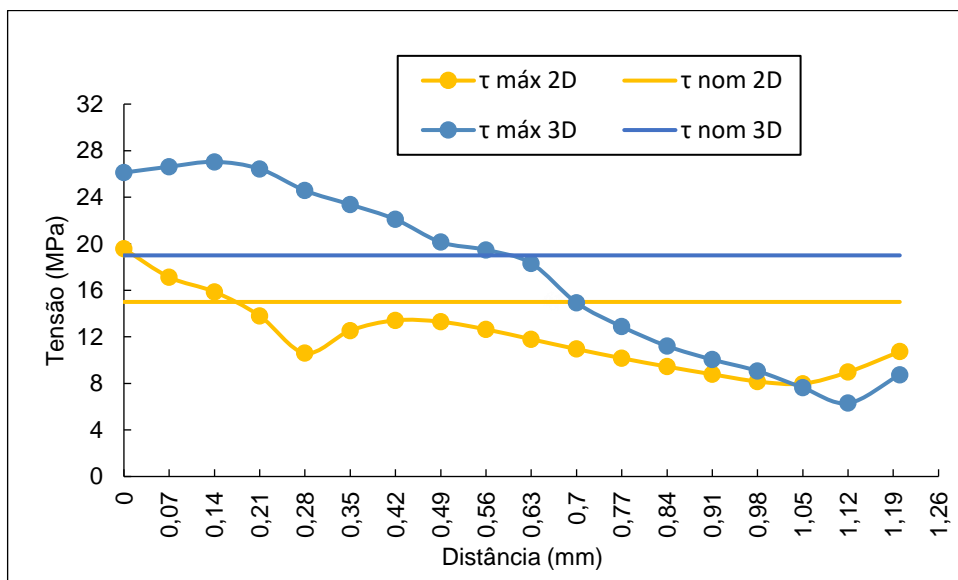


Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Assim como para o modelo de cisalhamento, verificou-se a distribuição de tensões ao longo da interface AB. Na Figura 28 estão representadas as curvas das tensões cisalhantes obtidas no presente estudo ao longo desta interface, evidenciando τ_{nom} e $\tau_{m\acute{a}x}$.

De acordo com a Tabela 13, p\ode-se verificar uma proximidade com os valores encontrados por outros autores principalmente em rela\c\ao ao modelo bidimensional. Um ponto importante sobre os trabalhos de Pl\acido *et al.* (2007) e Xavier *et al.* (2009) foi que os autores consideraram τ_{nom} o mesmo para qualquer modelo analisado, embora deva-se considerar diferentes valores dessa tens\ao uma vez que os modelos geom\etricos s\ao diferentes. Pl\acido *et al.* (2007) relatam tamb\em que a distribui\c\ao de tens\oes ao longo da interface aderida sempre foi n\ao-uniforme e que apresentou altos picos de tens\ao em todos os casos estudados, o que conduz a pensar que os valores de τ_{nom} n\ao s\ao representativos da m\axima tens\ao suportada no momento da fratura.

Figura 28 - Gr\acico da linha de interface AB pino/dentina evidenciando as tens\oes cisalhantes para ensaios de microcisalhamento. A dist\ancia 0 representa o ponto de aplica\c\ao da carga.



Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

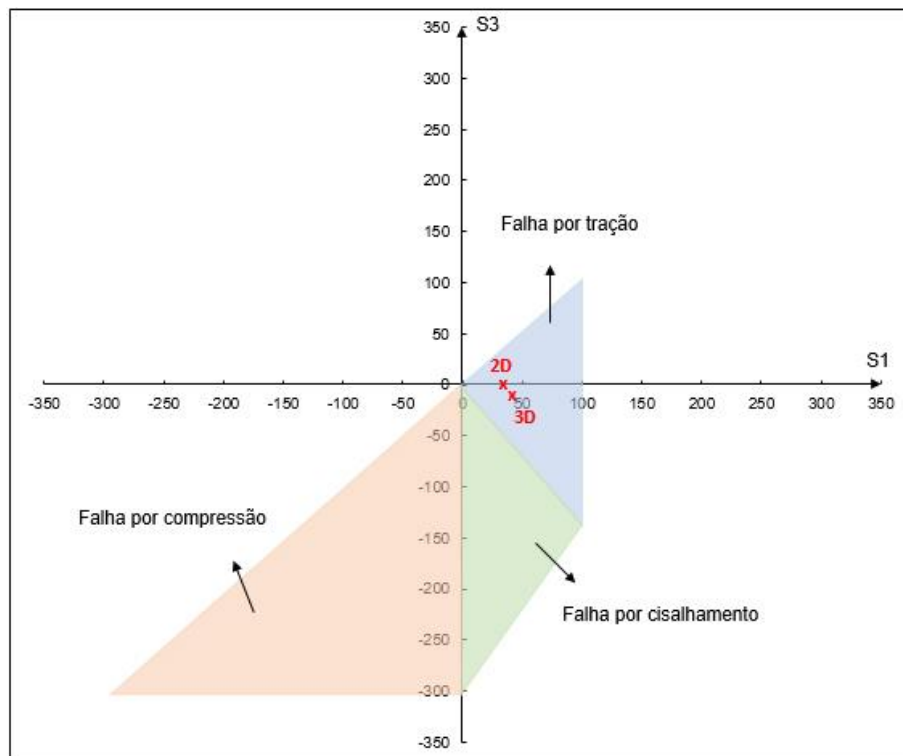
Assim como nos ensaios de cisalhamento, pode-se afirmar que a falha se inicia no lado do ponto de aplicação da carga. O ponto crítico para $\tau_{m\acute{a}x}$ foi em torno de 20 MPa para o modelo bidimensional e 27 MPa para o tridimensional, possuindo pouca variação para o τ_{nom} , sendo 15 MPa para o modelo bidimensional e 19 MPa para o tridimensional, conforme já demonstrado na Figura 28. Isso significa que τ_{nom} para os ensaios de microcisalhamento está de acordo com os resultados do modelo de simulação, diferentemente do ocorrido para os ensaios de cisalhamento em que o valor representativo do início da fratura de $\tau_{m\acute{a}x}$ é relativamente maior que τ_{nom} . Conforme pôde-se observar na Tabela 13, nos estudos de Xavier *et al.* (2009) ocorreu um comportamento semelhante para ambos os ensaios, ou seja, valores mais ajustados para microcisalhamento e grande divergência para cisalhamento. Já nos estudos de Plácido *et al.* (2007) houve divergência em ambos os modelos, porém, os autores se pautaram apenas em estudos de elementos finitos e compararam com valores de τ_{nom} da literatura.

