

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira
Departamento de Física e Química
Pós-Graduação em Ciência dos Materiais

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**“ESTUDO DE PROPRIEDADES FÍSICAS DE MATERIAIS
ADESIVOS ORTODÔNTICOS”**

Michela Melissa Duarte Seixas

Ilha Solteira – SP
2005

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

**Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira
Departamento de Física e Química
Pós-Graduação em Ciência dos Materiais**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**“ESTUDO DE PROPRIEDADES FÍSICAS DE MATERIAIS
ADESIVOS ORTODÔNTICOS”**

Michela Melissa Duarte Seixas

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Silos Moraes

**Dissertação apresentada à Faculdade
de Engenharia do Campus de Ilha
Solteira – SP, Universidade Estadual
Paulista - UNESP, Departamento de
Física e Química, como parte das
exigências para a obtenção do Título
de Mestre em Ciência dos Materiais.**

**Ilha Solteira – SP
2005**

DEDICATÓRIA

*Aos meus pais, **Aparecido e Norma**, que foram vitoriosos na arte de educar e souberam mostrar que exclusivamente com trabalho e determinação é possível atingir os objetivos. Pelo exemplo de honestidade e caráter, que na simplicidade de suas existências, me ensinaram o verdadeiro valor de cada conquista, e a felicidade de tê-las adquirido. Sem vocês, eu jamais concluiria mais esta etapa.*

*Ao meu querido **Alvinho**, em quem vejo, a cada dia, o valor de se ter alguém especial para compartilhar a vida. Pela demonstração de companheirismo e dedicação, que me despertam o desejo de caminharmos juntos. Pela importância que ocupas na minha vida, divido contigo a alegria desta conquista.*

A vocês, todo meu carinho e amor.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor João Carlos Silos Moraes, pela oportunidade de realização deste trabalho, pelo exemplo de simplicidade, caráter e competência em ensinar, sem faltar com amparo e orientação nos momentos de dúvidas e dificuldades; pela amizade e apoio, por compreender minhas limitações e proporcionar a possibilidade de novos conhecimentos, agregando valores à minha formação.

A todos os Professores do Departamento de Física e Química e em especial aos Professores Cláudio Luiz Carvalho, Darcy Hiroe Fujii Kanda, Edinilton Moraes Cavalcante, Keizo Yukimitu, José Antônio Malmonge, Luiz Francisco Malmonge, Eudes Borges Araújo, Laércio Caetano, que de um modo ou de outro contribuíram para a elaboração deste trabalho, os quais, sempre que procurados não mediram esforços em ajudar, agradeço pela atenção dispensada.

Aos Professores Darcy Hiroe Fujii Kanda e Keizo Yukimitu por comporem a comissão examinadora da monografia de qualificação.

Ao Professor Jean Richard Dasnoy Marinho e sua esposa Tânia pela disposição em ajudar, pela delicadeza e atenção com que sempre me trataram.

Aos ex-professores de graduação Gilson Machado D'Antônio e Humberto Gennari Filho, por participarem de minha formação profissional, pelo apoio e incentivo no início desta jornada, pela amizade, carinho e respeito que sempre me atribuíram.

Ao Dr. Paulo Roberto Paim, pela amizade, pelas oportunidades de trabalho e aprendizado que tanto enriqueceram minha formação.

Às secretárias do Departamento de Física e Química, Nancy de Fátima Villela Torres e Rosimary Galana Gerlin e à servidora Elza Coletti dos Santos pela gentileza e atenção.

Aos servidores administrativos da biblioteca, João Josué Barbosa, Cleide Maria da Silva Ferreira, Neide Aparecida Palombo da Silva e Terezinha Alves de Souza, pelo atendimento e atenção.

Aos técnicos de laboratório Gilberto Antônio Brito e Erlon Batista Nogueira, pela colaboração e orientações prestadas.

Aos técnicos de laboratório Ricardo de Souza Antunes e Edson Volta, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, pela realização dos experimentos laboratoriais deste trabalho.

Aos colegas do curso de pós-graduação, Erick, Giovana, Patrícia, Nilcynéia, Renata, Sílvia, Francisco, Raphael, Célio, Moisés, Egiane, Patrini, Cleber, Paulo, Cícero, Luciene, Antônio Rafael, Idalci, Luiz Henrique, Fernanda, Nair, pela feliz convivência, pelo companheirismo no decorrer do curso e durante a conclusão das disciplinas.

Aos colegas e amigos em especial, Alailson, Cristiano, Élio, Reginaldo Naves, Joelson, Renato, Vabson, William, por estarem sempre dispostos a ajudar e compartilhar, pelo apoio e amizade nas horas de desânimo e por me fazerem ver a importância das partes na construção de um todo. Aprendi muito com todos vocês.

Aos alunos de iniciação científica Augusto e Ana Paula, pela colaboração nos experimentos laboratoriais.

A todas as pessoas amigas e queridas que encontrei ao longo de minha existência, àqueles que estão mais próximos, e àqueles que o tempo e a busca por novos caminhos nos distanciaram, obrigado pela amizade, pela acolhida e pelos bons momentos vividos. Vocês estão guardados com muito carinho em meu coração.

Aos meus tios, tias, primos e primas, pelo carinho, por acreditarem em mim e estarem sempre a rezar pelo meu sucesso. Em especial, às tias Delma, Wilma e Ila, e tios Evilésio e Celso.

Às minhas afilhadas de coração, Luísa e Lígia, e a seus pais Valdir e Sheila pelos laços de amizade e carinho.

A todas as pessoas de meu convívio, que mesmo à distância contribuíram para o sucesso aqui conquistado.

Ao meu irmão Higo, pelo fato de você existir e de tê-lo como irmão. Você é parte importante da minha história, e ocupa um espaço especial no meu coração.

Ao meu querido Alvinho, de forma especial, por fazer parte da minha vida, e partilhar dos momentos difíceis ao longo deste caminho, deixando muitas vezes de lado suas vontades em favor das minhas; pela compreensão dos momentos de “estresses” e de minhas ausências, pelo apoio e incentivo nos momentos de fraqueza, pela paciência com meu jeito de ser, por todo seu amor e carinho. Você torna minha vida melhor e completa.

Aos meus pais, Aparecido e Norma, pelo amor e pela dedicação, por nunca pouparem sacrifícios, nem medirem esforços e que por vezes, abriram mão de seus sonhos para a realização dos meus. Ao meu pai, por sua alegria de viver, capaz de trazer tranquilidade aos momentos difíceis. À minha mãe, pela entrega incondicional na formação de sua família, pelo apoio e incentivo, e pelo empenho na realização deste desejo. Muito obrigado por tudo e para sempre.

E principalmente a *Deus*, pela dádiva da vida, e por todas as maravilhas recebidas ao longo desta existência, e durante esta caminhada, por sua Grandeza e Proteção, por me permitir ter forças para seguir em frente.

Enfim, a todos vocês meu profundo reconhecimento e eterna gratidão.

*Não corro pela vitória, nem mesmo pela chegada,
mas por cada passo.*

(José Eduardo Mendes)

RESUMO

O avanço tecnológico trouxe grandes benefícios para a prática odontológica. Na ortodontia fixa, a colagem direta dos acessórios ortodônticos revolucionou a confecção de aparelhos ortodônticos. A introdução do condicionamento ácido do esmalte dental permitiu o desenvolvimento e aperfeiçoamento da fixação direta dos acessórios ortodônticos aos dentes, fazendo da colagem direta um procedimento clínico rotineiro. As resinas compostas passaram a ser largamente utilizadas como material de colagem devido às suas propriedades adesivas, e os bráquetes foram confeccionados de modo a apresentarem retenções mecânicas. Para a utilização de um material adesivo em ortodontia, é fundamental que o agente cimentante promova adesão suficiente entre o acessório ortodôntico e a superfície dentária. Outra característica importante é que o mesmo apresente um coeficiente de expansão térmica próximo ao do dente. O estudo da eficiência dos adesivos é sempre uma motivação e tem auxiliado os profissionais a obterem melhores resultados clínicos. Desta forma, este trabalho teve como objetivo avaliar a resistência ao cisalhamento com e sem termociclagem das resinas compostas Concise Ortodôntico e Fill Magic Ortodôntico, por meio de ensaios mecânicos, assim como estudar as diferenças de dilatação térmica entre os materiais do sistema dente-resina-bráquete, utilizando-se da técnica de extensometria. O Concise Ortodôntico apresentou os melhores resultados de resistência ao cisalhamento com e sem termociclagem e um menor coeficiente de expansão térmica comparados aos respectivos resultados de cisalhamento e expansão térmica da resina Fill Magic Ortodôntico. O material utilizado na confecção do bráquete ortodôntico apresentou um coeficiente de expansão térmica mais próximo ao do esmalte dental. Por outro lado, apresentou coeficiente menor que àqueles obtidos para as duas resinas avaliadas (duas vezes menor que o do Concise e três vezes, o do Fill Magic).

ABSTRACT

The technological progress brought great benefits in the practice of dentistry. In the orthodontics, the direct bonding of the orthodontic attachments revolutionized the making of the orthodontic appliances. The introduction of the acid etching technique allowed the development and improvement of the direct fixation of the brackets to the teeth, becoming the direct bonding a routine clinical procedure. The composites are used broadly as bonding material due to their adhesive properties and the brackets present good mechanical retention. The material adhesive to be used has to promote enough adhesion between the bracket and the dental surface. Besides, it is important that it presents a coefficient of thermal expansion similar to the one of the tooth. The study of the efficiency of the adhesives systems is always a motivation and it aids the professionals to obtain better clinical results. Therefore, this work had as objective to evaluate the shear bond strength with and without thermocycling of the composed Orthodontic Concise and Fill Magic, through mechanical tests, as well as to study the thermal expansion of the materials of the tooth-resin-bracket system by extensometry technique. The Concise resin presented the better results of shear bond strength with and without thermocycling and a smaller coefficient of thermal expansion when compared to the respective results for Fill Magic resin. The bracket's material presented a coefficient of thermal expansion similar to the dental enamel. On the other hand, its coefficient is smaller than those of the two evaluated resins (twice smaller than to of Concise and three times to of Fill Magic).

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: (A) BANDA, (B) BRÁQUETE E (C) FIO ORTODÔNTICO.	3
FIGURA 2: APARELHO FIXO COM BANDAS EM TODOS OS DENTES.	4
FIGURA 3: MOLÉCULA DE BIS-GMA.	9
FIGURA 4: APARELHO FIXO COM COLAGEM DIRETA DE BRÁQUETES.	15
FIGURA 5: TIPOS DE MOVIMENTOS ORTODÔNTICOS.	17
FIGURA 6: ESQUEMA ILUSTRANDO O DESENVOLVIMENTO DAS FORÇAS EM UM CORPO DE PROVA SUBMETIDO AO ENSAIO DE CISALHAMENTO.	22
FIGURA 7: EXTENSÔMETRO.	25
FIGURA 8: PONTE DE WHEATSTONE.	26
FIGURA 9: CONCISE ORTODÔNTICO.	28
FIGURA 10: FILL MAGIC ORTODÔNTICO.	29
FIGURA 11: (A) FORMA, (B)DISPOSITIVO (C)INCLUSÃO DO DENTE.	29
FIGURA 12: CORPO DE PROVA.	31
FIGURA 13: MÁQUINA PARA SIMULAÇÃO DE CICLOS TÉRMICOS.	33
FIGURA 14: (A)MÁQUINA DE ENSAIOS DE CISALHAMENTO, (B)CINZEL A SER UTILIZADO,(C) ADAPTAÇÃO DO CINZEL BRÁQUETE.	33
FIGURA 15: MICROSCÓPIO ÓPTICO.	34
FIGURA 16: (A) AMOSTRA DE RESINA E (B) AMOSTRA DE TIRA DE BRÁQUETE COM O EXTENSÔMETRO COLADO.	36
FIGURA 17: CIRCUITO MEIA PONTE UTILIZADO NO ESTUDO DE EXPANSÃO TÉRMICA.	37
FIGURA 18: (A) SISTEMA UTILIZADO PARA MEDIDAS DE EXPANSÃO TÉRMICA, (B) VISUALIZAÇÃO DAS AMOSTRAS NA ESTUFA.	38
FIGURA 19: SUPERFÍCIE DO BRÁQUETE APÓS O TESTE DE CISALHAMENTO. FALHA COESIVA NA INTERFACE CONCISE/BRÁQUETE.	45
FIGURA 20: SUPERFÍCIE DO BRÁQUETE APÓS TESTE DE CISALHAMENTO. FALHA COESIVA NA INTERFACE CONCISE/BRÁQUETE.	45
FIGURA 21: SUPERFÍCIE DO ESMALTE APÓS TESTE DE CISALHAMENTO. FALHA ADESIVA NA INTERFACE ESMALTE/FILL MAGIC.	46
FIGURA 22: SUPERFÍCIE DO BRÁQUETE APÓS O TESTE DE CISALHAMENTO. FALHA ADESIVA NA INTERFACE ESMALTE/FILL MAGIC.	46
FIGURA 23: SUPERFÍCIE DO BRÁQUETE APÓS O TESTE DE CISALHAMENTO. FRATURA DO DENTE NA INTERFACE ESMALTE/CONCISE.	47
FIGURA 24: SUPERFÍCIE DO ESMALTE APÓS CISALHAMENTO. FRATURA DA SUPERFÍCIE DENTAL NA INTERFACE ESMALTE/CONCISE.	47
FIGURA 25: EXPANSÃO TÉRMICA EM FUNÇÃO DA TEMPERATURA DA TIRA DE BRÁQUETE (T), RESINA CONCISE (C) E RESINA FILL MAGIC ORTODÔNTICO (FM).	49

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: VALORES DE FORÇAS PARA MOVIMENTOS ORTODÔNTICOS	18
TABELA 2: VALORES DE RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO EXPRESSOS EM MPA	39
TABELA 3: VALORES MÉDIOS DE MEDIDA DE EXPANSÃO TÉRMICA EM μ STRAIN/ $^{\circ}$ C.	48

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	3
2.1. APARATOLOGIA ORTODÔNTICA	3
2.1.1. CONDICIONAMENTO ÁCIDO DO ESMALTE DENTAL	5
2.1.2. EFEITOS DO CONDICIONAMENTO ÁCIDO DO ESMALTE.....	6
2.1.3. RESINAS ODONTOLÓGICAS	7
2.1.4. COLAGEM DIRETA DOS ACESSÓRIOS ORTODÔNTICOS.....	13
2.2. FATORES IMPORTANTES PARA A COLAGEM ORTODÔNTICA.....	15
2.2.1. FORÇAS MASTIGATÓRIAS	15
2.2.2. FORÇAS ORTODÔNTICAS.....	16
2.2.3. PROPRIEDADE DE RESISTÊNCIA DE UM MATERIAL ADESIVO	18
2.2.4. EXPANSÃO TÉRMICA E EXTENSOMETRIA	23
3. METODOLOGIA.....	27
3.1. ENSAIO DE CISALHAMENTO.....	27
3.1.1. MATERIAL E MÉTODO	27
3.2. EXPANSÃO TÉRMICA.....	35
3.2.1. MATERIAL E MÉTODO	35
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	38
4.1. ENSAIO DE CISALHAMENTO.....	38
4.2. EXPANSÃO TÉRMICA.....	48
5. CONCLUSÃO.....	50
6. REFERÊNCIAS	52
7. ANEXO 1: DADOS DE CISALHAMENTO.....	58
8. ANEXO 2: DADOS DE EXPANSÃO TÉRMICA.....	60
9. ANEXO 3: PUBLICAÇÕES.....	68

1. INTRODUÇÃO

A ortodontia foi uma das primeiras especialidades reconhecida na área odontológica. A Associação Americana de Ortodontia, em 1981, definiu a ortodontia como a área da odontologia que diz respeito à supervisão, guia e correção do crescimento/maturação das estruturas dentofaciais¹. Fundamenta-se no fato de que o dente pode movimentar-se quando submetido à aplicação de uma força².

