

**CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE UMA
RESINA ORTODONTICA USADA NA COLAGEM DE BRAQUETES**

SANDRA LORENA MARTÍNEZ SÁNCHEZ

UNIVERSIDADE ESTADUAL DO NORTE FLUMINENSE DARCY RIBEIRO – UENF

CAMPOS DOS GOYTACAZES – RJ
Julho de 2012

CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE UMA RESINA ORTODONTICA USADA NA COLAGEM DE BRAQUETES

SANDRA LORENA MARTÍNEZ SÁNCHEZ

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Engenharia e Ciência dos Materiais do Centro de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual do Norte Fluminense Darcy Ribeiro, como parte das exigências para a obtenção do Título de mestre em Engenharia e Ciência dos Materiais.

Orientador: Prof. Rubén J. Sánchez Rodríguez

CAMPOS DOS GOYTACAZES – RJ
Julho de 2012

CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DE UMA RESINA ORTODONTICA USADA NA COLAGEM DE BRAQUETES

SANDRA LORENA MARTÍNEZ SÁNCHEZ

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Engenharia e Ciência dos Materiais do Centro de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual do Norte Fluminense Darcy Ribeiro, como parte das exigências para a obtenção do Título de mestre em Engenharia e Ciência dos Materiais.

Aprovada em 26 de Julho de 2012

Comissão examinadora:

Dsc. Raul Ernesto Lopez – UENF/CCT/LAMAV

Dsc. Marco Antônio Gallito –UFF

PhD. Eduardo Atem de Carvalho – UENF/CCT/LAMAV

PhD. Rubén J. Sánchez Rodriguez –UENF/CCT–LAMAV
Orientador

*À minha mãe **EVILA** que foi vitoriosa na arte de educar e saber mostrar que exclusivamente com trabalho e determinação é possível atingir os objetivos. Pelo exemplo de honestidade e caráter, que na simplicidade da sua existência me ensinou o verdadeiro valor de cada conquista e a felicidade de tê-las adquirido.*

*Ao meu esposo **Gustavo Adolfo**, meu porto seguro, minha razão, meu coração, amor da minha vida, por estar firme ao meu lado, apoiando-me, orientando-me, mas sempre presente.*

*À minha filha **Yara Izabela "Bebel"** pelas novas descobertas a cada dia, pelos teus sorrisos, pelo amor incondicional, pela alegria de viver, Você é meu anjo. Te amo.*

*À minha e adorável Irmã **LILIANA "LILI"** com a qual aprendo com semelhanças e diferenças, sendo não apenas irmã e sim parte do que me completa. Sem seus valiosos incentivos e apoio não conseguiria obter mas um dos meus sonhos.*

*A meu irmão **SANDRO ALBERTO** , irmão, Deus nos coloca no lugar certo na hora certa..... Te adoro!!!!!!*

Agradecimentos

Primeiramente a **Deus**, sempre presente na minha vida e na das pessoas que amo, me ajudando a superar os momentos difíceis e guiando meu caminho.

Ao **Brasil** por dar-me a oportunidade de poder adquirir uma educação diferenciada, por ser um país tão diverso, às vezes difícil de entender, mas fácil de gostar e querer.

Ao professor **Ruben J. Sanchez Rodriguez** por ter me dado a oportunidade de pertencer ao grupo de pesquisadores do SEPOL e realizar este trabalho, grande crescimento foi alcançado. E eu pude compreender que não há limites para sonhar e aprender. Obrigada pelos ensinamentos transmitidos, pela valiosa contribuição e sabedoria na condução da minha pesquisa, pela atenção e paciência. Seu exemplo será levado. Obrigado!!

Aos meus colegas do laboratório SEPOL **Camila, Elaine, Emilene, Darlan e Bruno de Paiva**. Que ajuda eles me deram!!!! Cada um de uma maneira ajudou para que este trabalho se completasse. Muitas vezes, sem vocês eu nada seria. Obrigada por cada tempinho despendido. Um sorriso, um abraço, uma palavra. Cada qual com seu jeitinho me impulsionaram a chegar até aqui

Ao meu cunhado **Sergio Luis** por permitir compartilhar seu lar junto com a minha filha e ser aquela pessoa incentivadora de conquistas.

Ao meu amigo **Everton**, pela amizade durante o mestrado, ajuda incansável e esclarecimentos de dúvidas. Obrigado !!!!!!!!!!!

Ao professor **Sérgio Neves Monteiro** que contribuiu de alguma forma na minha permanência na prestigiosa UENF.