O gráfico do critério de falhas para os ensaios de microcisalhamento está evidenciado na Figura 29, sendo os valores das coordenadas adquiridos da Tabela 13. Nota-se que os dois modelos se encontram na zona segura do gráfico, ou seja, a dentina não fratura. Estas coordenadas, provavelmente, denotam os valores de resistência adesiva e ajudam a confirmar a ideia de que esta resistência é mutuamente validada pelos ensaios mecânicos e pelo método de elementos finitos.

Conforme dados de tensão observados para os modelos bi e tridimensionais, não houve variação significativa entre as duas geometrias. De acordo com Stamatacos-Mercer e Hottel (2005), mesmo que os testes possam ser mais corretamente modelados utilizando a análise tridimensional, o modelo com estado plano de tensões fornece informações úteis em relação aos principais efeitos das mudanças nas variáveis estudadas. Já comparando a escala dos ensaios, Plácido *et al.* (2007) relatam que, embora a orientação dos vetores de tensão seja a mesma para cisalhamento e microcisalhamento, no microteste o vetor de maior módulo se encontra no adesivo, independentemente do tipo de compósito que tenha sido aderido, facilitando assim, a ocorrência de fraturas adesivas. Outro ponto importante a ser levantado é que os ensaios mecânicos são realizados de maneira estática por própria condição de velocidade do teste. Esse ponto poderia ser relevante na análise, uma vez que a estrutura restaurada deve suportar os esforços mastigatórios. Porém, em estudos recentes de Yamauchi *et al.* (2019), ao realizarem ensaios de fadiga cíclica

da ligação adesiva, os sistemas adesivos universais apresentam valores semelhantes de resistência aos ensaios estáticos, mas demonstram maiores valores de resistência se comparados com gerações anteriores, mesmo que submetido a protocolo adesivos diferentes.

Figura 29 - Gráfico do critério de falha Coulomb-Mohr modificado para os ensaios de microcisalhamento, em que S1 e S3 são dados em MPa e a demarcação com o "x" vermelho demonstra a tensões na zona segura.



Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

6 CONCLUSÃO

Tendo em vista as análises efetuadas na presente Tese e os aspectos estudados pode-se concluir que:

- O objetivo principal foi alcançado por meio da determinação da resistência adesiva em associação com a caracterização das interfaces após os ensaios mecânicos. O percentual de fraturas coesivas após os ensaios de cisalhamento foi em torno de 24% e para os ensaios de microcisalhamento 7,5%. Pôde-se observar que esta resistência está associada, principalmente, às medidas do ensaio de microcisalhamento, uma vez que, ao aumentar a área de adesão, aumenta-se o número de fraturas coesivas. A grande quantidade de fraturas coesivas nos ensaios de cisalhamento poderia levar a uma invalidação do teste estudado, porém, vê-se a necessidade de uma análise mais abrangente, uma vez que a resistência do material está diretamente ligada ao ponto inicial da fratura.

- As fraturas ocorridas com maior frequência nos ensaios de cisalhamento, definindo assim um padrão de falhas, foi adesiva em resina (A2) para região superior e laterais, coesiva do adesivo (A1/A2) na região central e coesiva em dentina (C1) na região inferior. Considerando que a falha parta da região inferior, a trinca se iniciará no substrato dentário e terminará na interface. Diferente do ocorrido para os ensaios de microcisalhamento em que o padrão de falha é A2 em toda a superfície, sendo assim, a trinca partirá da interface e terminará na interface. Como nos ensaios de cisalhamento a trinca parte de uma fratura coesiva, a resistência à ruptura não estaria associada à resistência de união, e sim, de uma soma de resistências dos materiais envolvidos.