Nos últimos tempos, a ortodontia tem evoluído muito, mesmo sendo o diagnóstico e o plano de tratamento considerados fatores primordiais no sucesso da terapia, com o avanço tecnológico, o desenvolvimento e aperfeiçoamento das técnicas de colagem e de novos materiais propiciaram uma maior efetividade na movimentação dentária, resultando em uma melhora na qualidade de tratamento. Assim, a utilização de bráquetes fabricados com angulações e inclinações de suas canaletas previamente determinadas, confeccionados de modo a apresentarem retenções mecânicas; a utilização de ligas metálicas super flexíveis, como as ligas de Níquel-Titânio, que revolucionaram a mecânica dos aparelhos fixos introduzindo um conceito de forças leves e contínuas para a movimentação dentária, entre outros, contribuíram para a crescente evolução da ortodontia.

Na ortodontia fixa, a colagem direta de bráquetes representou um dos mais significativos avanços na montagem de aparelhos ortodônticos. A introdução da técnica do condicionamento ácido do esmalte por Buonocore³, foi um marco histórico que ocasionou diversos avanços no meio odontológico e também na prática ortodôntica, e que proporcionou o aumento acentuado na aderência dos materiais resinosos à estrutura dentária, melhorando o desempenho clínico dos materiais adesivos. Desde os primeiros estudos, sempre houve a busca por um material adesivo ideal para uso ortodôntico. As resinas compostas tornaram-se um dos principais materiais utilizados para a colagem dos dispositivos ortodônticos. Com a associação deste material e a técnica do condicionamento ácido do esmalte obteve-se

significativa resistência, uma das principais características buscadas no material adesivo. Tal material deve possuir uma força de adesão suficiente para resistir às forças decorrentes da mastigação e às forças ortodônticas, e permitir que a remoção dos acessórios seja realizada sem ocasionar danos ao dente. Além disso, o material de colagem deve apresentar um coeficiente de expansão térmica próximo ao do esmalte dental, fator importante para a estabilidade de fixação do acessório.

A proposta deste trabalho foi, portanto, avaliar algumas das propriedades físicas de duas resinas compostas indicadas para a colagem de acessórios ortodônticos. Desta forma, reporta-se aqui os resultados obtidos nos estudos de resistência ao cisalhamento de tais resinas e de expansão térmica dos materiais do sistema dente-resina-bráquete. Para tanto, serão feitas algumas considerações sobre a evolução da aparatologia ortodôntica, (próximo capítulo) destacando-se a importância da técnica do condicionamento ácido, e características das resinas odontológicas. Outros fatores importantes para a colagem ortodôntica serão abordados, como: a incidência das forças mastigatórias e ortodônticas sobre o sistema dente-resina-bráquete, considerações sobre as propriedades físicas de resistência e expansão térmica; assim como os métodos empregados para a avaliação destas em materiais odontológicos. No capítulo 3, apresenta-se a preparação das amostras e metodologia utilizada nos estudos de resistência ao cisalhamento das resinas compostas e expansão térmica dos materiais resinosos e material constituinte do bráquete. No capítulo 4, apresenta-se os resultados e discussão, e por fim, no capítulo 5, as conclusões.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. APARATOLOGIA ORTODÔNTICA

Durante o processo de evolução, a ortodontia transpôs vários desafios. Em relação aos aparelhos fixos, o primeiro deles foi o desenvolvimento de acessórios que transmitissem aos dentes, com precisão, as forças que lhes eram aplicadas. O segundo, foi o aperfeiçoamento de um método para a fixação desses dispositivos ao dente.

O aparelho ortodôntico pode ser definido como todo mecanismo capaz de gerar uma força e que por sua aplicação pode deslocar o elemento dentário em má oclusão. Os aparelhos fixos são basicamente constituídos de peças metálicas coladas ou cimentadas aos dentes, com a finalidade de movimentá-los. Os dispositivos ortodônticos devem controlar perfeitamente a distribuição de toda a força necessária para a movimentação dentária, sendo ao mesmo tempo, o mais simples e delicado possível⁴. Para a montagem do aparelho ortodôntico são utilizados vários dispositivos, como bandas, bráquetes, e fios ortodônticos (Fig. 1), contudo os pesquisadores sempre buscaram por métodos eficazes que simplificassem a montagem dos aparelhos.

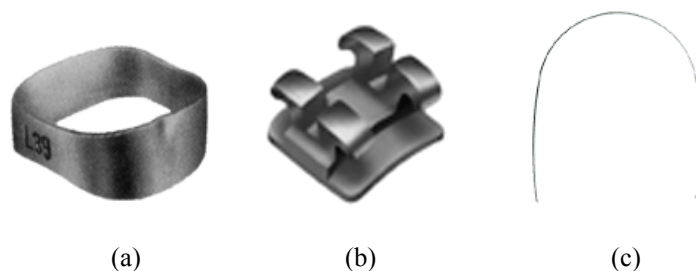


Figura 1: (a) banda, (b) bráquete e (c) fio ortodôntico.

Shange, em 1841, foi o primeiro pesquisador a empregar bandas para a movimentação ortodôntica. Inicialmente, os aparelhos eram constituídos por bandas confeccionadas em ouro,

as quais eram ajustadas aos dentes posteriores por meio de parafusos e nos dentes anteriores usavam-se bandas soldadas que eram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Aos poucos, os parafusos foram cedendo lugar às bandas soldadas, confeccionadas em aço inoxidável, sendo posteriormente comercializadas pré-fabricadas, como atualmente são utilizadas.

Os primeiros bráquetes foram desenvolvidos por Edward Angle, em 1915, referindo-se a ele como sendo um “delicado bloco de metal”, que na época consistia em um tubo vertical unido a uma haste em ângulo reto na metade inferior do tubo, os quais eram soldados às bandas⁴.

Durante anos, aparelhos fixos significaram bandas. Segundo Zachrisson⁵, muitas eram as desvantagens deste tipo de procedimento, tais como: complexidade de execução clínica, desconforto durante o tratamento, comprometimento da estética, dificuldade de higienização, dificuldade de diagnóstico de lesões cariosas, danos aos tecidos periodontais, e estabelecimento de diastemas interbandas.

Historicamente, a estratégia inicial de fixação de acessórios à coroa dentária foi a utilização do aparelho fixo com bandas em todos os dentes (Fig. 2). A introdução do condicionamento ácido do esmalte ocasionou o surgimento de novos métodos para a fixação dos acessórios ortodônticos ao dente.

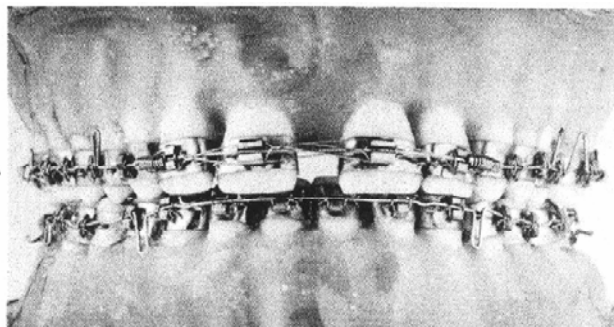


Figura 2: Aparelho fixo com bandas em todos os dentes.

2.1.1. CONDICIONAMENTO ÁCIDO DO ESMALTE DENTAL

Inicialmente, na odontologia restauradora, um dos maiores problemas era a falta de adesão dos materiais restauradores resinosos às estruturas dentárias, a qual permitia uma infiltração marginal, ocasionando descoloração marginal, fraturas, reincidência de cáries, sensibilidade pós-operatória, reações pulpares.

Michael Buonocore deu início à realização de estudos na tentativa de obter adesão entre os materiais resinosos e a estrutura dental^{3,6}. O autor considerava que uma das grandes falhas das restaurações era a falta de adesão às estruturas duras do dente e que; se tal capacidade fosse desenvolvida, muitas vantagens seriam obtidas, como por exemplo, a diminuição da necessidade de retenção e forma de resistência em preparos cavitários, e um efetivo selamento marginal, prevenindo o aparecimento de cáries. Entre as possibilidades por ele exploradas estavam: o desenvolvimento de novos materiais resinosos que apresentassem propriedades adesivas, a modificação dos materiais existentes para torná-los adesivos; o uso de um adesivo na interface entre o material e o dente, e a alteração da superfície dental por meio de tratamento químico, a fim de produzir uma nova superfície à qual os materiais pudessem aderir.

Baseando-se no fato de que o uso industrial do ácido fosfórico melhorava a adesão de tintas acrílicas na superfície do metal, sugeriu que os ácidos poderiam alterar a superfície do esmalte dental e permitir uma adesão adequada. Em 1955, o efeito obtido pelo condicionamento ácido do esmalte foi objeto de estudo do autor³. Neste trabalho, avaliou a possibilidade de união de resinas acrílicas ao esmalte dental previamente tratado com solução ácida. Para isso utilizou dois tipos de soluções ácidas, a primeira, uma associação de ácido fosfomolibidênio a 50% e ácido oxálico a 10%; e a segunda, uma solução de ácido fosfórico a 85%. O autor demonstrou a possibilidade de retenção micromecânica dos materiais acrílicos e a penetração do monômero resinoso nos espaços criados no esmalte condicionado. O

tratamento do esmalte com ácido fosfórico apresentou melhores resultados, e como conclusão considerou que o tratamento ácido proporcionou um expressivo aumento da área de contato e conseqüentemente da adesão na interface dente-material.

Desde então, novos estudos com o uso do condicionamento ácido foram realizados, e assim, criou-se uma nova perspectiva nos procedimentos restauradores, dando início à Odontologia Adesiva, e indiretamente ao desenvolvimento de novas técnicas para a colagem direta de acessórios ortodônticos.

2.1.2. EFEITOS DO CONDICIONAMENTO ÁCIDO DO ESMALTE

O esmalte dental é um tecido mineralizado de estrutura basicamente prismática. É constituído aproximadamente em 95% por uma porção inorgânica, formada por fosfato de cálcio, na forma de cristais de hidroxiapatita, 4% de material orgânico, formado por proteínas, e 1% a 4% de água. Durante o condicionamento ácido do esmalte realiza-se a remoção parcial de cristais prismáticos e interprismáticos dos cristais de hidroxiapatita, com a criação de uma zona de porosidade. O condicionamento ácido do esmalte permite que ocorra uma desmineralização seletiva do esmalte, resultando em microporosidades. O esmalte condicionado possui uma alta energia superficial, diferente da superfície normal do esmalte, e permite que uma resina “molhe” prontamente sua superfície. Então, quando um material resinoso é aplicado, ele penetra nessas microporosidades formando uma retenção micromecânica com o esmalte, sendo os prolongamentos resinosos chamados de tags. Estes “tags” de resina podem penetrar de 10 a 20 μm na porosidade do esmalte, porém seu comprimento está relacionado com o tempo de condicionamento, podendo haver poros de 5 a 50 μm de profundidade. O ataque ácido promove o aumento da energia superficial do esmalte, bem como da área de contato (umectabilidade), permitindo a criação de retenção para o material resinoso.

Muitos ácidos têm sido utilizados para a realização do condicionamento do esmalte, entretanto o ácido universalmente empregado é o ácido fosfórico, em uma concentração que pode variar entre 30% e 50%, sendo a concentração de 37% a mais comumente empregada. O uso do ácido em concentrações superiores a 50% ou inferiores a 27% resulta na formação de um sal insolúvel, que permanece nos microporos, obstruindo-os, mesmo após a lavagem, levando ao comprometimento do condicionamento^{7,8}. Na literatura, podemos encontrar um tempo de condicionamento com ácido fosfórico variável entre 15 e 60 segundos^{7,8,9,10}. A princípio, o tempo classicamente proposto era o de 60 segundos. Um maior tempo de condicionamento resulta em maior dissolução química do esmalte e zona de condicionamento mais profunda, não havendo correlação entre a profundidade de condicionamento e a força adesiva na união dente-resina. Estudos laboratoriais têm demonstrado que a resistência ao cisalhamento e a infiltração marginal são similares em 15 e 60 segundos de tempo de condicionamento^{11,12}. Com isso, pesquisas propuseram a redução do tempo de 60 segundos, objetivando um interesse clínico na redução do tempo operatório, e na melhora de caráter biológico, devido à redução na estrutura de esmalte perdida^{7,8,9,10}. Atualmente o tempo de aplicação do ácido é freqüentemente de 15 a 30 segundos.

O condicionamento ácido do esmalte acarretou uma melhora na adesão dos materiais resinosos ao esmalte e a possibilidade de um aumento na força de união, servindo de incentivo e impulsionando a busca já existente por materiais adesivos, resultando em um simples, conservativo e eficiente uso da resina em muitos procedimentos odontológicos.

2.1.3. RESINAS ODONTOLÓGICAS

Ao longo do tempo, na odontologia de modo geral, sempre houve a busca por materiais com características adesivas e estéticas, e que apresentassem resultados clínicos

satisfatórios. Vários materiais foram avaliados, como os cianocrilatos, poliacarboxilatos, resinas epóxicas, resinas acrílicas e dimetacrilatos.

As resinas sintéticas foram lançadas no mercado no final dos anos 40, sendo a partir de então, amplamente utilizadas na odontologia. A princípio, as resinas acrílicas baseadas nos metacrilatos enquadravam-se parcialmente no quesito estético como material restaurador de dentes anteriores, e características como a semelhança na coloração de dentes naturais e a insolubilidade em fluidos orais, as tornaram superiores aos cimentos de silicato, até então utilizados. No entanto, tais resinas apresentavam elevada contração de polimerização e elevado coeficiente de expansão térmica, o que ocasionava deficiências clínicas e fracassos prematuros.

No intuito de resolver tais debilidades, partículas inorgânicas, por vezes denominadas partículas de carga, foram adicionadas a esse material para a redução do volume dos componentes resinosos. As primeiras tentativas não foram bem-sucedidas, pois as cargas não se uniam quimicamente à matriz de resina, e a união incompleta acarretava defeitos microscópicos entre as cargas mecanicamente aderidas e a matriz circundante.

O desenvolvimento de materiais compostos teve início no começo dos anos 60, quando Bowen¹³ iniciou pesquisas com resinas epóxicas reforçadas com carga. As deficiências nos sistemas de resinas epóxicas, como a baixa velocidade de polimerização e tendência à descoloração, estimularam o autor a trabalhar com uma combinação de resina epóxica e resina acrílica. Este trabalho resultou no desenvolvimento da molécula de bis-GMA (Bisfenol A-metacrilato de glicidila) ou molécula de Bowen.

A molécula de bis-GMA (Fig. 3) pode ser descrita como um éster aromático de um dimetacrilato, sintetizado a partir de uma resina epóxica (etilenoglicol de Bisfenol A) e metilmetacrilato. Apresenta alto peso molecular e viscosidade relativamente alta, o que permite a ocorrência de polimerizações através de ligações cruzadas, contribuindo para uma

maior resistência; e ainda; a densidade da dupla união do grupo metacrilato é menor no monômero de bis-GMA, sendo este um fator de redução na contração de polimerização.

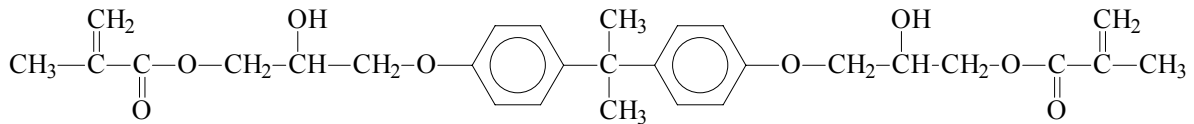


Figura 3: Molécula de bis-GMA.