Ao professor **Atem, Rômulo Leite** técnico de LAMAV e **Elaine Cristina** pela ajuda incansável nos ensaios de flexão, cisalhamento e Microscopia Confocal.

Este trabalho não poderia se concretizar sem a contribuição e participação de diversas pessoas que me auxiliaram durante sua execução, por tanto quero expressar meus agradecimentos a todos que de alguma forma me apoiaram.

A toda minha família que mesmo longe nunca se fez ausente na minha vida, sempre torcendo por mim, onde busco minha força para seguir lutando por meus objetivos.

A CAPES, pelo apoio financeiro.

CAPITULO 1- INTRODUÇÃO

A ciência dos materiais dentários vem contribuindo de forma significativa para o avanço tecnológico, beneficiando todas as áreas da odontologia, proporcionando um significativo avanço na área da Ortodontia. (Sostena, 2009).

A ortodontia é uma especialidade da área odontológica cujo objetivo operacional é obter contato oclusal e proximal dos dentes dentro do quadro da função normal e adaptação fisiológica, estética dento facial aceitável ou melhorada e estabilidade razoável (Graber *et. al.* 2002).

Fundamenta-se no fato de que quando uma força é aplicada sobre o dente ele desloca-se no interior do espaço alveolar, provocando o estiramento de algumas fibras periodontais e a compressão de outras (Rodriguez *et. al.*, 2008), resultando na movimentação desse dente.

Para que ocorra a movimentação dentaria durante o tratamento ortodôntico é necessário que os acessórios (braquetes) conhecidos como elementos passivos da mecanoterapia sejam fixados diretamente nas coroas clinicas dos dentes através de resinas para colagem de braquetes, além disso, devem receber uma força de magnitude tal que provocará alterações biológicas no ligamento periodontal respondendo com uma complexa resposta biológica que, em ultima análise, resultará no movimento dos dentes através de seu suporte ósseo (Nanda, 2009).

Este sistema de forças que recebem os braquetes é gerado pelos elementos ativos da mecanoterapia como os arcos de nivelamento quer sejam de aço inoxidável ou outras ligas metálicas, as molas espirais, os elásticos de retração, o aparelho extra bucal e tantos outros dispositivos que geram força (Cabrera *et. al.*, 2000).

As resinas para colagem de braquetes devem ter resistência adesiva suficiente, que permitam manter os braquetes aderidos aos dentes pelo período do tratamento ortodôntico; simplificando a técnica, diminuindo o tempo de trabalho, com maiores condições de higienização, posicionamento mais preciso dos acessórios ortodônticos e um menor desconforto para o paciente, finalmente estas resinas adesivas tem que resistir os carregamentos mecânicos provenientes da mastigação e as forças ortodônticas além de permitir que a remoção dos acessórios seja realizada sem ocasionar danos ao dente. (Knox *et. al.*, 2000; Grandhi *et. al.*, 2001; Wang *et. al.*, 2004).

1.1. Justificativa

A odontologia adesiva e a possibilidade de adesão dos braquetes diretamente ao esmalte dental através de uma resina para colagem são avanços clínicos científicos que contribuíram significativamente no desenvolvimento da odontologia, e especificamente na área da ortodontia, embora o diagnóstico e o plano de tratamento sejam considerados fatores primordiais no sucesso da terapia.

O avanço da ciência, o desenvolvimento e aperfeiçoamento das técnicas de colagem e o uso de novos materiais propiciaram uma maior efetividade na resistência à movimentação dentária, resultando em uma melhora na qualidade de tratamento.

A literatura e a prática clínica afirmam que é possível obter uma colagem satisfatória com vários materiais, cada qual com a sua técnica. Entretanto como a ciência é fascinante e infinita, sempre se deve estar pesquisando e tentando descobrir as vantagens, usos e limitações dos produtos odontológicos para saber quais materiais podem ser usados, visando obter um resultado que beneficie ao paciente e possibilite ao profissional controlar o tempo de trabalho do material, diminuir o tempo gasto na consulta clínica, oferecendo qualidade e garantia, entre outros benefícios. (Mandall *et.al.*, 2009)

Os avanços tecnológicos permitiram o desenvolvimento de uma grande diversidade de materiais indicados para as colagens de braquetes ortodônticos. O conhecimento científico desses materiais é de fundamental importância para sua aplicação clínica. A real necessidade de testar os novos materiais que surgem no mercado para uso odontológico especificamente em ortodontia justifica a realização de um número considerável de trabalhos comparando compósitos entre si e também compósitos com cimentos ionômicos, tornando-se necessário conhecer suas propriedades, além de testá-los para comprovação de sua eficácia que permitam o uso satisfatório na prática clínica (Pithon *et. al.*, 2011).