- Os valores de τ_{nom} obtidos nos ensaios de cisalhamento e microcisalhamento não representam as tensões máximas encontradas durante a simulação por elementos finitos. Porém, por meio das tensões principais pôde-se inferir que as fraturas partem do sentido da aplicação da carga e ao se calcular o $\tau_{máx}$ para os ensaios de microcisalhamento são obtidos valores máximos muito próximos aos valores nominais, tanto para o modelo bi ou tridimensional.

- Não houve variação significativa entre as respostas do MEF para os modelos bi e tridimensionais em relação à interface estudada. Sendo assim, os estudos podem ser simplificados a uma análise bidimensional.

- A análise para cisalhamento evidencia que houve falha por tração na dentina, uma vez que as coordenadas estão fora da zona segura, ou seja, a dentina fratura por tração. Já para microcisalhamento, as coordenadas se encontram na zona segura do gráfico, ou seja, a dentina não fratura. Embora dentro da região de tração, esta característica denota que provavelmente estes pontos estão relacionados à resistência adesiva e, portanto, seria mais um fator de validação do teste.

7 PROPOSTA DE TRABALHOS FUTUROS

- Variação dos tempos de fotoativação em dentina, bem como as técnicas de polimerização (pulsado, escalonado e contínuo, por exemplo).
- Análise da degradação das fibras colágenas e camada híbrida associada à resistência adesiva.
- Realização de ensaios de microtração e estabelecer o comparativo de resistência adesiva com os de microcislamento.
- Determinação da distribuição de tensões, por meio da análise de elementos finitos, em modelos que representem os arranjos experimentais utilizados nos ensaios mecânicos dinâmicos.

REFERÊNCIAS

- ANUSAVICE, K. J. Screening tests for metal-ceramic systems. In: McLEAN, J.W. p. 371-414. **Proceedings of the First International Symposium on Ceramics**. Chicago, Ed. Dental Ceramics, 1983.
- AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON C. L. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations - a 3D finite element analysis. **Dent. Mat.**, v. 18, p. 295-303, 2002.
- ATTAR, N. Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of composite resin materials, **J. Cont. Dent. Pract.**, v. 8, n. 1, p. 27-35, 2007.
- BAYNE, S. C.; HEYMANN, H. O.; SWIFT, E. J. Update on dental composite restoration. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 125, n. 6, p. 687-701, 1994.
- BRAZ, R.; SINHORETI, M. A. C.; SPAZZIN, A. O. et al. Shear bond strength test using different loading conditions - a finite element analysis. **J. Or. Sci.**, v. 9, n.4, 439-442, 2010.
- BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, v. 34, n.6, p. 849-853, 1955.
- BUTLER, W. T. Dentin extracellular matrix and dentinogenesis. **Oper. Dent.**, v. 5, p. 18-23, 1992.
- CALLISTER, Jr W. D. **Ciência e Engenharia de Materiais** – Uma introdução, 5ª. Ed., Rio de Janeiro: LTC Editora. 2002.
- CARVALHO, E. C.; GOUVEA, J. P.; MELO-SILVA, T. C. F. et al. Influence of shear and micro-shear tests on adhesive resistance and fracture types of direct restorative systems in dentin. **Mat. Scie. For.**, v. 958, p. 99-103, 2019a.
- CARVALHO, E. C.; GOUVEA, J. P.; TEIXEIRA, A.B. et al. Análise de interfaces de sistemas restauradores diretos em esmalte e em dentina humanos. **Rev. Mat.**, v. 24, n. 3, 2019b.
- CARVALHO, E. C.; MELO-SILVA, T.C.F.; MELO-SILVA C.L. et al. Avaliação da resistência de união ao microcisalhamento em sistemas restauradores diretos em esmalte e em dentina. In: 60º Congresso Brasileiro de Cerâmica. Águas de Lindóia, SP. **Anais (online)**. São Paulo: CBC, 2016.
- CUY, J. L.; MANN, A. B.; LIVI, K. J. et al. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. **Arch. Oral Biol.**, v. 47, p. 281-291, 2002.
- DE HOFF, P. H.; ANUSAVICE K. J.; WANG, Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. **Dent. Mat.**, v. 11, n 2, p. 126-131, 1995.

DELLAZZANA, F. Z.; COELHO-DE-SOUZA, F. H.; KLEIN-JUNIOR, C. A. et al. Avaliação da resistência de união de restaurações de resina composta com diferentes sistemas adesivos, em dois tempos de armazenamento. **Rev. Fac. Odont. Por. Ale.**, v. 49, n. 2, p. 36-40, 2008.

DREAMSTIME. **Collection of Illustrating Dentistry Photos**, 2010. Disponível em: <https://pt.dreamstime.com/collections_item.php?collectionid=12185&sortcriteria=6> Acesso em: 20 dez. 2018.

ESCRIBANO, N. I.; DEL-NERO, M. O.; MACORRA, J. C. Inverse relationship between tensile bond strength and dimensions of bonded area. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 66, p. 419-424, 2003.

FERNANDES, H. K., MARINHO, M. A. P; OLIVEIRA, P. O. S. et. al. Evolução da resina composta. Revisão da literatura. **Rev. Univ. Val. R. Ver. Três Corações**, v. 12, n. 2, p. 401-411, 2014.