As melhores propriedades do bis-GMA preencheram vários dos quesitos necessários a uma matriz orgânica para compósito dentário, levando ao desenvolvimento das resinas compostas ou dos compósitos. O termo compósito, em odontologia, se refere à estrutura que apresenta uma combinação de fase orgânica e inorgânica em sua composição. O componente orgânico de um compósito dental é a matriz polimérica. Por sua vez, o polímero é uma macromolécula formada pela união de unidades estruturais simples recorrentes, conhecidas por monômeros. O processo pelo qual os monômeros são unidos e convertidos em polímero é chamado de polimerização.

Os compósitos superaram as resinas epóxicas e acrílicas e passaram a ser o principal material empregado na odontologia restauradora. Os compósitos modernos apresentam em sua composição vários componentes. Seus principais constituintes são: uma matriz de resina, mais comumente composta pelos monômeros bis-GMA e UEDMA (uretanodimetacrilato), diluentes como o TEGDMA (trietilenoglicoldimetacrilato) e o DEGMA (dietilenoglicoldimetacrilato) que servem para reduzir a viscosidade do monômero e facilitar a incorporação de partículas inorgânicas; e partículas de cargas inorgânicas, sendo que as mais utilizadas são o quartzo, a sílica coloidal, e a sílica de vidro.

A incorporação de cargas inorgânicas à matriz de resina visa melhorar significativamente as propriedades físicas desta matriz. Além disso, o grau volumétrico dessas

cargas, seu tamanho, sua distribuição por tamanho e sua dureza, são importantes fatores na determinação das propriedades e na aplicação clínica do compósito resultante.

Além destes componentes, outras substâncias são incorporadas para melhorar a eficácia e durabilidade do material, tais como: um agente de união (silano), necessário para promover a adesão entre a carga inorgânica e a matriz de resina, e um ativador-inibidor, necessário para o processo de polimerização. Os aditivos melhoram a estabilidade da cor, os pigmentos proporcionam coloração semelhante à estrutura dentária, e inibidores como a hidroquinona previnem a polimerização prematura.

Uma das classificações utilizadas para as resinas é aquela que leva em consideração o tipo e o tamanho das partículas de carga, sugerindo uma divisão em: resinas de macropartículas, de partículas de carga pequena, micropartículas, híbridas e microhíbridas.

Os compósitos tradicionais ou de macropartículas apresentam o tamanho das partículas entre 8 e 12 μm , podendo chegar a 80 μm , na proporção de 70% a 80% em peso, sendo geralmente utilizado o quartzo. Alta rugosidade superficial, maior resistência à compressão e à tração comparada às resinas acrílicas, assim como um menor coeficiente de expansão térmica, são características destes materiais.

Os compósitos de partículas de carga pequena possuem um tamanho médio das partículas entre 1 e 5 μm , com alta distribuição no valor do tamanho das partículas, sendo usado o vidro com metais pesados. Apresentam maior resistência à compressão e à tração comparadas àquelas dos compósitos de micropartículas e dos tradicionais.

Os compósitos de micropartículas apresentam um tamanho médio de partículas de 0,04 a 0,4 μm , empregando-se o dióxido de silício, a sílica coloidal ou pirolítica. Apresentam maior lisura superficial, e suas propriedades físicas e mecânicas são inferiores às das resinas tradicionais.

Os compósitos híbridos possuem dois tipos de partículas inorgânicas em sua composição. Eles compõem a geração de materiais multiuso que associam partículas de vidro, com tamanho médio de 0,04 a 0,7 μm , com partículas de sílica de 0,04 μm . Estas resinas apresentam alta resistência mecânica, ao desgaste, e uma excelente estabilidade de cor.

As resinas se solidificam quando são polimerizadas. As resinas odontológicas são geralmente polimerizadas por um processo de polimerização de adição, que tem início a partir de um centro ativo (radical livre). Os radicais livres podem ser gerados por ativação química ou ativação por energia externa (luz ou calor). Sendo assim, o processo de polimerização das resinas pode ocorrer através de sistemas ativados por componentes químicos, como nas resinas autopolimerizáveis, ou por luz visível, como nas resinas fotopolimerizáveis. Os materiais autopolimerizáveis se apresentam em forma de duas pastas, onde uma delas contém o iniciador, o peróxido de benzoíla, e a outra, o ativador, uma amina terciária (N, N - dimetil-*p*-toluidina). Quando estas pastas são misturadas ocorre uma reação entre o iniciador e o ativador, resultando no aparecimento de radicais livres que levam à polimerização do bis-GMA, com a formação de ligações cruzadas na estrutura final. A reação é caracterizada pela liberação de calor e pela contração do polímero, ocorrendo geralmente entre 30 e 60 segundos.

Os sistemas fotopolimerizáveis possuem um fotoiniciador, sendo geralmente a canforquinona, que apresenta uma banda de absorção entre 400 e 500 nm, e está presente em torno de 25% do peso. Nas resinas fotopolimerizáveis, a canforquinona e uma amina, dimetilaminoetilmetacrilato, irão gerar radicais livres quando irradiadas pela luz visível, iniciando o processo de polimerização.

As resinas compostas tornaram-se o material utilizado em várias aplicações odontológicas, como no selamento de fossas e fissuras dos dentes, agentes de união à dentina,

agentes cimentantes de restaurações indiretas em prótese, como material de facetas estéticas, e na colagem de bráquetes ortodônticos.

Algumas características são importantes quando da utilização da resina como material odontológico, tais como:

Características biológicas

O material deve ser insípido, inodoro, não tóxico e não irritante aos tecidos bucais. Ainda, deve ser completamente insolúvel na saliva, ser impermeável aos fluidos orais, não sendo anti-higiênico.

Propriedades Físicas

A resina deve possuir adequada resistência à compressão, resistência à tração, resistência às forças de impacto e desgastes excessivos que possam ocorrer no meio oral. Deve apresentar estabilidade dimensional sob todas as condições de uso, incluindo as mudanças de temperatura e variações de aplicação de forças.

Propriedades Estéticas

O material não deve sofrer alterações bruscas de coloração.

Características de manipulação

O material deve apresentar facilidade em misturar, inserir, polimerizar.

Todas as características citadas são inerentes a todo material adesivo. Especificamente na ortodontia, o material adesivo deve ainda, apresentar resistência ou força de adesão suficiente, sendo capaz de suportar as forças mastigatórias e as forças ortodônticas durante a movimentação dentária; possuir um coeficiente de expansão próximo ao do dente, e permitir que a remoção do acessório ortodôntico seja realizada sem provocar danos à superfície dentária.

2.1.4. COLAGEM DIRETA DOS ACESSÓRIOS ORTODÔNTICOS

Na ortodontia, a procura por um material adesivo ideal que permitisse a estabilidade clínica necessária para os acessórios ortodônticos levou à avaliação de vários materiais, como os policarboxilatos, as resinas epóxicas, acrílicas e os dimetacrilatos, na tentativa de colagem dos acessórios à superfície do esmalte dental.

O primeiro artigo sobre colagem direta de bráquetes ortodônticos foi publicado por Sadler¹⁴, em 1958. O autor tentou fixar bráquetes ortodônticos diretamente ao esmalte de dentes humanos extraídos tratados com condicionamento ácido, avaliando nove tipos de adesivos, sendo quatro cimentos dentários, dois adesivos para metal, um cimento à base de borracha e dois adesivos de uso geral do tipo “cola tudo”. Após a realização de testes com aplicação de forças de tração, cisalhamento e torque, concluiu que nenhum dos adesivos promovia estabilidade suficiente para a clínica ortodôntica.

Em 1960, Swanson & Beck avaliaram em dentes extraídos, um adesivo à base de cianocrilato modificado de baixa viscosidade. Os resultados foram insatisfatórios, sendo que alguns bráquetes, sob meio úmido, descolaram após vinte quatro horas e os demais em quatro semanas. Como fator determinante do insucesso, os autores destacaram a umidade¹⁵.

Newman¹⁶, em 1965, foi o primeiro a avaliar a técnica de condicionamento ácido do esmalte com a finalidade de aumentar a força de adesão entre a superfície dentária e um adesivo para ortodontia. Para tanto, desenvolveu e testou uma resina epóxica à base de bisfenol A. Os resultados demonstraram um aumento da força de adesão após o condicionamento ácido do esmalte.

Cueto¹⁷ descreveu uma das primeiras colagens diretas de bráquetes realizada em pacientes no Departamento de Ortodontia de Eastman Dental Center (Nova Iorque), em 1966; utilizando uma resina à base de metil-2-cianocrilato com partículas de silicato, e o

condicionamento do esmalte com uma mistura de ácido fosfórico a 50% e óxido de zinco a 7%. Num período de 8 a 18 meses, houve uma percentagem pequena de bráquetes descolados.

Newman et al.¹⁸ (1968) avaliaram várias formulações de resinas à base de metilmetacrilato para a fixação de bráquetes ortodônticos, com o condicionamento do esmalte com ácido fosfórico a 40%. Ainda, o autor publicou, em 1969, uma revisão do estágio em que se encontravam suas pesquisas sobre colagem direta em ortodontia. O condicionamento ácido do esmalte com ácido fosfórico foi considerado indispensável para um melhor desempenho do adesivo. Quanto ao adesivo, por ter obtido resultados insatisfatórios com os cianocrilatos, poliuretanos, poliésteres e resinas epóxicas, as resinas acrílicas tornaram-se o material de sua escolha¹⁹.

Silverman et al. (1972) apresentaram um novo método para colagem utilizando um adesivo polimerizado com luz ultravioleta. Ainda, em 1972, Cohl et al. avaliaram *in vitro* e *in vivo* um sistema adesivo polimerizado por luz ultravioleta, como opção para colagem de bráquetes e concluíram que o sistema adesivo avaliado era efetivo, destacando vantagens como uma boa estética e rapidez de polimerização¹⁵.

Zachrisson²⁰ (1977) relatou uma avaliação do desempenho clínico de um sistema adesivo composto por uma resina dimetacrilato (bis-GMA) pasta-pasta, polimerizada quimicamente, uma resina fluida e o condicionamento do esmalte com ácido fosfórico a 37%, obtendo como resultados baixos percentuais de descolagem. Newman (1978) avaliou o desempenho clínico de dois adesivos à base de bis-GMA, sendo um pasta/pasta e o outro pó/líquido. Os resultados demonstraram não haver diferença significativa entre as resinas avaliadas, sendo que ambas apresentaram baixos percentuais de descolagem¹⁵.

Ao final da década de 1970, as colagens diretas de acessórios ortodônticos à superfície dentária já estavam consolidadas como um procedimento clínico de rotina. A consolidação das colagens ortodônticas ocorreu graças aos resultados obtidos a partir da associação do

condicionamento ácido do esmalte com as resinas compostas à base de bis-GMA, resultando na obtenção de valores de força de adesão e estabilidade clinicamente satisfatórias.

A colagem direta de bráquetes (Fig. 4) trouxe diversas vantagens quando comparada à técnica de bandagem, tais como: simplicidade da técnica, diminuição do tempo de trabalho, melhores condições de higienização, controle do desenvolvimento de lesões cariosas, melhora da estética, posicionamento mais preciso dos acessórios ortodônticos, eliminação dos diastemas interbandas e um menor desconforto para o paciente.

Outros materiais têm sido utilizados e desenvolvidos com esta finalidade, tais como: as resinas compostas com flúor, os cimentos de ionômero de vidro, os cimentos de ionômero de vidro modificado pela adição de resina. Estes novos materiais passaram a ser avaliados tendo como padrão os valores de força de adesão obtidos com a combinação condicionamento ácido-resina bis-GMA.



Figura 4: Aparelho fixo com colagem direta de bráquetes.

2.2. FATORES IMPORTANTES PARA A COLAGEM ORTODÔNTICA

2.2.1. FORÇAS MASTIGATÓRIAS

A movimentação dentária fisiológica está relacionada àqueles movimentos que ocorrem naturalmente nos dentes, compreendendo os leves movimentos dentários que

ocorrem durante o desempenho da função mastigatória, sem o deslocamento do elemento dental.

Os dentes e estruturas periodontais estão sujeitos às forças pesadas e intermitentes da mastigação. O contato dentário quando uma substância macia é mastigada, durante um segundo ou menos, pode gerar forças de 1 a 2 kgf. Substâncias mais rígidas podem gerar forças de até 50 kgf. Registros laboratoriais demonstraram que a força mastigatória média mais alta de ser mantida é aproximadamente de 75,6 kgf⁷. Entretanto, a força pode variar notadamente de uma região a outra da boca. Exemplificando, na região molar pode variar de 40 a 89 kgf, na região do pré-molar de 22 a 44,5 kgf, nos caninos de 13,3 a 33,4 kgf, e nos incisivos de 8,9 a 11,1 kgf⁷. Morneburg et al.²¹ em estudo realizado para mensurar forças mastigatórias no sentido vertical reportaram valores médios de 22 kgf, encontrando valores máximos de 45 kgf.

Reynolds²², em seu artigo sobre uma revisão de colagens ortodônticas, relatou alguns valores de forças mastigatórias encontrados na literatura. As forças oclusais médias variaram entre 10 e 100 kgf. Os valores médios de forças, durante a mastigação, encontrados foram de 12 kgf (segundo MIZRAHI e SMITH) e de 4 a 5 kgf (segundo NEWMAN).

2.2.2. FORÇAS ORTODÔNTICAS

A força ortodôntica pode ser definida como a ação de um corpo, no caso o fio ortodôntico, sobre um outro corpo, o dente, que modifica ou tende a modificar a posição ou o movimento deste segundo corpo²³.

Diferentes quantidades de força, e a maneira pela qual esta é aplicada ao dente provocam diferentes distribuições desta força por unidade de área no ligamento periodontal e conseqüentemente, diferentes tipos de movimentos dentários são obtidos. A magnitude da força ortodôntica pode variar entre leve e pesada, e o seu ritmo de aplicação pode ser do tipo

contínuo, intermitente, ou interrompido, cada qual produzindo determinadas reações no periodonto de sustentação. Segundo Moyers²⁴, a força ortodôntica ótima é aquela capaz de ocasionar a máxima resposta tecidual, sem dor ou reabsorção radicular e que mantém a saúde do ligamento periodontal em toda sua extensão durante todo o tempo de sua aplicação.

Durante a correção ortodôntica, podem ser realizados vários tipos de movimentos dentários, que estão representados na Figura 5.

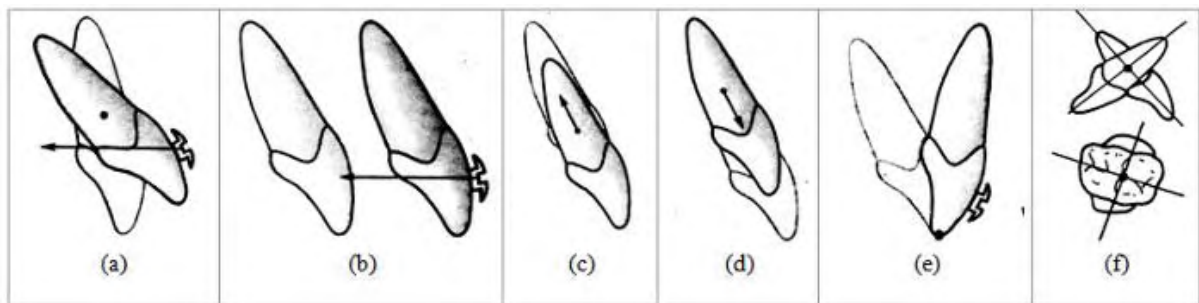


Figura 5: Tipos de movimentos ortodônticos.

O movimento de inclinação (Fig. 5a) é o mais simples e rápido movimento realizado ortodonticamente. Ele ocorre quando uma força é aplicada sobre um ponto qualquer da coroa do dente, fazendo com que ele se incline na direção e sentido de aplicação da força.