GARCIA, F. C. P. et al. **Testes mecânicos para avaliação laboratorial da união resina/dentina**. Rev. Fac. Odontol. Bauru., v. 10, n. 3, p. 118-127, 2002.

GORACCI, C.; CURY, A. H.; CANTORO, A. et al. Microtensile bond strenght and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. **J. Adhes. Dent.**, v. 8, n. 5, p. 327-335, 2006.

HAMOUDA, I. M.; ELKADER, H. A. Evaluation the mechanical properties of nanofilled composite resin restorative material. **J. Biom. and Nanob.**, v. 3, p. 238-242, 2012.

INTERNATIONAL STANDART ORGANIZATION. **ISO/TS 11405**: Dental Materials - Testing of adhesion to tooth structure. 2ª edição. Geneva: 2003.

JIN, X.; HOAMEI, E.; MATINLINNA, J. P. et al. A new concept and finite-element study on dental bond strength tests. **Dent. Mat.**, v. 32, p. 238-250, 2016.

JUVINAL, R. C.; MARSHEK, K. M. **Fundamentals of machine component design**. 2ª ed. New York: Wiley Sons, 1991, 217 p.

KONISHI, R.N.; TURNER, D.T. Deformation and fracture of dentinal adhesive resins. **Dent. Mater.**, v. 1, p. 43-47, 1985.

KOSE, C.; PAULA, E. A.; SERRANO, A. P. M. et al. Aplicação de um novo sistema adesivo universal: relato de um caso. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, v. 67, n. 3, p. 202-206, 2013.

LIU, Y.; TJÄDERHANE, L.; BRESCHI, L. et al. Limitations in Bonding to Dentin and Experimental Strategies to Prevent Bond Degradation. **J. Dent. Res.**, v. 90, n. 8, p. 953-968, 2011.

LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, E. T. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Rev. Dent. Press. Ortodon. Ortop. Fac.**, v 11, n. 2, p.35-43, .2006.

MAEDA ODONTOLOGIA. **Endodontia**, 2009. Disponível em: <<http://maedaodontologia.com.br/conteudosf41b.html?id=10>>. Acesso em: 09 abr. 2020.

MALLMANN, A.; JESUS S. S.; NETO, A. T. et al. Resistência flexural de resinas compostas imersas em diferentes líquidos. **Robrac**. v.18, n.45, p.11-17, 2009.

MARSHALL, G. W. Dentin: microstructure and characterization. **Quintess. Int**, v. 24, p. 606-617, 1993.

MARSHALL, G. W.; MARSHALL, S. J.; KINNEY, J. H. et al. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J. Dent.**, v. 25, p. 441-458, 1997.

MARTINS, G. C.; FRANCO, A. P. G. O.; GODOY, E. P. et al. Adesivos dentinários. **Rev. Gau. Odont.**, v. 56, n. 4, p. 429-436, 2008.

MISRA, A.; SPENCER P.; MARANGOS O. et al. Micromechanical analysis of dentin/adhesive interface by the finite element method. **J. Biomed. Mater. Res. B. App. Biomater.**, v. 70, n. 1, p. 56-65, 2004.

OLIVEIRA, N. A.; DINIZ, L. S. M.; SVIZERO, N. R. et al. Sistemas adesivos: conceitos atuais e aplicações clínicas. **Rev. Dent.**, v. 19, 2010.

ORÉFICE, R. L.; DISCACCIATI, J. A. C.; NEVES, A. D. et al. In situ evaluation of the polymerization kinetics and corresponding evolution of the mechanical properties of dental composites. **Polym. Test.**, v. 22, p. 77-81, 2003.

PADILHA, A. F.; FILHO, F. A. **Técnicas de análise microestrutural**. 1ª edição. São Paulo: Hemus, 2004. 190 p.

PASHLEY, D. H.; CARVALHO, R. M.; SANO, H. et al. The micro tensile bond test: a review. **J. Adhes. Dent.**, v. 1, n. 4, p. 299-309, 1999.

PERDIGÃO, J.; REIS, A.; LOGUERCIO, A. D. Dentin Adhesion and MMPs: A Comprehensive Review. **J. Esth. Rest. Dent.**, v. 25 n. 4, 2013.

PERDIGÃO, J.; RITTER, A. V. Adesão dos tecidos dentários. In: BARATIERI, L.N. et al., p. 85-128. **Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades**. São Paulo: Ed. Santos, 2001.

PICCIONI, M.A.R.V. **Avaliação da resistência à flexão e determinação das propriedades mecânicas de resinas compostas e sua aplicação no método dos elementos finitos**. 2010. 99 f. Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araraquara, 2010.