Outro movimento é o de translação (Fig. 5b), também denominado de movimento de corpo, o qual representa a translação completa do dente para uma nova posição, com seu deslocamento espacial, de modo que cada ponto do dente move-se paralelamente numa linha reta na direção e sentido de aplicação da força. Os movimentos de intrusão (Fig. 5c) e extrusão (Fig. 5d) são considerados movimentos de corpo no sentido vertical.

O movimento de torque (Fig. 5e) constitui o movimento diferencial de uma parte do dente, no caso o radicular, com restrição de qualquer movimento de outras partes. Por fim, o movimento de rotação pura (Fig. 5f) ocorre quando o dente gira ao redor do seu longo eixo.

Para cada tipo de movimento ortodôntico realizado, é requerida certa quantidade de força. A Tabela 1 apresenta os valores de forças ótimas para os diferentes tipos de

movimentos dentários, segundo Proffit²⁵. Deve se ressaltar que os valores dependem, em parte, do tamanho do dente, os valores menores são apropriados para os incisivos e os valores maiores para os dentes posteriores multirradiculares.

Tabela 1: Valores de forças para movimentos ortodônticos.

Tipo de movimento	Força (10⁻³ kgf)
Inclinação	50-70
Translação	100-150
Verticalização	75-125
Intrusão	15-25
Extrusão	50-75
Rotação	50-75

Ainda, Olsen²⁶ (1997) reportou que as forças requeridas para mover-se ortodonticamente um dente variam entre 0,05 kgf e 0,4 kgf.

O sistema dente-resina-bráquete está freqüentemente submetido a um conjunto de forças, constituído pelas forças decorrentes da mastigação e as forças envolvidas na movimentação ortodôntica, sendo fundamental que o material adesivo utilizado promova união adequada, sendo capaz de resistir a este sistema de forças.

Observa-se que dentro deste conjunto de forças, a magnitude das forças mastigatórias contribui para que estas sejam as principais componentes da força resultante sobre o sistema dente-resina-bráquete. A maior causa de fracassos no sistema de adesão está relacionada com a força normal de oclusão que é transmitida aos dentes durante a mastigação.

2.2.3. PROPRIEDADE DE RESISTÊNCIA DE UM MATERIAL ADESIVO

2.2.3.1 FORÇA DE ADESÃO

O fenômeno da adesão está presente em diversas situações na odontologia. Quando duas substâncias são mantidas em contato íntimo as moléculas de uma aderem ou são atraídas

pelas moléculas da outra. Esta força é chamada de adesão quando duas moléculas diferentes se atraem, e de coesão, quando elas são da mesma espécie. O material adicionado para produzir a adesão é conhecido como adesivo, e a superfície sobre a qual é aplicado, é chamada de aderente.

Os materiais adesivos, de modo geral, apresentam uma adesão química, entretanto a força de união desses materiais às estruturas dentárias engloba além do fenômeno químico, o fenômeno físico, representado por uma união mecânica existente entre as substâncias em contato. Este tipo de ligação constitui um mecanismo de grande utilidade, devido à escassez de materiais com capacidade de adesão química considerável. Em se tratando de adesivos ortodônticos, a força de adesão juntamente com a união mecânica, são capazes de proporcionar uma forte união entre as estruturas envolvidas.

A primeira, e imprescindível propriedade que se busca num adesivo ortodôntico é a capacidade de manter os acessórios firmemente aderidos aos dentes, durante todo o tratamento, resistindo às cargas ortodônticas e decorrentes da mastigação. A força de adesão do material utilizado para colagem dos bráquetes, a retenção micromecânica oferecida pelo ataque ácido e a presença de microretenções na área de contato dos bráquetes são fatores importantes na estabilidade de fixação do acessório ortodôntico.

Por sua vez, a força de adesão pode ser relacionada com a propriedade de resistência do material adesivo ortodôntico.

2.2.3.2 RESISTÊNCIA DE UM MATERIAL ADESIVO ORTODÔNTICO

Muitas das propriedades mecânicas dos materiais dentários são importantes no desempenho da função que os mesmos exercem na cavidade oral.

Os materiais adesivos ortodônticos estão submetidos aos esforços mastigatórios e de movimentação ortodôntica, sofrendo variados tipos de tensões. Tensão é a força pela unidade

de área atuando em milhões de átomos ou moléculas em um plano de um material. Assim, quando uma força externa atua em um corpo sólido, no caso o dente ou qualquer material presente no meio oral, a força aplicada dividida pela área em que esta força atua no corpo equivale ao valor da tensão produzida na estrutura. A tensão resultante da aplicação da força dependerá da área sobre a qual está sendo aplicada. Uma força de tração produz tensões de tração, uma força compressiva produz tensões de compressão, e uma força de cisalhamento produz tensões de cisalhamento, sendo todas freqüentemente aplicadas sobre o sistema mastigatório.

Por outro lado, a resistência que o material apresenta aos diversos tipos de tensões constitui uma das propriedades mecânicas de importância para a utilização desse material na cavidade oral. A resistência de um material pode ser definida como o nível médio de tensão em que o material exibe certa quantidade de deformação plástica ou o ponto em que o mesmo exibe fratura.

Em se tratando de um material adesivo ortodôntico, a resistência, por vezes denominada como força de adesão, é determinada pela força por unidade de área necessária para romper a união com o aderente. Newman¹⁶ (1965), em estudo realizado, sugeriu um valor mínimo de 1,38 MPa de força de adesão para um adesivo ortodôntico. Keizer et al.²⁷ (1976), relataram valores de força de adesão mínima entre 2,86 e 7,59 MPa.

Knoll, Gwinnet e Wolff²⁸ (1986), indicaram que uma força de adesão mínima de 2,8 MPa era adequada para manterem fixos os bráquetes ortodônticos. Reynolds²², numa revisão da literatura, encontrou como valores mínimos de adesão, o intervalo de 4,9 e 7,85 MPa. Maijer e Smith consideraram de 8 a 10 MPa como valores mínimos aceitáveis para uma boa colagem de bráquetes ortodônticos²⁹.

Reynolds²² preconizou valores de força de adesão mínima de 6 a 8 MPa para que um adesivo ortodôntico seja utilizado clinicamente. Apesar do caráter subjetivo na determinação de tal intervalo, este tem sido aceito como referência nos estudos realizados¹⁵.

2.2.3.3 MÉTODO DE AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA

A avaliação da resistência de um material adesivo pode ser realizada *in vivo*, em estudos clínicos a longo prazo, ou *in vitro* por meio de ensaios mecânicos. Os ensaios *in vivo* podem ser considerados soberanos quanto à avaliação do desempenho clínico dos materiais, no entanto, a complexidade para sua realização os torna pouco explorados, sendo os ensaios mecânicos mais comumente realizados. Há vários tipos de ensaios mecânicos, dentre os quais se destacam: os de cisalhamento, de tração e de torção.

Na ortodontia, os ensaios mecânicos de cisalhamento são os mais utilizados, por representarem aproximadamente o que ocorre clinicamente³⁰. Uma tensão de cisalhamento tende a resistir ao deslocamento de uma porção de um corpo sobre outro. Exemplificando, quando uma força é aplicada ao longo da superfície do esmalte dental, paralelamente à interface entre o esmalte e o bráquete ortodôntico, este poderá se soltar por uma falha de tensão por cisalhamento do agente de cimentação resinoso. Na maioria das vezes, as descolagens de bráquetes ocorrem devido a interferências oclusais ou mastigação de alimentos ou objetos rígidos, ações indutoras da associação de tensões de cisalhamento, torção e compressão. É necessário ressaltar que a obtenção de uma tensão de cisalhamento em sistemas adesivos utilizados para a fixação de acessórios ortodônticos depende do paralelismo entre a linha de ação da fonte de força e a interface da colagem. Na prática, nos testes de cisalhamento sempre estão associados efeitos como momentos fletores resultantes do não paralelismo citado e relacionados com algumas tensões de tração e/ou compressão (Fig. 6).

Entretanto, tal fato, não compromete os resultados destes testes porque, na realidade, não existe *in vivo* um cisalhamento puro.

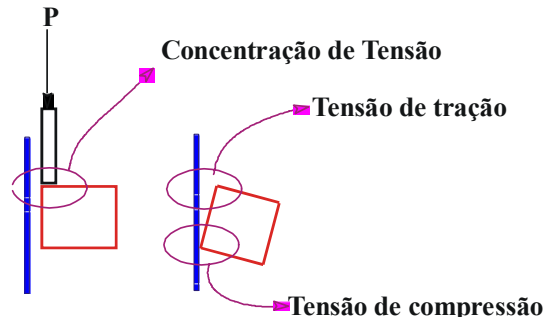


Figura 6: Esquema ilustrando o desenvolvimento das forças em um corpo de prova submetido ao ensaio de cisalhamento.

Alguns fatores podem interferir sobre os resultados destes testes, tais como: delimitação da área de colagem, qualidade do substrato (dente), condições de armazenagem dos corpos de prova antes dos ensaios como variações de temperatura e umidade, e o método de aplicação de força. Devido à grande variabilidade observada nas metodologias de avaliação de força de adesão, a Organização Internacional de Padronização (ISO) elaborou um documento especificando diversos parâmetros relacionados ao tema (CD TR 11405 Materiais Dentários - Guia para testes de adesão à estrutura dentária), para criar uma normalização.

Em um ensaio mecânico de cisalhamento, a adesão é rompida por uma força com linha de ação paralela à superfície dentária, realizado em uma máquina de ensaios. Através da realização dos testes, os valores da resistência ao cisalhamento são obtidos através da seguinte equação:

$$R = \frac{F}{A} \quad (1)$$

onde, R - corresponde à resistência ao cisalhamento; F - corresponde à carga necessária para o rompimento da união do sistema dente-resina-bráquete e; A - corresponde à área de união,

representada pela área da base do bráquete. Em geral, os valores de resistência são expressos em Megapascal.

2.2.4. EXPANSÃO TÉRMICA E EXTENSOMETRIA

Uma das características do meio bucal são as bruscas variações de temperatura, freqüentemente associadas à ingestão de alimentos. Spierings et al.³¹ (1987) relataram uma temperatura mínima de 14°C e a mais alta de 56°C no meio bucal. Palmer et al.³² (1992) sugeriram valores de 0°C a 67°C para as variações de temperatura no meio bucal, associadas à dieta alimentar. As variações de temperatura na cavidade oral podem ser relacionadas com uma característica importante dos materiais de uso odontológico, a expansão térmica. O coeficiente de expansão térmica de um material pode ser definido como a variação percentual de uma de suas dimensões por unidade de variação de temperatura. Este constitui uma importante propriedade física, inerente a cada material, e relevante para sua aplicação como material dentário.

Na literatura, pode-se encontrar valores de coeficiente de expansão térmica de vários materiais, principalmente de metais e ligas, e por vezes, ocorre a necessidade de se medir o coeficiente para um material específico e num dado intervalo de temperatura.

A dilatação térmica é dada pela equação:

$$\Delta L = L_0 \alpha \Delta T \quad (2)$$

onde, ΔL é a variação do comprimento do material, L_0 o seu comprimento inicial e α o coeficiente de dilatação (ou expansão) linear.

O conhecimento do coeficiente de expansão térmica de materiais odontológicos é significativo e pode ser relacionado com vários problemas clínicos como fraturas, infiltração marginal, deslocamento do material. Particularmente em ortodontia, seria ideal que os

constituintes do sistema dente-resina-bráquete apresentassem valores de coeficiente de expansão térmica próximos, o que contribuiria para uma melhor estabilidade do sistema.

Há uma grande variedade de métodos empregados para mensurar o coeficiente de expansão térmica, como os métodos de difração, sistemas de imagem óptica, interferometria³³.

Uma das maneiras clássicas de se medir o coeficiente de expansão térmica é através da dilatométrica. Na odontologia, utilizando desta técnica, Henschang et al.³⁴ estudaram o coeficiente de dilatação térmica de dentes humanos e obtiveram os seguintes valores: $17 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (ou $17 \mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$) para o esmalte, $11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ (ou $11 \mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$) para dentina e $9 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ para a raiz ($9 \mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$).

Outra técnica que tem sido utilizada é a extensometria. Para sua realização, são utilizados dispositivos conhecidos como extensômetros ou “strain gauge”, que consistem em elementos resistivos sensíveis, capazes de transformar pequenas variações de dimensões em variações equivalentes de sua resistência elétrica³⁵.

A descoberta do princípio da extensometria se deu em 1856, quando William Thomson observou a variação da resistência elétrica de um condutor quando submetido a variações de intensidade de forças de tração. Na década de 1930 a 1940, Roy Carlson aplicou o princípio na construção do extensômetro de fio livre. Em 1937, Edward Simmons e Arthur Ruge, trabalhando independentemente, utilizaram pela primeira vez, fios metálicos colados à superfície de um corpo de prova para a medida de deformações, o que levou ao desenvolvimento dos extensômetros que são atualmente utilizados³⁵.

A técnica da extensometria apresenta inúmeras vantagens quando comparada a dilatométrica, tais como: alta precisão de medida, baixo custo, facilidade de uso, possibilidade de se efetuar medidas à distância, em meio aquoso ou gasoso; e permitir variação no formato da amostra e no tipo do material. A extensometria tem sido freqüentemente empregada na

prática médica e cirúrgica^{36,37}. De modo geral, as características dessa técnica contribuíram para sua boa aceitação e aplicação em vários setores, e os resultados obtidos demonstram confiabilidade.

O extensômetro é basicamente constituído por uma base; uma grade com um elemento resistivo e um terminal (Fig. 7).

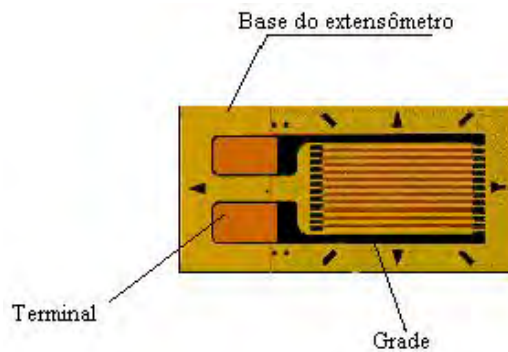


Figura 7: Extensômetro.

O princípio de funcionamento desta técnica baseia-se no fato da resistência elétrica de um material ser diretamente proporcional ao seu comprimento e inversamente proporcional a área transversal, ou seja,

$$R = \rho \left(\frac{L}{A} \right) \quad (3)$$

e; num circuito elétrico do tipo Ponte de Wheatstone (Fig. 8).

A ponte de Wheatstone (Fig. 8) foi descrita pela primeira vez em 1833, por Christie com a finalidade de medir resistências elétricas, sendo formada por quatro resistências, uma fonte de alimentação e um galvanômetro.

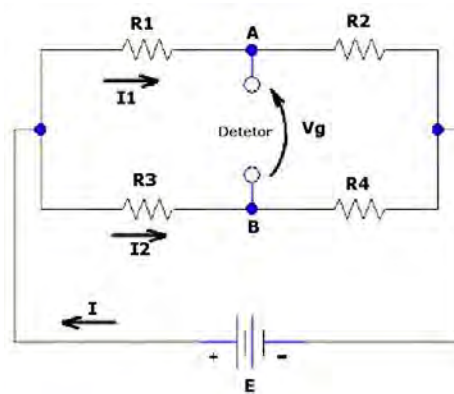


Figura 8: Ponte de Wheatstone.

A característica principal deste circuito é que quando esta ponte está em equilíbrio, ou seja, quando o produto das resistências opostas são iguais ($R_1 R_4 = R_2 R_3$), a diferença de potencial (V_g) entre os pontos A e B é igual a zero. Se por algum motivo, o valor da resistência de um dos elementos que faz parte desta ponte é modificado, aparecerá uma diferença de potencial V_g diferente de zero. A medida de expansão térmica por extensometria baseia-se exatamente neste fato.

Na técnica, o extensômetro é colado na amostra da qual se deseja estudar a expansão térmica e o conjunto formado será um dos braços da ponte de Wheatstone. Quando ocorrer qualquer variação na resistência do extensômetro devido à expansão térmica da amostra, uma tensão V_g será registrada. A tensão V_g , neste caso pode ser descrita como:

$$V_g = \frac{E}{4} K \varepsilon = \frac{E}{4} \frac{\Delta R}{R} \quad (4)$$

onde, E é a tensão de alimentação do circuito, K é o fator do extensômetro, ε ($\Delta L/L_0$) é a deformação, ΔR a variação da resistência e R a resistência inicial do extensômetro.

Na odontologia esta técnica vem sendo aplicada no estudo de expansão térmica de materiais dentários. Para avaliar o coeficiente de expansão térmica de resinas compostas restauradoras, Versluis et al.³⁸ utilizaram a extensometria, fazendo uma variação de

temperatura entre 26°C e 75°C. Para os autores, esta técnica demonstrou facilidade de uso e eficiência, devido à alta sensibilidade dos extensômetros, capazes de medir qualquer variação na expansão ou contração das resinas. Sakaguchi et al.^{39,40} utilizaram a extensometria para mensurar a contração de polimerização de compósitos, verificando que a técnica também é eficiente para estudar o processo de cura dos materiais e, conseqüentemente, estudar a cinética de polimerização. Santos⁴¹ utilizou a extensometria para avaliar a expansão térmica do cimento endodôntico MTA e de um cimento endodôntico experimental, obtendo êxito com tal técnica.

3. METODOLOGIA

3.1. ENSAIO DE CISALHAMENTO

3.1.1. MATERIAL E MÉTODO

Dentes

Para a realização deste experimento foram utilizados sessenta dentes pré-molares humanos superiores e inferiores, hígidos e recém-extraídos, com o devido cuidado para não haver quaisquer tipos de imperfeições, ranhuras, descalcificações ou fraturas.

Bráquetes

Para todos os dentes, foram utilizados bráquetes metálicos específicos para pré-molares, com malha de retenção nas bases, do tipo Edgewise (referência 10.30.208), fabricados pela Dental Morelli.

Materiais para colagem

Neste estudo foram avaliados dois materiais, sendo eles: a resina composta quimicamente ativada Concise Ortodôntico (3M), e a resina composta fotopolimerizável Fill Magic Ortodôntico (Vigodent), ambos indicados para a colagem de acessórios ortodônticos.

O Concise Ortodôntico (Fig. 9) é uma resina quimicamente ativada, do tipo macropartículas, composta por duas resinas fluidas orgânicas *A* e *B* e duas resinas em pasta *A* e *B*. As resinas fluidas quando misturadas e aplicadas ao dente promovem a ligação da resina composta ao dente. A resina fluida *A* contém bis-GMA e TEGDMA e a resina *B* contém bis-GMA, TEGDMA e peróxido de benzoila. As pastas *A* e *B* são complexos resinosos constituídos basicamente de uma parte orgânica e uma parte inorgânica. A parte orgânica, conhecida como matriz é o bis-GMA, e a parte inorgânica ou “filler” são partículas de quartzo. A pasta *A* possui além destes constituintes, um derivado amino-terciário, o Dimetil *p*-toluidina, que é o acelerador da reação. A pasta *B* é a que contém o catalisador, o peróxido de benzoila, além dos componentes já mencionados. O Concise contém 91% (em volume) de partículas de quartzo com tamanho médio de 9 μm (as partículas possuem tamanho variando entre 1 e 40 μm).



Figura 9: Concise Ortodôntico.

O Fill Magic Ortodôntico (Fig. 10) é um composto fotopolimerizável, com flúor, composto por pasta única comercializada acondicionada em seringa. Sua composição contém bis-GMA, ácido de éster metacrílico e vidro de flúor silicato, com baixo conteúdo de partículas inorgânicas.



Figura 10: Fill Magic Ortodôntico.

Limpeza e armazenagem dos dentes

Após a realização das exodontias, os dentes foram lavados com água destilada e armazenados em solução de formalina a 10%, à temperatura ambiente, até o momento da realização da limpeza.

Os dentes tiveram suas superfícies radiculares limpas com o auxílio de uma lâmina de bisturi nº15, sendo posteriormente lavados com água deionizada e armazenados em temperatura ambiente, até sua utilização. Com relação às coroas, tomou-se o cuidado de não serem utilizadas superfícies com manchas ou defeitos.

Preparo dos corpos de prova

Os dentes tiveram suas raízes incluídas em uma forma cilíndrica (Fig. 11a) de PVC com dimensões de 2,5 cm de diâmetro e 2,0 cm de altura, que foi preenchida com resina acrílica quimicamente ativada do tipo Jet Set Clássico. Para a inclusão dos dentes foi desenvolvido em laboratório um dispositivo (Fig. 11b), com a finalidade de manter o paralelismo da superfície vestibular com o longo eixo de inclusão do dente. Após a polimerização da resina acrílica, os corpos de prova foram armazenados em temperatura ambiente até o momento da colagem do bráquete ortodôntico.



Figura 11: (a) forma, (b) dispositivo (c) inclusão do dente.

Condicionamento ácido do esmalte

Para a colagem dos bráquetes, os dentes foram submetidos a um tratamento prévio, consistindo primeiramente na profilaxia das superfícies vestibulares com pedra pomes de granulação fina e água, com o auxílio de uma escova do tipo Robinson, aproximadamente por 15 segundos. Posteriormente, os dentes foram lavados com água durante 15 segundos e secos com jato de ar comprimido, livre de óleo, por 15 segundos. Foi realizado o condicionamento ácido das superfícies vestibulares de todos os dentes, numa área correspondente ao tamanho da base do bráquete, com ácido fosfórico na forma de gel, numa concentração de 37%, durante 30 segundos. Logo após, o esmalte foi lavado com jato de água por 15 segundos e a secagem foi realizada com jato de ar comprimido por 15 segundos. Houve a verificação da superfície tratada para a confirmação da característica esbranquiçada e opaca do esmalte, confirmando o sucesso do condicionamento ácido.

Colagem dos acessórios

O processo de colagem foi realizado após o condicionamento ácido do esmalte. Os corpos de prova (Fig. 12) foram divididos aleatoriamente em quatro grupos contendo quinze dentes cada.

No grupo 1, os bráquetes foram colados com a resina quimicamente ativada Concise Ortodôntico. As resinas fluidas *A* e *B* foram misturadas, em proporções iguais, e a mistura foi aplicada com pincel à superfície do esmalte condicionado e à base do bráquete. Quantidades iguais de pastas *A* e *B* foram espatuladas durante 10 segundos, sendo a mistura aplicada à base do bráquete. O bráquete foi posicionado na superfície vestibular, com pressão manual suficiente para adaptá-lo e permitir o escoamento do material. O excesso de resina foi removido com sonda exploradora, antes de sua completa polimerização, sendo o tempo de presa de 20 a 30 segundos.

No grupo 2, os bráquetes foram colados com a resina Fill Magic Ortodôntico, sendo aplicada na base do bráquete, sem a aplicação de adesivo ao dente. O bráquete foi posicionado na superfície vestibular, com a remoção dos excessos, e a resina foi fotopolimerizada por 40 segundos, com aparelho fotopolimerizador da marca Gnatus, com uma densidade de potência de 250 mW/cm^2 (valor fornecido pelo fabricante), com faixa espectral entre 400 e 500 nm.

Para toda colagem, os bráquetes foram posicionados utilizando-se uma pinça posicionadora ortodôntica, sendo os mesmos posicionados na região central da face vestibular, mantendo-se o paralelismo entre a base do bráquete e a superfície vestibular.

Os grupos 1 e 2 foram armazenados em câmara escura, à temperatura ambiente, por 24 horas e após este período, foi realizado o ensaio de cisalhamento.

Nos grupos 3 e 4 foram realizados os mesmos procedimentos de colagem, respectivamente utilizando a resina Concise Ortodôntico e o Fill Magic Ortodôntico, e após 48 horas, as amostras foram submetidas à termociclagem, antes do teste de cisalhamento.



Figura 12: Corpo de prova.

Termociclagem

O meio bucal é caracterizado pela grande umidade, variações de pH, presença de microorganismos, variações de temperatura, fatores que influenciam no desempenho clínico

dos materiais dentários. Estudos demonstraram que valores extremos de temperatura são encontrados durante a ingestão de bebidas frias e quentes^{31,32}. Em se tratando de materiais para colagem ortodôntica, a influência das variações de temperatura e do meio úmido na qualidade de adesão têm sido de grande interesse para estudos laboratoriais^{42,43}. Os testes de ciclagem térmica são utilizados para reproduzir as variações de temperatura que comumente ocorrem na cavidade bucal. Os ciclos térmicos, realizados em máquina de ensaio, são caracterizados pela variação de temperatura e imersão dos corpos de prova em meio úmido, simulando choques térmicos. Posteriormente à termociclagem, a realização de ensaios mecânicos de resistência permite verificar a influência de tais variações na propriedade de aderência dos materiais utilizados para colagem ortodôntica.

Neste estudo, os grupos 3 e 4 foram submetidos à termociclagem durante 3 dias. Cada ciclo foi realizado com a imersão das amostras em cubetas com água à temperatura de 37°C, passando para a de temperatura à 5°C, retornando à 37°C, e passando pela de temperatura à 60°C, com um tempo de imersão de 15 segundos em cada cubeta e umidade 100%. Este processo foi realizado durante uma hora, com aproximadamente 42 ciclos/hora, com uma pausa de três horas, na temperatura de 37°C, e após o reinício do processo, perfazendo um total de 504 ciclos. A termociclagem foi realizada em uma Máquina de Simulação de Ciclos Térmicos – Modelo MSCT-3 (Fig. 13). Após a ciclagem térmica, os grupos 3 e 4 foram submetidos ao ensaio de cisalhamento.



Figura 13: Máquina para simulação de ciclos térmicos.

Cisalhamento

Todos os grupos foram submetidos ao ensaio mecânico de cisalhamento em uma Máquina de Ensaio Universal MEM 2000 (Fig. 14a), com célula de carga de até 50 kgf, e velocidade de carga de 0,5mm/min, até a ruptura da união do sistema dente-resina-bráquete, utilizando-se um cinzel (Fig. 14b) desenvolvido para a pesquisa e que se adaptava aos acessórios utilizados. O ensaio foi executado segundo os critérios especificados na Norma ISO/TR11405 (ISO, 1994). A força de ruptura por cisalhamento foi registrada em valores de kgf.

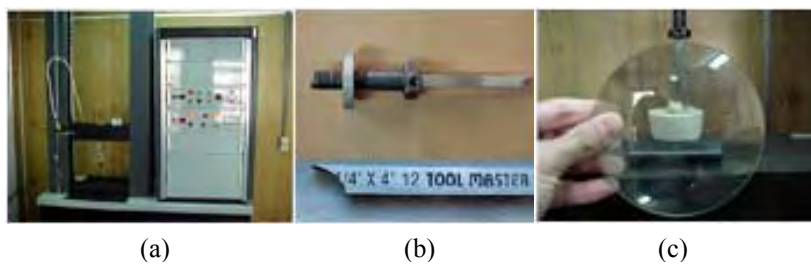


Figura 14: (a) Máquina de ensaios de cisalhamento, (b) cinzel a ser utilizado, (c) adaptação do cinzel bráquete.

Análise da superfície fraturada em microscopia óptica digital

A colagem ortodôntica implica em uma firme união entre esmalte dentário e o bráquete ortodôntico, tendo o adesivo como agente intermediário. As descolagens podem

ocorrer devido às falhas adesivas (nas interfaces esmalte/adesivo e acessório/adesivo), ou a falhas coesivas (no esmalte, adesivo ou acessório) ou ainda uma combinação destas. A falha de colagem tende a ocorrer no ponto de menor resistência do conjunto dente-resina-bráquete e segundo Millet e McCabe³⁰, reflete o comportamento do adesivo diante do estresse de ruptura do sistema dente-resina-bráquete. Ainda, diante da avaliação da forma de ruptura, a observação de fatores como a quantidade de adesivo que permanece no dente e a ocorrência de fraturas no dente são de grande importância. O primeiro implica em um maior ou menor tempo clínico durante o processo de recolagem ou no ato da remoção do aparelho; e o segundo, em riscos de danos ao tecido dental.

Após a realização do ensaio mecânico de cisalhamento, as superfícies de todos os dentes e de seus respectivos bráquetes foram observadas em microscopia óptica digital, utilizando o equipamento Carl Zeiss/Jena (Fig. 15), com o objetivo de examinar a morfologia da região correspondente à área de descolagem nos dentes e respectivos bráquetes, observando-se o padrão de descolagem, as características dos remanescentes de resina com e sem termociclagem e a presença de agressões ao esmalte dental.



Figura 15: Microscópio óptico.

3.2. EXPANSÃO TÉRMICA

3.2.1. MATERIAL E MÉTODO

Para a realização das medidas de coeficiente de expansão térmica foram preparadas amostras das duas resinas utilizadas para colagem, o Concise Ortodôntico e o Fill Magic Ortodôntico, e da tela de retenção utilizada na confecção da base do bráquete.

Para o preparo das amostras de Concise Ortodôntico, as pastas *A* e *B* foram manipuladas, em quantidades iguais, sobre uma placa de vidro com espátula plástica. A mistura foi dispensada em um anel de aço de 10 mm de diâmetro e 1 mm de espessura, sobre a placa de vidro, e para o escoamento do excesso foi utilizada uma tira de poliéster e outra placa de vidro, com pressão manual sobre o anel.

Para o preparo das amostras de Fill Magic Ortodôntico, utilizando a própria seringa que contém a resina, esta foi distribuída no anel de aço e após a remoção dos excessos, a resina foi fotopolimerizada por 40 segundos.

Após a polimerização das duas resinas, os discos foram separados manualmente e acondicionados em recipiente fechado livre da umidade e de luz, por um período de 48 horas para posteriormente serem colados os extensômetros.

Quanto ao preparo da tela do bráquete, esta foi fornecida pelo fabricante em forma de tira, apresentando de um lado uma superfície lisa e do outro, uma superfície retentiva correspondente à malha de retenção da base do bráquete. Foram preparadas nove tiras de 5 mm de comprimento, sendo que três tiras não receberam nenhum tipo de tratamento. As tiras restantes foram divididas em dois grupos. Num grupo, a superfície retentiva recebeu quantidade das pastas *A* e *B* de Concise Ortodôntico, devidamente misturadas, tomando-se o cuidado de inserir a resina na malha de retenção, numa fina camada, removendo os excessos. No outro grupo, o mesmo procedimento foi realizado utilizando a resina Fill Magic

Ortodôntico, fotopolimerizando-a por 40 segundos. O mesmo processo de armazenamento foi utilizado para estas amostras.

Decorrido o período citado, extensômetros (KFG-02-120-C1-11, KYOWA) foram colados na superfície das amostras. Para tanto, alguns critérios importantes foram seguidos: primeiramente as amostras foram lixadas, tomando-se cuidado para a obtenção de uma superfície plana com ranhuras transversais para melhorar adesão do extensômetro; em seguida as amostras foram limpas com gaze e acetona para remoção de qualquer resíduo que poderia ter permanecido na sua superfície. Para a colagem foi usada uma cola apropriada (CC33A-KYOWA) para este tipo de experimento. A base do extensômetro foi posicionada no centro de cada amostra, recebendo uma camada fina de cola, sendo então pressionado contra a superfície da amostra. O conjunto foi colocado entre duas barras de silicone, as quais foram mantidas prensadas por uma pinça própria por um período de 12h. Para finalizar o preparo das amostras, os cabos do extensômetro foram soldados a terminais próprios e estes por sua vez a fios com medidas padronizadas. Para as amostras de tiras de bráquete sem resina, em duas delas os extensômetros foram colados no lado de superfície lisa e a outra amostra recebeu o extensômetro no lado com a malha de retenção. Para as amostras de tiras de bráquete que receberam resina, os extensômetros foram colados na superfície retentiva sobre a resina.