- PLÁCIDO, E.; MEIRA, J. B. C.; LIMA, R. G. et al. Shear versus micro-shear bond strength test: A finite element stress analysis. **Dent. Mat.**, v. 23, p. 1086-1092, 2007.
- REES, J.S. A review of the biomechanics of abfraction. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.** v.8, n.4, p.139-144, 2000.
- SANO, H.; SHONO, T.; SONODA, H. et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength - evaluation of a microtensile bond test. **Dent. Mater.**, v, 10, n. 4, p. 236-240, 1994.
- SCHERRER, S. S.; CESAR, P. F.; SWAIN, M. V. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. **Dent. Mater.**, v. 26, p. 78-93, 2010.
- SHIMADA, Y.; ANTONUCCI, J. M.; SCHUMACHER, G. E. et al. Effects of regional tooth structure and sectioning orientation on micro-shear bond strength. In: TAGAMI, J. et al. p. 91-103. **Advanced adhesive dentistry (3rd International Kuraray Symposium)**, Kuraray Co. Ltd, Cirimido, Italy, 1999.
- SMITH, T.B.; KELLY, J.R.; TESK, J. A. In vitro fracture behavior of ceramic and metal-ceramic restorations. **J. Prosth.**, v. 3, p. 138-144, 1994.
- SORIANO, H. L. **Método de elementos finitos em análise de estruturas**. 2. ed. São Paulo: Edusp, 2003, 584 p.
- STAMATACOS-MERCER C.; HOTTEL T. L. The validity of reported tensile bond strength utilizing non-standardized specimen surface areas. An analysis of in vitro studies. **Am. J. Dent.**, v. 18, n. 2, 105-108, 2005.
- TANTBIROJN, D.; CHENG, Y. S.; VERSLUIS, A. et al. Nominal shear or fracture mechanisms in the assessment of composite-dentin adhesion? **J. Dent. Res.**, v. 79, n. 1, p. 41-48, 2000.
- TAY, F. R.; PASHLEY, D. H.; SUH, B. I. et al. Single-step adhesives are permeable membranes. **J. Dent.**, v. 30, n.7-8, p. 371-382, 2002.
- TURP, V.; SEN, D.; TUNCELLI, B.; ÖZCAN, M. Adhesion of 10-MDP containing resin cements to dentin with and without the etch-and-rinse technique. **J. Adv. Prosth.**, v. 5, n.1, p. 226-233, 2013.
- VAN LANDUYT, K. L.; SNAUWAERT, J.; DE MUNCK, J. et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. **Biomat.**, v. 28, n. 26, p. 3757-3785, 2007.
- VAN MEERBEEK, B.; DE MUNCK, J.; YOSHIDA, Y. et al. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. **Operat. Dent.**, v. 28, n. 3, p. 215-235, 2003.
- VAN MEERBEEK, B.; YOSHIHARA, K.; YOSHIDA, Y. et al. State of art of self-etch adhesives. **Dent. Mat.**, v. 27, n. 1, p. 17-28, 2011.

VAN NOORT, R.; NOROOZI, S.; HOWARD, I. C. et al. A critique of bond strength measurements. **J. Dent.**, v. 17, p. 61-67, 1989.

VAN NOORT, R.; CARDEW, G. E.; HOWARD, I. C. A study of the interfacial shear and tensile stresses in a restored molar tooth. **J. Dent.**, v. 16, p. 286-293, 1988.

VAN NOORT, R.; CARDEW, G. E.; HOWARD, I. C. et al. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. **J. Dent. Res.**, v. 70, n. 3, p. 889-893, 1991.

VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; DOUGLAS, W.H. Why do shear bond tests pull out dentin? **J. Dent. Res.**, v. 76, n. 6, p. 1298-1307, 1997.

XAVIER, T.A.; BALLESTER, R.Y. A comparison between the capacity of 2D and 3D finite element models in analyzing the stress distribution in shear and microshear bond strength tests. **J. Res. Dent.**, v. 1, n. 1, p. 41-54, 2013.

XAVIER, T. A.; MEIRA, J. B. C.; RODRIGUES, F. P. et al. Finite element analysis of shear versus torsion adhesive strength tests for dental resin composites. **J. Adh. Sci. Tecn.**, v. 23, p. 1575-1589, 2009.

YAMAUCHI, K.; TSUJIMOTO, A.; JURADO, C. A. et al. Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. **J. Or. Sci.**, v. 61, n. 4, p. 549-553, 2019.

YOSHIDA, Y.; VAN MEERBEKK, B.; NAKAYAMA, Y. et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. **J. Dent. Res.**, v. 79, n. 2, p. 709-714, 2000.

YOSHIDA, Y.; YOSHIHARA, K.; HAYAKAWA, S. et al. HEMA Inhibits Interfacial Nanolayering of the Functional Monomer MDP. **J. Dent. Res.**, v. 91, n. 11, p. 1060-1065, 2012.

APÊNDICE

Apêndice A - Análise Estatística para os Ensaios de Cisalhamento e Microcisalhamento

Tabela 14 - ANOVA e teste comparativo de Tukey a 5% para G1 e G2 evidenciando diferença significativa entre os dois grupos estudados, em que G1 é estatisticamente maior que G2.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	1	9.200	9.200
Erro	28	190,67	6,8
F	1.354		
(p)	< 0,0001		
Média G1	50,13		
Média G2	15,07		
Tukey	Diferença	(p)	Implicação
Médias (G1 a G2)	35,07	< 0,05	G1 > G2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Apêndice B - Análise Estatística para Definição do Ângulo do Filete Resinoso

Tabela 15 - ANOVA e teste comparativo de Tukey a 5% para análise angular da borda das fraturas por microscopia confocal não havendo diferença estatística significativa entre os grupos estudados.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	4	24,92	6,23
Erro	45	38,07	8,46
	F	(p)	Implicação
	0,74	0,57	1 ~ 2 ~ 3 ~ 4 ~ 5

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Apêndice C - Análise Estatística para Definição do Padrão de Fratura no Ensaio de Cisalhamento

Tabela 16 - ANOVA e teste comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do cisalhamento lado superior, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	3	108	36
Erro	8	8	1
F	36		
(p)	0,0002		
Média A1	2		
Média A2	8		
Média C1	2		
Média C2	0		
Tukey	Diferença	(p)	Implicação
Médias (A1 e A2)	6	< 0,05	A1 < A2
Médias (A1 e C1)	0	ns	A1 ~ C1
Médias (A1 e C2)	2	ns	A1 ~ C2
Médias (A2 e C1)	6	< 0,05	A2 > C1
Médias (A2 e C2)	8	< 0,05	A2 > C2
Médias (C1 e C2)	2	ns	C1 ~ C2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Tabela 17 - ANOVA e teste comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do cisalhamento lado inferior, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que C1 é estatisticamente maior que os demais.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	3	62	21
Erro	8	8	1
F	21		
(p)	0,0007		
Média A1	1		
Média A2	3		
Média C1	7		
Média C2	2		
Tukey	Diferença	(p)	Implicação
Médias (A1 e A2)	2	ns	A1 ~ A2
Médias (A1 e C1)	6	< 0,05	A1 < C1
Médias (A1 e C2)	1	ns	A1 ~ C2
Médias (A2 e C1)	4	< 0,05	A2 < C1
Médias (A2 e C2)	1	ns	A2 ~ C2
Médias (C1 e C2)	5	< 0,05	C1 > C2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Tabela 18 - ANOVA e teste comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do cisalhamento região central, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A1 e A2 são semelhantes e estatisticamente maiores que os demais.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	3	204	68
Erro	8	8	1
F	68		
(p)	< 0,0001		
Média A1	8		
Média A2	10		
Média C1	2		
Média C2	0		
Tukey	Diferença	(p)	Implicação
Médias (A1 e A2)	2	ns	A1 ~ A2
Médias (A1 e C1)	6	< 0,05	A1 > C1
Médias (A1 e C2)	8	< 0,05	A1 > C2
Médias (A2 e C1)	8	< 0,05	A2 > C1
Médias (A2 e C2)	10	< 0,05	A2 > C2
Médias (C1 e C2)	2	ns	C1 ~ C2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Tabela 19 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do cisalhamento lateral esquerda, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	3	87	29
Erro	8	8	1
F	29		
(p)	0,0003		
Média A1	3		
Média A2	8		
Média C1	2		
Média C2	1		
Tukey	Diferença	(p)	Implicação
Médias (A1 e A2)	5	< 0,05	A1 < A2
Médias (A1 e C1)	1	ns	A1 ~ C1
Médias (A1 e C2)	2	ns	A1 ~ C2
Médias (A2 e C1)	6	< 0,05	A2 > C1
Médias (A2 e C2)	7	< 0,05	A2 > C2
Médias (C1 e C2)	1	ns	C1 ~ C2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Tabela 20 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do cisalhamento lateral direita, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	3	150	50
Erro	8	8	1
F	50		
(p)	0,0001		
Média A1	3		
Média A2	10		
Média C1	1		
Média C2	2		
Tukey	Diferença	(p)	Implicação
Médias (A1 e A2)	7	< 0,05	A1 < A2
Médias (A1 e C1)	2	ns	A1 ~ C1
Médias (A1 e C2)	1	ns	A1 ~ C2
Médias (A2 e C1)	9	< 0,05	A2 > C1
Médias (A2 e C2)	8	< 0,05	A2 > C2
Médias (C1 e C2)	1	ns	C1 ~ C2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Apêndice D - Análise Estatística para Definição do Padrão de Fratura no Ensaio de Microcisalhamento

Tabela 21 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do microcisalhamento lado superior, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	3	63	21
Erro	8	8	1
F	21		
(p)	0,0007		
Média A1	2		
Média A2	7		
Média C1	1		
Média C2	4		
Tukey	Diferença	(p)	Implicação
Médias (A1 e A2)	5	< 0,05	A1 < A2
Médias (A1 e C1)	1	ns	A1 ~ C1
Médias (A1 e C2)	2	ns	A1 ~ C2
Médias (A2 e C1)	6	< 0,05	A2 > C1
Médias (A2 e C2)	3	< 0,05	A2 > C2
Médias (C1 e C2)	3	< 0,05	C1 < C2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Tabela 22- ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do microcisalhamento lado inferior, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	3	74	25
Erro	8	8	1
F	25		
(p)	0,0005		
Média A1	3		
Média A2	7		
Média C1	0		
Média C2	3		
Tukey	Diferença	(p)	Implicação
Médias (A1 e A2)	4	< 0,05	A1 < A2
Médias (A1 e C1)	3	< 0,05	A1 > C1
Médias (A1 e C2)	0	ns	A1 ~ C2
Médias (A2 e C1)	7	< 0,05	A2 > C1
Médias (A2 e C2)	4	< 0,05	A2 > C2
Médias (C1 e C2)	3	< 0,05	C1 < C2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Tabela 23 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do microcisalhamento região central, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	3	246	82
Erro	8	8	1
F	82		
(p)	< 0,0001		
Média A1	5		
Média A2	11		
Média C1	0		
Média C2	0		
Tukey	Diferença	(p)	Implicação
Médias (A1 e A2)	6	< 0,05	A1 < A2
Médias (A1 e C1)	5	< 0,05	A1 > C1
Médias (A1 e C2)	5	< 0,05	A1 > C2
Médias (A2 e C1)	11	< 0,05	A2 > C1
Médias (A2 e C2)	11	< 0,05	A2 > C2
Médias (C1 e C2)	0	ns	C1 ~ C2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Tabela 24 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do microcissalhamento lateral esquerda, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	3	170	57
Erro	8	8	1
F	57		
(p)	< 0,0001		
Média A1	3		
Média A2	10		
Média C1	0		
Média C2	2		
Tukey	Diferença	(p)	Implicação
Médias (A1 e A2)	7	< 0,05	A1 < A2
Médias (A1 e C1)	3	< 0,05	A1 > C1
Médias (A1 e C2)	10	ns	A1 ~ C2
Médias (A2 e C1)	10	< 0,05	A2 > C1
Médias (A2 e C2)	8	< 0,05	A2 > C2
Médias (C1 e C2)	2	ns	C1 ~ C2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