A Figura 16 mostra os extensômetros colados na superfície da amostra de resina (a) e tira de bráquete (b) e soldados nos terminais.

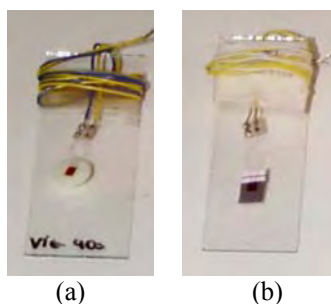


Figura 16: (a) amostra de resina e (b) amostra de tira de bráquete com o extensômetro colado.

Para determinação do coeficiente de expansão térmica, estudou-se a variação de deformação térmica dos materiais em função da temperatura, mais especificamente entre as temperaturas ambiente e 60⁰C. No entanto, neste caso, faz-se necessário eliminar a expansão térmica do próprio extensômetro. Para tanto, utilizou-se uma amostra de quartzo como referência, fixando em sua superfície um extensômetro do mesmo tipo e resistência. O quartzo possui um coeficiente de expansão térmica muito baixo (0,5 $\mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$) quando comparado à amostra em estudo. Conseqüentemente, um circuito meia ponte de Wheatstone foi utilizado (Fig. 17), onde duas resistências eram externas, ou seja, com extensômetros colados na amostra e no quartzo, e outras duas são fixas e contidas internamente ao equipamento indicador.

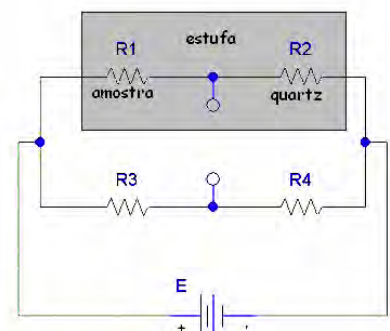


Figura 17: Circuito meia ponte utilizado no estudo de expansão térmica.

Neste caso, como duas resistências do circuito estão submetidas a variação de temperatura (ver Fig. 17), a equação da tensão V_g passa a ser:

$$V_g = \frac{E}{4} K(\varepsilon_a - \varepsilon_q) \quad (5)$$

onde, ε_a e ε_q são o coeficiente de expansão térmica da amostra mais do extensômetro e do quartzo mais do extensômetro, respectivamente. Como o coeficiente de expansão térmica do

quartzo é conhecido, o valor do coeficiente de expansão térmica da amostra pode ser obtido a partir de V_g .

O indicador de deformação usado para se fazer tais medidas foi um TRANSDUTEC, Modelo TMDA. O sistema (amostra e quartzo, ambos com extensômetro) foi colocado no interior de uma estufa odontológica (Fig. 18a) e as leituras no indicador de deformação foram feitas a cada 3°C (para algumas amostras a cada 5°C), na faixa pré-estabelecida. A temperatura foi controlada por um termopar de cromel-alumel. Para cada amostra foram realizados quatro ciclos de medidas, procurando sempre partir das mesmas condições de temperatura.

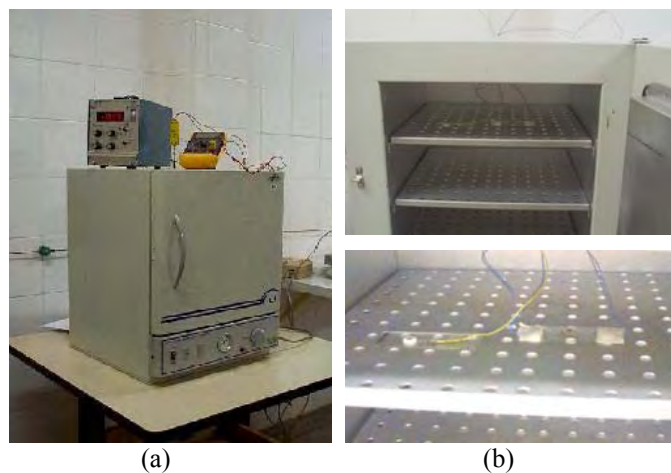


Figura 18: (a) Sistema utilizado para medidas de expansão térmica, (b) visualização das amostras na estufa.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. ENSAIO DE CISALHAMENTO

Os valores de força de ruptura da união dente-resina-bráquete foram registrados em kgf. O anexo 1 apresenta todos os valores de força de ruptura registrados para cada resina avaliada. Em seguida calculou-se o valor da resistência ao cisalhamento em kgf/mm^2 , através da equação: $R=F/A$, sendo a área do bráquete utilizado correspondente a $13,68\text{mm}^2$ (valor

fornecido pelo fabricante). Por fim, os valores obtidos foram convertidos em MPa. Após o ensaio de cisalhamento e mediante os resultados, alguns testes adicionais com novas amostras foram realizados, devido a uma grande dispersão de valores obtidos, o que explica a diferença de número de amostras entre as resinas e entre com e sem tratamento térmico em cada resina.

Os resultados obtidos com o ensaio mecânico de cisalhamento são apresentados na Tabela 2. As médias obtidas considerando todos os valores de resistência obtidos para cada grupo estão indicadas na última linha da Tabela.

Tabela 2: Valores de resistência ao cisalhamento expressos em MPa.

Concise Ortodôntico sem termociclagem	Concise Ortodôntico com termociclagem	Fill Magic Ortodôntico sem termociclagem	Fill Magic Ortodôntico com termociclagem
11,25	16,40	5,53	1,21
14,4	18,98	8,46	1,54
15,57	20,55	11,7	2,25
16,84	20,68	12,72	3,32
18,3	24,23	12,80	3,66
19,92	25,33	12,88	4,33
20,43	25,8	13,04	4,68
22,94	27,13	13,23	6,76
24,94	27,17	13,37	6,88
25,36	27,8	14,53	6,91
30,39	29,47	14,55	8,5
30,97	30,1	14,91	9,60
35,48	30,23	15,41	10,29
	30,79	15,55	10,92
	31,55	18,77	11,35
	38,5	20,07	16,43
		20,33	17,86
			20,38
			21,68
			33,02
			33,13
			33,48
22 ± 7	26 ± 5	14 ± 4	12 ± 10

Tais resultados demonstram que o Concise Ortodôntico apresentou valores de resistência ao cisalhamento superior àqueles obtidos com o Fill Magic Ortodôntico. Ao se observar os resultados de resistência do Concise com e sem termociclagem nota-se um discreto aumento nos valores de resistência ao cisalhamento após a termociclagem, entretanto,

não há diferença entre eles se considerarmos seus respectivos erros na média de valores. Francisconi et al.⁴² (2000) analisaram a resistência ao cisalhamento da resina composta Concise Ortodôntico, e do cimento de ionômero de vidro, Fuji Ortho L C, com e sem termociclagem. Os melhores resultados de resistência ao cisalhamento foram observados no Concise Ortodôntico com termociclagem (24 ± 8 MPa), e o grupo Concise sem termociclagem apresentou valores médios de resistência de 21 ± 8 MPa. Os valores reportados aqui são semelhantes ao apresentados por Francisconi. Apesar de não terem realizado termociclagem em seu trabalho, Souza et al.⁴⁴ (1999) avaliaram a resistência ao cisalhamento de cinco cimentos utilizados na fixação de bráquetes, dentre eles o Concise Ortodôntico, sendo que este apresentou os melhores resultados de resistência ($R=21,94$ MPa), o que vem a confirmar os resultados obtidos pelo presente trabalho. Outros estudos reportados na literatura demonstram o melhor desempenho da resina Concise Ortodôntico, sendo considerada um material de excelência quando utilizada para a colagem de dispositivos ortodônticos^{15,45,46,47}.

A resina Fill Magic Ortodôntico apresentou os menores valores de resistência ao cisalhamento, principalmente após a termociclagem. Observa-se no grupo que recebeu tratamento térmico prévio uma grande incidência de baixos valores de resistência ao cisalhamento ($R<12$). Embora não tenham realizado termociclagem, Filho et al.⁴⁸ (2002) avaliaram a força de adesão, por meio de ensaio mecânico de cisalhamento, de cinco adesivos ortodônticos, dentre os quais, a resina Fill Magic Ortodôntico. O material Fill Magic apresentou a menor média de resistência ao cisalhamento ($R=11,7$ MPa). Os valores médios obtidos com o Fill Magic Ortodôntico sem termociclagem neste estudo são semelhantes aos apresentados por Filho.

No presente estudo foi avaliado o comportamento de dois tipos característicos de resina. O Concise Ortodôntico é uma resina empregada a longo tempo na ortodontia, e com uma diversidade de trabalhos publicados. O Fill Magic Ortodôntico é um compósito

fotopolimerizável, de baixo custo, que vem sendo utilizado recentemente pelos ortodontistas, cujo estudo tem sido pouco explorado. O uso das resinas fotopolimerizáveis tem se ampliado muito devido a algumas vantagens, como o maior tempo para o posicionamento do bráquete, praticidade e uma maior precisão na fixação dos acessórios. Quanto ao seu uso, o Fill Magic tem sido comumente empregado sem a aplicação prévia de adesivo. Este estudo teve como objetivo avaliar o desempenho deste material como corriqueiramente ele vem sendo utilizado na clínica ortodôntica.

O desempenho de cada material no ensaio mecânico e os resultados aqui reportados podem estar relacionados com as características de cada material no que se referem à composição estrutural do polímero bis-GMA e processo de polimerização.

Segundo Beech⁴⁹, as resinas à base de bis-GMA, com alta percentagem de carga, como o Concise, apresentam melhores propriedades físicas para suportar as forças decorrentes da mastigação e da movimentação ortodôntica, além de amenizar outras condições desfavoráveis como a umidade encontrada na cavidade oral. Os compósitos tradicionais ou de macropartículas, como o Concise, apresentam em sua composição um alto teor de partículas inorgânicas, no caso o quartzo, caracterizado pela extrema dureza, estando tais partículas unidas à estrutura do polímero. Considerando a estrutura do polímero, as partículas de carga poderiam influenciar na rigidez da cadeia do polimérica. A rigidez da cadeia é controlada pela facilidade com que ocorre a rotação ao redor das ligações químicas ao longo da cadeia. A presença, por exemplo, de grupos laterais na cadeia influenciam a flexibilidade e liberdade rotacional da cadeia. Assim, a presença das partículas de carga na cadeia do polímero tenderia a reduzir a mobilidade da cadeia e conseqüentemente enrijecer a cadeia molecular principal⁵⁰. A melhor propriedade de resistência de compósitos como o Concise, pode estar associada ao conteúdo e tamanho das partículas de carga e ao reforço produzido por elas.

Outra característica da molécula de bis-GMA é a ocorrência de ligações cruzadas ao longo da cadeia. Nos polímeros com ligações cruzadas, as cadeias lineares adjacentes estão unidas às outras em várias posições. As ligações cruzadas propiciam um número suficiente de pontes entre as macromoléculas lineares formando uma rede e influenciam nas propriedades físicas e químicas do polímero. Uma maior quantidade de ligações cruzadas na estrutura do polímero irá limitar o deslizamento das cadeias poliméricas, e conseqüentemente este apresentará uma melhor propriedade de resistência⁵⁰. A formação de ligações cruzadas, durante o processo de polimerização do compósito Concise, também pode contribuir para uma maior resistência do material.

A maior resistência do Concise Ortodôntico também se deve, provavelmente, ao tipo de polimerização do material, sendo um processo de ativação química, e ao fato de tal processo não sofrer interferência de nenhum outro fator que impeça que as pastas base e ativadora promovam reação suficiente em todo o volume do material, condição que contribuiria para uma alta resistência ao cisalhamento.

A resina Fill Magic Ortodôntico apresentou forças de adesão significativamente menores. Tais resultados podem estar relacionados ao baixo conteúdo de partículas de carga no material, uma vez que a quantidade de partículas inorgânicas influencia diretamente na resistência das resinas. O processo de polimerização do material, ativado pela luz, seria outro fator que influenciaria na propriedade de resistência. Para desencadear a reação de polimerização é necessária a exposição do material à luz, e o comprometimento de tal processo pode afetar significativamente o número de radicais livres formados e conseqüentemente a cura do material. A menor resistência das resinas fotopolimerizáveis pode estar associada a uma deficiência de exposição do material à luz. Como os bráquetes metálicos não permitem a transmissão da radiação utilizada, o processo de irradiação da película de adesivo inicia-se pelas bordas da resina, conseqüentemente, a quantidade de

energia de radiação utilizada não teria sido suficiente para promover a polimerização completa do material. Eliades et al.⁵¹, observaram em estudo realizado, durante a ativação da luz através de bráquetes cerâmicos, que a baixa intensidade de luz transmitida ocasionaria uma redução na conversão de monômero em polímero, com a presença de monômero residual, e diminuição na ocorrência de ligações cruzadas o que afetaria as propriedades físicas e biológicas do material, ocasionando por exemplo, uma diminuição na força de adesão do material, no selamento marginal e um aumento no potencial de desmineralização ao redor dos bráquetes.

Com relação aos resultados de resistência ao cisalhamento das duas resinas após os ciclos térmicos, a resina Concise apresentou melhores resultados após a termociclagem. Fatores já mencionados como a presença de ligações cruzadas e uma maior rigidez de sua cadeia polimérica sugerem explicar o melhor comportamento deste material em condições de umidade. Além disso, o discreto aumento nos valores de resistência pode estar relacionado ao fato do iniciador da reação, o peróxido de benzoila, apresentar maior ativação na faixa de temperatura entre 50°C e 100°C, o que sugeriria uma aceleração no processo de cura do material⁷.

Quanto aos resultados obtidos com a resina Fill Magic, a menor rigidez da cadeia polimérica pelos fatores já mencionados, assim como uma deficiência no processo de polimerização podem ter permitido a sorção de água na resina. A água tende a separar as cadeias, causando um amolecimento geral e uma perda da resistência, o que explicaria o comprometimento da força de adesão do Fill Magic em meio úmido. Ao se observar os remanescentes de resina Fill Magic Ortodôntico, nos dentes e respectivos bráquetes com baixos valores de resistência ($R < 8$), notou-se que tais remanescentes apresentavam-se com aspecto amolecido, principalmente em camadas que estavam em contato com o bráquete. Tal característica sugere uma deficiência no processo de polimerização do material, o que poderia

influenciar as propriedades mecânicas do material em condições de umidade e variações de temperatura.

Através da análise em microscopia, quanto ao padrão de descolagem, a maior porcentagem de falhas foi coesiva para o Concise Ortodôntico, o que vem a concordar com o observado por Valdrighi⁴⁷, em 2002. O Fill Magic Ortodôntico apresentou a maior porcentagem de falha adesiva na interface esmalte/adesivo, a qual parece estar relacionada aos baixos valores de resistência adesiva na fixação dos bráquetes ao esmalte. Nas amostras de Fill Magic Ortodôntico com valores de resistência ao cisalhamento menor que 8 MPa observou-se uma grande incidência de falha do tipo adesiva na interface bráquete/adesivo, podendo estar associado à deficiência no processo de polimerização. Não se observou diferença quanto ao tipo de descolagem nos materiais com e sem termociclagem.

Somente o material Concise apresentou fratura de tecido dental em alguns dentes, o que sugere uma maior força de adesão ao esmalte. Diante da observação de ocorrência de fraturas de tecido dental, a utilização de resinas com alto conteúdo de partículas de carga, deve ser criteriosa. O uso de tais resinas nem sempre é recomendável, principalmente em elementos dentais que apresentam linhas de fratura em sua superfície, que sofreram clareamento ou perderam a vitalidade há muito tempo, devido ao maior risco de fratura da superfície.

As Figuras de 19 a 24 ilustram a imagem em microscopia óptica das superfícies do esmalte dental e bráquetes após a ruptura por cisalhamento com os materiais de fixação Concise Ortodôntico e Fill Magic Ortodôntico, e a fratura dental utilizando o Concise como material de fixação, respectivamente.