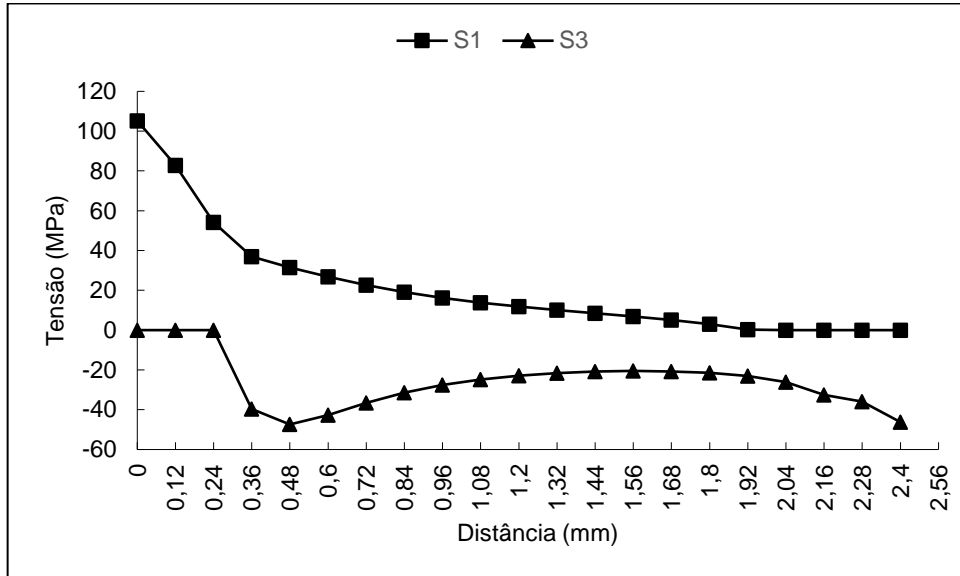
Tabela 25 - ANOVA e teste Comparativo de Tukey a 5% para o padrão de fratura do microcissalhamento lateral direita, evidenciando diferença significativa entre os grupos estudados, em que A2 é estatisticamente maior que os demais.

Fonte de variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio
Tratamentos	3	104	35
Erro	8	8	1
F	35		
(p)	0,0002		
Média A1	2		
Média A2	8		
Média C1	0		
Média C2	3		
Tukey	Diferença	(p)	Implicação
Médias (A1 e A2)	6	< 0,05	A1 < A2
Médias (A1 e C1)	2	ns	A1 ~ C1
Médias (A1 e C2)	1	ns	A1 ~ C2
Médias (A2 e C1)	8	< 0,05	A2 > C1
Médias (A2 e C2)	5	< 0,05	A2 > C2
Médias (C1 e C2)	3	< 0,05	C1 < C2

Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

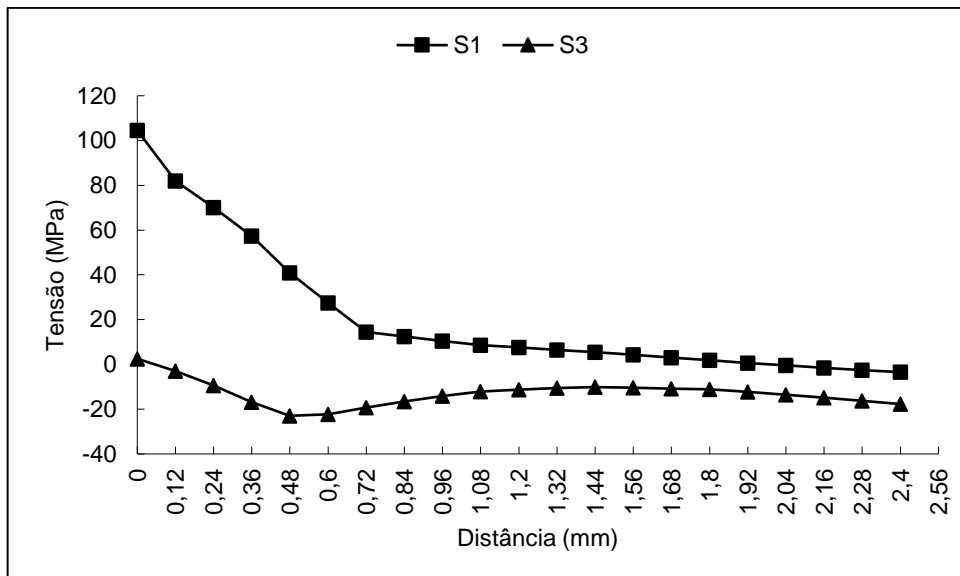
Apêndice E - Gráficos da Distribuição de Tensões Principais S1 e S3 ao Longo da Interface AB