Figura 19: Superfície do bráquete após o teste de cisalhamento. Falha coesiva na interface Concise/bráquete.

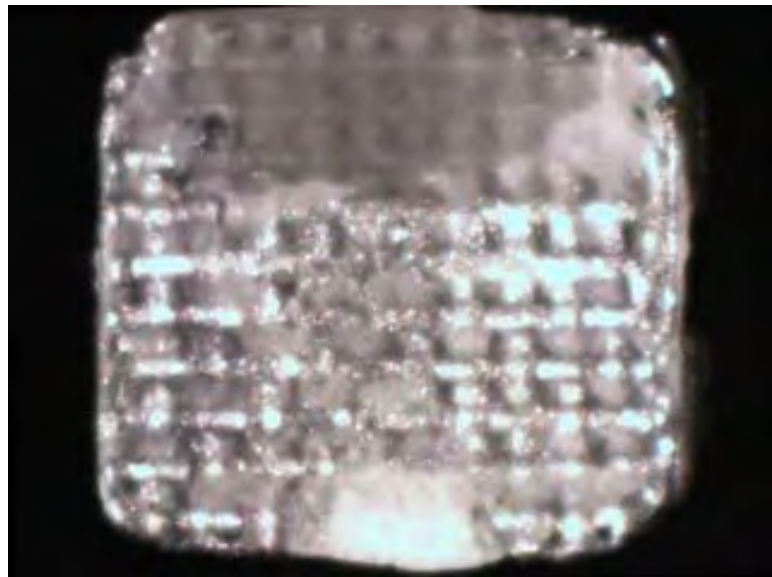


Figura 20: Superfície do bráquete após teste de cisalhamento. Falha coesiva na interface Concise/bráquete.

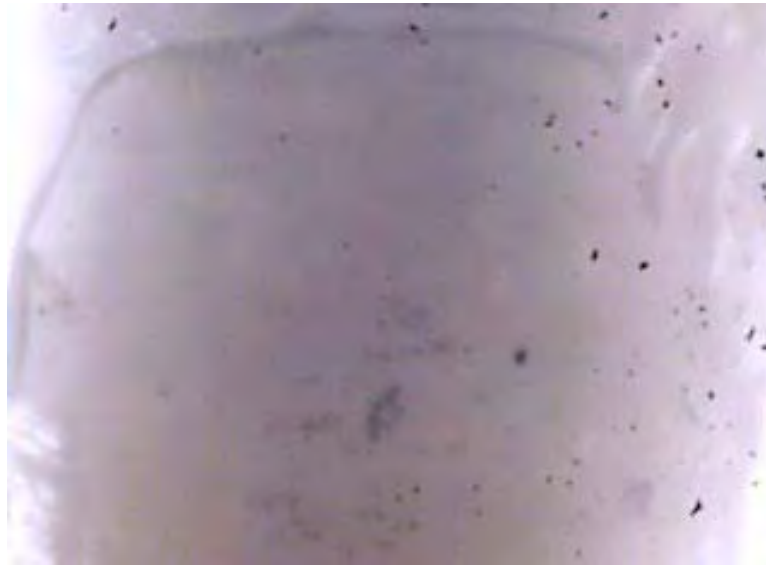


Figura 21: Superfície do esmalte após teste de cisalhamento. Falha adesiva na interface esmalte/Fill Magic.

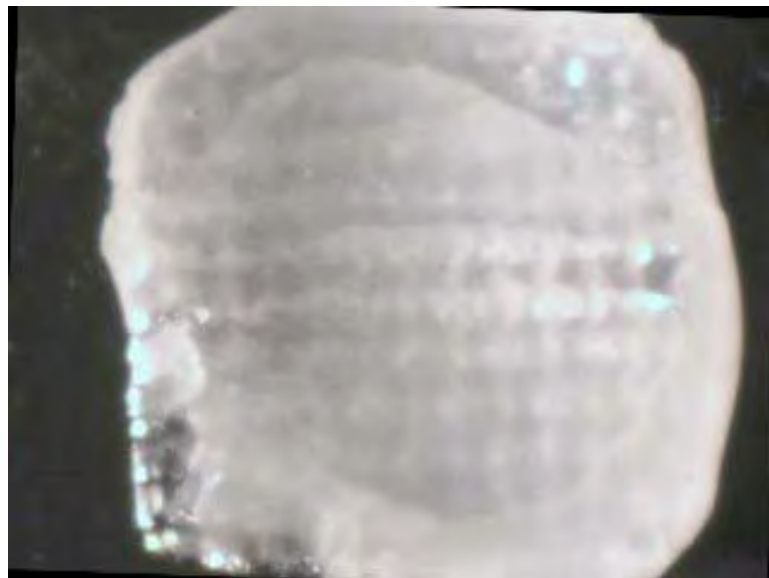


Figura 22: Superfície do bráquete após o teste de cisalhamento. Falha adesiva na interface esmalte/Fill Magic.



Figura 23: Superfície do bráquete após o teste de cisalhamento. Fratura do dente na interface esmalte/Concise.

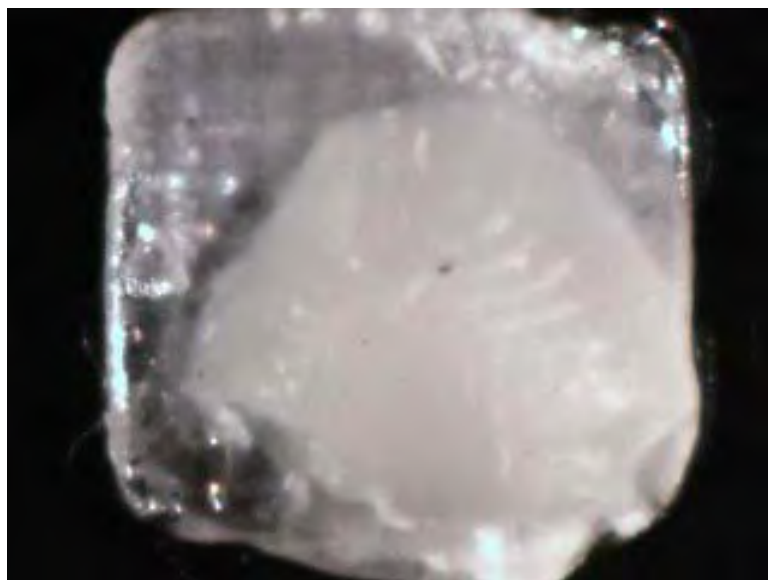


Figura 24: Superfície do esmalte após cisalhamento. Fratura da superfície dental na interface esmalte/Concise.

4.2. EXPANSÃO TÉRMICA

Os resultados obtidos do estudo de expansão térmica estão resumidos na Tabela 3. Os valores correspondem ao valor médio de todas as medidas realizadas para cada material.

Tabela 3: Valores médios de medida de expansão térmica em $\mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$.

TIRA DE BRÁQUETE		TIRA DE BRÁQUETE COM RESINA		RESINAS	
Lado liso	Lado retenção	Concise	Fill Magic	Concise	Fill Magic
17,5 ± 0,9	23,5 ± 0,9	20,2 ± 0,5	18 ± 1	43 ± 3	62 ± 2

O material Concise ortodôntico apresentou um menor coeficiente de expansão térmica quando comparado com a resina Fill Magic Ortodôntico, embora ambos tenham apresentado um coeficiente de expansão muito aquém do observado por Henschang et al.³⁴ no esmalte dental (17 $\mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$). Powers et al.⁵², utilizando análise termomecânica (TMA), estudaram o coeficiente de expansão térmica de algumas resinas restauradoras e selantes, dentre os quais o Concise, que apresentou um valor médio de coeficiente de expansão térmica de 43±2 $\mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$, o que vem a confirmar os resultados aqui reportados.

Segundo Versluis³⁸, há uma forte correlação entre a quantidade de partículas de carga e o coeficiente de expansão térmica. Em seu estudo, demonstrou que uma maior percentagem de carga em volume está relacionada com um menor coeficiente de expansão térmica. Tal fato pareceria justificar o menor coeficiente de expansão térmica do material Concise aqui reportado.

Quanto aos resultados obtidos com o material utilizado na confecção da malha de retenção do bráquete, as medidas de expansão obtidas com e sem resina foram semelhantes. Tal material apresenta em sua composição aço inoxidável 304, cujo coeficiente médio de

expansão térmica é $18,8 \mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$, o que vem a demonstrar, de certa forma, a eficiência da técnica de extensometria.

As medidas de expansão térmica do material utilizado na confecção dos bráquetes, principalmente àquelas feitas no lado da malha de retenção foram realizadas com o objetivo de verificar a diferença dos coeficientes de expansão entre bráquete-resina-dente. Por sua vez, os coeficientes de expansão das tiras de bráquete (entre $17,5 \pm 0,9 \mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$ e $23,5 \pm 0,9 \mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$) estão mais próximos do coeficiente de expansão do esmalte dental ($17 \mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$) e observa-se uma grande diferença entre os coeficientes de expansão térmica das resinas Concise ($43 \pm 3 \mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$) e Fill Magic ($62 \pm 2 \mu\text{strain}/^{\circ}\text{C}$) quando comparados aos das tiras de bráquete. Em condições de variações de temperatura, comum ao meio bucal, tais diferenças podem contribuir para uma instabilidade na fixação dos bráquetes ortodônticos, ocasionando problemas de descolagem e influenciando na força de adesão das resinas.

Os resultados obtidos de expansão térmica para a tira de bráquete e as resinas Concise e Fill Magic são apresentados graficamente na Figura 25. O anexo 2 apresenta todas as medidas realizadas para cada material.

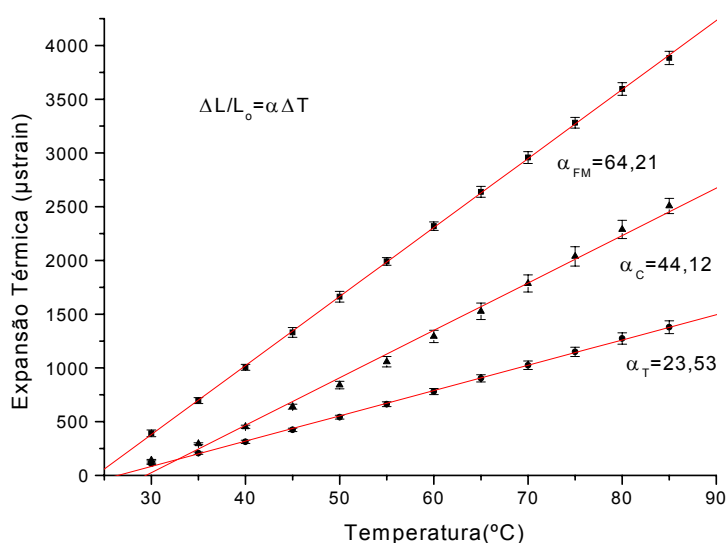


Figura 25: Expansão térmica em função da temperatura da tira de bráquete (T), resina Concise (C) e resina Fill Magic Ortodôntico (FM).

5. CONCLUSÃO

Neste trabalho estudou-se a resistência ao cisalhamento com e sem termociclagem e o coeficiente de expansão térmica das resinas Concise Ortodôntico e Fill Magic Ortodôntico utilizadas na fixação de bráquetes ortodônticos e expansão térmica do material constituinte do bráquete.

Com relação ao ensaio de cisalhamento, os resultados comparativos demonstram que o Concise apresentou uma maior resistência ao cisalhamento com e sem termociclagem. Considerando a magnitude dos valores obtidos, a resistência do Concise Ortodôntico proporcionaria maior segurança no ato de aplicar forças, contribuindo para uma estabilidade efetiva do aparelho ortodôntico durante o tratamento.

A resina fotopolimerizável apresentou maiores perdas na qualidade de adesão e menores valores de resistência em condições de variações de temperatura e umidade. No entanto, ambas as resinas avaliadas neste estudo atingiram os valores mínimos aceitáveis (6 a 8 MPa) para a colagem ortodôntica²².

Como a resina Fill Magic Ortodôntico é comercializada na forma de pasta única e por vezes tem sido aplicada desta forma, a utilização de um sistema adesivo sobre a superfície de esmalte condicionada previamente à aplicação da resina poderia aumentar a adesão devido ao molhamento da superfície do esmalte. Alguns ensaios realizados durante este estudo, com a aplicação de um adesivo previamente à utilização da resina Fill Magic para a fixação dos bráquetes, demonstraram melhores resultados de resistência após termociclagem, o que requer uma maior avaliação.

Por fim, os resultados dos estudos de expansão térmica dos materiais do sistema dente-resina-bráquete mostram que a diferença do coeficiente de expansão linear das resinas em relação ao dente e ao bráquete pode ser um fator para a descolagem ao longo do tempo.

Os resultados obtidos encorajam a continuidade de novos estudos visando a melhor compreensão da estrutura de cada material, assim como das variáveis que possam melhorar o desempenho clínico da resina fotopolimerizável.

6. REFERÊNCIAS

- 1 PROFFIT, W. R. **Ortodontia Contemporânea**. São Paulo: Ed. Pancast, 1991.
- 2 LINO, P. A. **Ortodontia Preventiva Básica**. 2ed. São Paulo: Ed. Artes Médicas, 1994.
- 3 BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **Journal of Dental Research**, v.34, n.6, p.849-853, 1955.
- 4 ATTA, J. Y. **Estudo comparativo da união acessório-resina-dente, utilizando dois tipos de resina composta (Concise Ortodôntico e Panávia Ex) na colagem de dentes molares humanos**. Bauru, 1988. 91f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- 5 ZACHRISSON, B. U. Bonding in orthodontics. In: GRABER, T.M., VANARSDALL.R.L. **Orthodontics: Current principles and techniques**. St. Louis: Mosby, cap. 10, p.542-626, 1994.
- 6 BUONOCORE, M. G. Adhesives in the prevention of caries. **Journal American Dental Association**, Chicago, v. 87, p. 1000-05, 1973.
- 7 ANUSAVICE, K.J. **Phillips Materiais Dentários**. 10ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, 1998.
- 8 MANDARINO, F. **Adesivos Odontológicos**. Disponível em: www.forp.usp.br/restauradora/dentistica/temas/adesivos/adesivos.htm. Acesso em 15 abr.2003.
- 9 PASCOTTO, R. Materiais de colagem e cimentação em ortodontia – Parte II – Sistemas Adesivos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, Maringá, v.7, n.3, p.121-28,.2002.

- 10 NAGEM, F. H.; NAGEM, H. D.; DIAS, A. R.; FIUZA, C. T. Efeito do condicionamento ácido na morfologia do esmalte. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru**, Bauru, v. 8, n.1/2, p. 79-85, 2000.
- 11 EIDELMAN, E.; SHAPIRA, J.; HOUP, M. The retention of fissure sealants using twenty-second etching time, three year follow up. **Journal of Dentistry for Children**, v. 55, n.2, p. 119-120, 1988.
- 12 SAUNDERS, W. P.; STRANG, R.; AHMAD, I. In vitro assessment of the microleakage around preventive resin (lamine) restorations. **Journal of Dentistry for Children**, v. 57, n. 6, p. 433-36, 1990.
- 13 BOWEN, R. L. Dental filling material comprising vinyl-sinale-treated fused silica and binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrilate. US Patent 3, 006,112,1962.
- 14 SADLER, J. F. A survey of some commercial adhesives: their possible application in clinical orthodontics. **American Journal of Orthodontics**, Sain Louis, v.44, n.1, p.65, 1958.
- 15 SIMPLÍCIO, A. H. M. **Avaliação in vitro de materiais utilizados para a colagem de bráquetes ortodônticos**. Araraquara, 2000. 165f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista.
- 16 NEWMAN, G. V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. **American Journal Orthodontics**, Sain Louis, v.51, n.12, p.901-912, 1965.
- 17 CUETO, H. I. A little bit of history: The first direct bonding in orthodontia. **American Journal Orthodontics**, Sain Louis, v.98, n.3, p.276-77, 1990.
- 18 NEWMAN, G.V.; SNYDER, W. H.; WILSON JR, C. E. Acrilic adhesives for bonding attachments to tooth surfaces. **Angle Orthodontist**, Appleton, v. 38, n.1, p.12-18, 1968.
- 19 NEWMAN, G.V. Adhesion and orthodontic plastic attachments. **American Journal Orthodontics**, Sain Louis, v. 56, p. 573- 588, 1969.