Figura 30 - Gráfico da linha de interface AB adesivo/dentina evidenciando as tensões principais S1 e S3 para ensaios bidimensionais de cisalhamento.



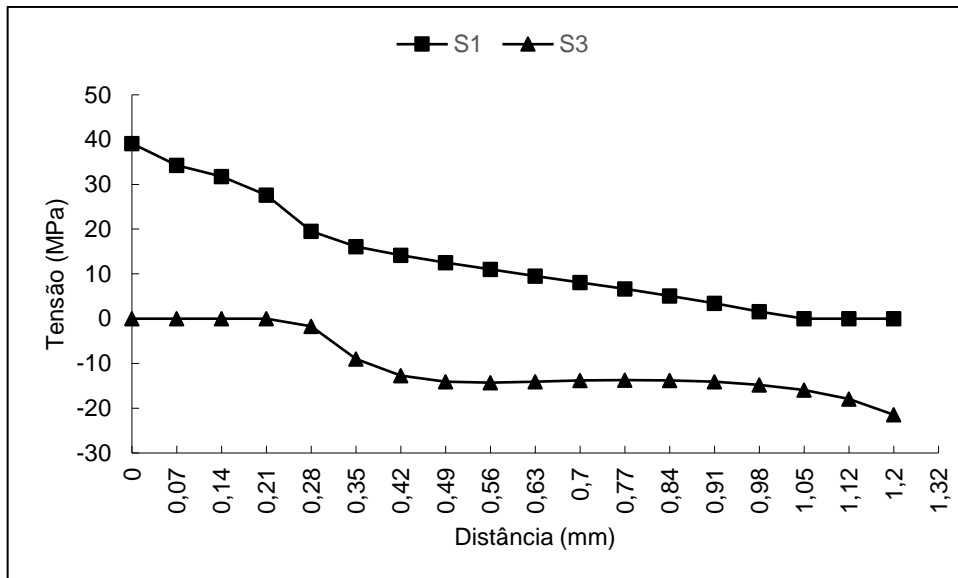
Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Figura 31 - Gráfico da linha de interface AB adesivo/dentina evidenciando as tensões principais S1 e S3 para ensaios tridimensionais de cisalhamento.



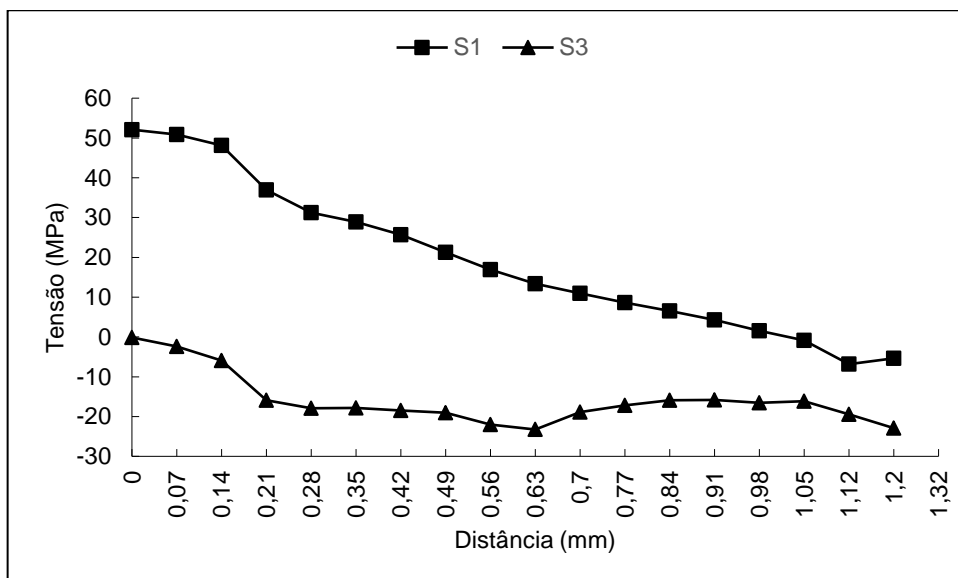
Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Figura 32 - Gráfico da linha de interface AB adesivo/dentina evidenciando as tensões principais S1 e S3 para ensaios bidimensionais de microcisalhamento.



Fonte: Elaborado pelo autor (2020).

Figura 33 - Gráfico da linha de interface AB adesivo/dentina evidenciando as tensões principais S1 e S3 para ensaios tridimensionais de microcisalhamento.



Fonte: Elaborado pelo autor (2020).