- 20 ZACHRISSON, B. V. A. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. **American Journal Orthodontics**, Sain Louis, v.71, n.2, p.173-189, 1977.
- 21 MORNEBURG, T R.; PROSCHEL, P A. Measurement of masticatory forces and implants loads: a methodologic clinical. **The International Journal Prosthodontics**, Lombard, v.15, n.1, p. 20-27, 2002.
- 22 REYNOLDS, I.R. A review of direct orthodontic bonding. **British Journal Orthodontics**, Oxford, v. 2, p.171-78, 1975.
- 23 MARCOTTE, M. R. **Biomecânica em Ortodontia**. São Paulo: Ed. Livraria Santos, 1993.
- 24 MOYERS, R. E. **Ortodontia**. 4ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1991.
- 25 PROFFIT, W. R. **Ortodontia Contemporânea**, 2ed, Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, 1995.
- 26 OLSEN, M. E. Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid etching and air abrasion of huma enamel. **American Journal of Orthodontics**, Sain Louis, v. 112, n. 5, p. 502-06, 1997.
- 27 KEIZER, S.; TEN CATE, J. M.; ARENDS, J. Direct bonding of orthodontic brackets. **American Journal of Orthodontics**, Sain Louis, v.69, p.318-327, 1976.
- 28 KNOLL, M.; GWINNETT A. J.; WOLFF M. S. Shear bond strenght of brackets bonded to anterior and posterior teeth. **American Journal of Orthodontics**, Sain Louis, v. 89, p. 476-79, 1986.
- 29 MAIJER, R.; SMITH, D.C. Variables influencings the bond strength of metal orthodontics bracket bases. **American Journal Orthodontics**, Sain Louis, v. 79, p.20-34, 1981.
- 30 MILLETT, D. T.; McCABE, J. F. Orthodontic bonding with glass ionomer cement a review. **European Journal Orthodontics**, Oxford, v.18, p.385-99, 1996.

- 31 SPIERING, T. A. M.; PETERS, M. C. R. B.; BOSMAN, F.; PLASSCHAERT, A.J.M. Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 66, p. 1336-39, 1987.
- 32 PALMER, D. S.; BARCO, M. T.; BILLY, E. J. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Sain Louis, v. 67, p.325-327, 1992.
- 33 JAMES, J. D.; SPITTLE, J. A.; BROWN S. G. R.; EVANS, R. W. A review of measurement techniques for the thermal expansion coefficient of metals and alloys at elevated temperatures. **Measurement Science & Technology**, Bristol, v.12, p. 1-15, 2001.
- 34 HENCHANG, X.; WENYI, L.; TONG, W. Measurement of thermal expansion coefficient of human teeth. **Australian Dental Journal**, North Sydney, v.34, n. 6, p. 530-535, 1989.
- 35 BARRETO, Jr. E. Conhecendo o extensômetro elétrico de resistência. p.3.
- 36 POTTECHER, T.; JOSEPH, P. M.; LAUNOY, A.; CALON, B. Techniques for measuring intracranial hypertension. *Annales Francaises D'Anesthesie et de Reanimation*, Paris, v.16, n.4, p. 405-09, 1997.
- 37 RAVARY, B.; POURCELOT, P.; BORTOLUSSI, C.; KONIECZKA, S.; CREVIER DENOIX, N. Strain and force transducers used in human and veterinary tendon and ligament biomechanical studies. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.19, n.5, p. 433-447, 2004.
- 38 VERSLUIS, A.; DOUGLAS, W. H.; SAKAGUCHI, R. L. Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. **Dental Materials**, Kidlington, v.12, p.290-294, 1996.
- 39 SAKAGUSHI, R. L.; SASIK, J. L.; BUNCZAK, M. A.; DOUGLAS, W. H. Strain gauges method for measuring polymerization contraction of composite restoratives. **Journal of Dentistry**, Bristol, v.19, n.5, p.312-316, 1991.

40 SAKAGUSHI, R. L. ET AL. Effects of polymerization contraction in composites restorations. **Journal Dentistry**, Bristol, v.20, n.3, p.178-182, 1992.

41 SANTOS, A D. **Estudo de propriedades físicas e químicas de um novo cimento selador endodôntico**. Ilha Solteira, 2004. 60f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – Universidade Estadual Paulista.

42 FRANCISCONI, P. A. S.; SOUZA, C. S.; de SCUCUGLIA, L. R.; ROSA, H. M. Influência da termociclagem na análise da resistência ao cisalhamento do cimento de ionômero de vidro (Fuji Ortho LC) e da resina composta (Concise Ortodôntico), utilizados na colagem de bráquetes ortodônticos. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru**, Bauru, v. 8, n. 3/4, p.9-14, 2000.

43 AGUILAR, L. T.; REZENDE, N. P. M.; LOUGUERCIO, A. D.; GRANDE, R. H. M.; BALLESTER, R. Y.; SINGER, J. da M. Tensile bond strength of adhesive systems – effects of primer and thermocycling. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, São Paulo, v. 16, n. 1, p. 37-42, 2002.

44 SOUZA, C.S.; FRANCISCONI, P. A. S.; ARAÚJO, P. A. de. Resistência de união de cinco cimentos utilizados em ortodontia. **Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru**, Bauru, v. 7, n.1/2, p. 15-21, 1999.

45 CORRER SOBRINHO, L.; CORRER, G. M.; CONSANI, S.; SINHORETI, M. A. C.; CONSANI, R. L. X. Influência do tempo de pós-fixação na resistência ao cisalhamento de bráquetes colados com diferentes materiais. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, São Paulo, v.6, n.1, p.43-9, 2002.

46 MITCHELL, C.A. O' HAGAN, E. WALKER, J. M. Probability of failure of orthodontic brackets bonded with different cementing agents. **Dental Materials**, Kidlington, v.11, p.317-322, 1995.

47 VALDRIGHI, H. C. **Avaliação da resistência ao cisalhamento da resina composta e do cimento de ionômero de vidro na fixação de bráquetes metálicos.** Campinas, 2000. 117f. Tese (Doutorado). – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

48 FILHO, D. I.; da SILVA, T. B. C.; SIMPLÍCIO, A. H. M.; LOFFREDO, L. C. M.; RIBEIRO, R. P. Avaliação *in vitro* da força de adesão de materiais de colagem em ortodontia: Ensaio Mecânicos de Cisalhamento. Disponível em <www.alphasmile.com.br> Acesso em 15 jun. 2003.

49 BEECH, D. R.; JAKALY, T. Clinical and laboratory evaluation of some orthodontic direct bonding systems. **Journal of Dental Research**, Washington, v.60, n.6, p.972-78, 1981.

50 CALLISTER, W. D. J. **Ciência e Engenharia de Materiais.** 5ª ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002.

51 ELIADES, T.; JOHNSTON, W. M.; ELIADES, G. Direct light transmittance through ceramic brackets. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, Sain Louis, v.107, n.1, p.11-18, 1995.

52 POWERS, J.M.; HOSTETLER, R.W.; DENNISON, J. B. Thermal expansion of composite resins and sealants. **Journal of Dental Research**, Washington, v.58, n.2, p. 584-587, 1979.

7. ANEXO 1: DADOS DE CISALHAMENTO

Resina Concise Ortodôntico	
Força de ruptura (kgf)	
Sem termociclagem	Após termociclagem
15,70	22,8
20,10	26,49
21,73	28,68
23,50	28,86
28,30	33,86
27,80	35,34
28,50	36,00
32,00	37,85
34,80	37,91
35,39	38,79
42,40	41,11
43,20	42,03
49,5	42,17
	42,96
	44,02
	53,7

Resina Fill Magic Ortodôntico	
Força de ruptura (kgf)	
Sem termociclagem	Após termociclagem
7,71	1,68
11,81	2,16
16,33	3,56
17,75	4,64
17,89	5,11
17,97	6,04
18,20	6,54
18,48	9,43
18,65	9,61
20,28	9,64
20,30	11,86
20,80	13,40
21,50	14,36
21,70	15,24
26,19	15,84
28,00	22,93
28,35	24,92
	28,44
	30,25
	46,07
	46,22
	46,55

8. ANEXO 2: DADOS DE EXPANSÃO TÉRMICA

Tira de bráquete (lado liso)					
Temperatura (°C)	Ciclos				
Amostra 1	1	2	3	4	5
30	44	52	56	50	
33	78	84	92	86	
36	120	128	136	126	
39	164	170	176	168	
42	214	214	224	222	
45	264	262	276	270	
48	314	314	326	326	
51	366	372	384	380	
54	420	426	444	436	
57	474	486	498	490	
60	528	532	540	548	
Amostra 2					
30	96	110	122	120	124
35	172	188	200	196	202
40	250	270	282	278	282
45	338	358	372	364	362
50	420	446	456	450	452
55	508	538	546	544	548
60	600	632	640	630	632
65	696	732	734	724	716
70	792	818	834	814	822
75	888	924	930	912	920
80	982	1012	1026	1034	1026
85	1064	1106	1128	1120	1126

Tira de bráquete (lado retenção)					
Temperatura (°C)	Ciclos				
Amostra 1	1	2	3	4	5
30	100	106	106	112	116
35	196	204	204	210	224
40	294	308	312	314	336
45	404	416	422	432	446
50	518	538	540	544	568
55	632	654	664	670	692
60	740	778	778	786	820
65	852	900	906	912	946
70	964	1024	1028	1034	1076
75	1084	1144	1158	1160	1204
80	1192	1268	1284	1290	1336
85	1284	1372	1390	1398	1450

Tira de bráquete com resina Concise Ortodôntico					
Temperatura (°C)	Ciclos				
Amostra 1	1	2	3	4	5
30	116	110	130	126	124
33	166	166	186	180	176
36	224	222	224	238	236
39	280	276	300	290	290
42	340	332	358	352	348
45	396	390	416	412	408
48	458	454	484	472	466
51	516	512	544	540	532
54	574	572	610	596	592
57	638	642	666	660	660
60	694	700	728	720	716
Amostra 2					
30	94	114	116	130	
33	152	176	180	188	
36	204	236	230	242	
39	268	292	290	306	
42	328	352	358	366	
45	384	418	420	426	
48	450	478	474	496	
51	516	540	538	562	
54	576	606	604	622	
57	636	672	674	684	
60	700	732	736	752	

Tira de bráquete com resina Fill Magic Ortodôntico					
Temperatura (°C)	Ciclos				
Amostra 1	1	2	3	4	5
30	124	114	102	126	156
33	168	164	146	178	206
36	216	206	202	230	256
39	262	254	252	280	308
42	316	308	304	338	360
45	368	366	368	396	420
48	424	426	426	456	474
51	484	470	484	512	536
54	534	530	544	574	594
57	592	584	608	632	654
60	644	650	666	706	716
Amostra 2					
30	62	50	56	68	
33	100	86	94	104	
36	140	126	138	148	
39	178	170	176	188	
42	228	218	224	236	
45	280	272	276	290	
48	334	322	330	344	
51	386	378	388	402	
54	446	444	444	460	
57	506	496	504	516	
60	562	552	566	584	
Amostra 3					
30	100	80	104	134	136
33	142	122	152	184	186
36	186	166	198	238	238
39	232	220	258	292	286
42	278	274	312	350	344
45	330	320	360	414	406
48	384	376	424	474	474
51	440	442	476	530	530
54	504	500	544	604	604
57	558	554	606	668	666
60	620	626	682	736	732

Resina Concise Ortodôntico					
Temperatura (°C)	Ciclos				
Amostra 1	1	2	3	4	5
30	152	168	166	142	
33	246	256	264	246	
36	352	360	368	332	
39	452	462	482	454	
42	572	580	602	556	
45	680	690	716	668	
48	808	812	828	778	
51	922	932	944	904	
54	1046	1060	1070	1028	
57	1172	1188	1194	1150	
60	1300	1300	1318	1288	
Amostra 2					
30	188	236	200	202	
35	384	384	384	364	
40	592	606	582	550	
45	812	814	816	760	
50	1058	1042	1036	986	
55	1320	1280	1266	1202	
60	1572	1524	1504	1460	
65	1834	1772	1762	1696	
70	2104	2040	2010	1936	
75	2398	2316	2270	2184	
80	2626	2556	2524	2430	
85	2816	2792	2752	2658	
Amostra 3					
30	136	144	150	136	
35	290	304	300	284	
40	460	470	446	436	
45	660	656	630	612	
50	876	862	824	800	
55	1120	1068	1036	1006	
60	1356	1322	1270	1226	
65	1622	1548	1496	1442	
70	1876	1814	1768	1686	
75	2134	2088	1996	1934	
80	2360	2354	2254	2184	
85	2572	2544	2504	2410	

Amostra 4					
30	184	192	196	198	188
33	272	284	286	286	286
36	384	384	384	384	396
39	496	486	504	498	506
42	622	602	614	620	624
45	730	734	730	748	736
48	870	870	872	872	880
51	1010	994	996	1004	1006
54	1116	1126	1144	1146	1146
57	1270	1268	1272	1274	1290
60	1394	1400	1396	1412	1416
Amostra 5					
30	256	262	290	276	320
33	356	368	400	392	486
36	474	484	530	514	652
39	606	624	682	624	830
42	746	766	798	784	990
45	884	890	952	916	1160
48	1006	1036	1076	1076	1316
51	1154	1190	1230	1220	1494
54	1290	1312	1364	1366	1642
57	1434	1470	1522	1524	1810
60	1560	1580	1656	1658	1946

Resina Fill Magic Ortodôntico					
Temperatura (°C)	Ciclos				
Amostra 1	1	2	3	4	5
30	362	358	368	344	338
35	624	630	622	618	600
40	916	922	900	910	910
45	1214	1196	1196	1210	1212
50	1500	1482	1496	1512	1524
55	1796	1792	1808	1832	1852
60	2086	2104	2130	2136	2150
65	2366	2404	2460	2450	2458
70	2692	2708	2760	2750	2772
75	2986	3004	3074	3054	3056
80	3272	3306	3388	3354	3368
85	3486	3556	3656	3632	3630
Amostra 2					
30	378	378	364	394	444
35	682	684	672	704	742
40	1000	988	982	1006	1052
45	1302	1310	1296	1338	1406
50	1630	1634	1624	1684	1740
55	1952	1986	1964	2010	2042
60	2282	2304	2292	2338	2378
65	2598	2614	2596	2680	2704
70	2924	2914	2918	2996	3036
75	3246	3242	3246	3324	3346
80	3546	3550	3570	3628	3682
85	3808	3862	3856	3938	3956
Amostra 3					
30	354	360	412	418	394
35	666	664	720	728	684
40	956	984	1040	1036	1000
45	1284	1316	1362	1374	1344
50	1616	1638	1714	1686	1684
55	1928	1964	2030	2036	1976
60	2252	2276	2338	2326	2312
65	2540	2572	2640	2684	2610
70	2844	2860	2944	2952	2882
75	3146	3154	3238	3228	3192
80	3408	3416	3506	3510	3468
85	3656	3684	3750	3752	3728

9. ANEXO 3: PUBLICAÇÕES

PUBLICAÇÕES

1. Seixas, M.M.D. Moraes, J.C.S. Estudo de resistência ao cisalhamento no sistema dente-resina-bráquetes. XVI Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais, Porto Alegre – RS, CD, trabalho n. 400 (2004).