As propriedades mecânicas dos materiais poliméricos nesse caso das resinas para colagem de braquetes são de grande importância para o Profissional na área ortodôntica já que compreendem a totalidade das propriedades que determinam a resposta dos materiais às influências mecânicas externas manifestadas pela

capacidade desses materiais desenvolverem deformações reversíveis e irreversíveis e resistirem à fratura; essas características fundamentais são geralmente avaliadas por meio de ensaios mecânicos padronizados que indicam diversas dependências tensão-deformação (Mano, 2000), por tanto serão abordadas nesta pesquisa a resistência à tração, resistência à flexão, análise termogravimétrica ao igual que a análise DMA para avaliar qual resina apresenta melhor estabilidade mecânica e térmica, através dos valores encontrados pelo módulo de armazenamento.

1.2- OBJETIVOS

1.2.1- Geral

O presente trabalho tem como objetivo principal avaliar as propriedades mecânicas da resina ortodôntica, *Orthocem®*, na colagem de braquetes.

1.2.2- Específicos

Caracterizar as propriedades mecânicas da resina *Orthocem®*, através de diferentes ensaios de sollicitação mecânica e comparar com a resina *Natural Ortho®*.

Estudo do impacto da carga sobre as propriedades mecânicas e morfológicas da resina ortodôntica *Orthocem®*.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

As forças geradas no tratamento ortodôntico provêm dos diferentes aparelhos odontológicos utilizados (Nanda, 2009).

2.1. O aparelho ortodôntico.

O aparelho ortodôntico está constituído basicamente pelos dispositivos ou peças que através do sistema de forças permitem que os dentes se desloquem corretamente a fim de obter a oclusão ideal. (Rodriguez *et. al.*, 2008)

O sucesso do tratamento com aparelho ortodôntico fixo depende substancialmente da colagem dos bráquetes aos dentes. Esses bráquetes ortodônticos são submetidos a inúmeros tipos de forças na cavidade bucal, resultando em uma complexa incidência e distribuição de tensões no adesivo e em suas interfaces com a superfície dentária e com a base do bráquete. (Sunna e Rock, 1998; Viana *et. al.*, 2004)

A primeira tentativa científica de movimentar um dente ocorreu quando o Frances Pierre Fauchard em 1728 (Graber *et. al.*, 1996) usou uma tira de metal com formato de um arco, perfurada em lugares adequados onde os dentes mal posicionados eram fixados com linhas (Figura 1). As linhas eram então amarradas para aplicar uma força sobre os dentes. Infelizmente, não havia estabilidade; não tinha uma maneira efetiva de manter a tira em posição sobre os dentes Tendo em conta esta instabilidade inventaram-se as bandas para movimentar os dentes. Elas foram desenvolvidas pelo Frances J. M. Schange em 1841 (Graber *et. al.*,1996), a banda foi confeccionada em ouro, de grampo ajustável com a introdução de um parafuso lingual. Tempo depois foram desenvolvidas bandas soldadas confeccionadas em aço inoxidável, posteriormente pré-fabricadas como atualmente são usadas.

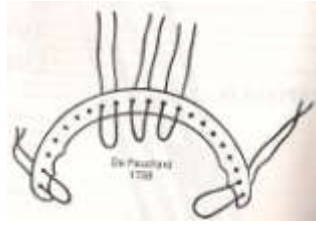


Figura 1. Aparelho ortodôntico de Pierre Fauchard de 1728(Graber *et. al.*, 1996).

A prática da ortodontia foi definitivamente alterada em 1870 por William Magill of Erie com o desenvolvimento de um cimento dental, invenção que a maioria dos ortodontistas não tinha seriamente associado ao tratamento. Na verdade, sem os adesivos a prática da ortodontia hoje não seria possível (Graber *et. al.*, 1996).

Durante muito tempo a fixação de acessórios ao dente foi feita através da bandagem das coroas de todos os dentes, conhecido como o sistema de multibandas (Proffitt, 1995) (figura 2) e que segundo Zachrisson, 1977 este sistema de bandagem apresentava desvantagens como o desconforto, dificuldade de higienização complexidade na execução clínica e comprometimento da estética. Essas desvantagens levaram à introdução do condicionamento ácido ao dente, e também ao surgimento de novos métodos para fixação de acessórios ortodônticos à coroa dentária segundo o Dr. Edward H. Angle salientava, o aparelho ortodôntico devia ter certas características – simplicidade, eficiência, conforto, ser higiênico, estético, e acima de tudo, ter uma grande versatilidade, (Graber *et. al.*, 2002).

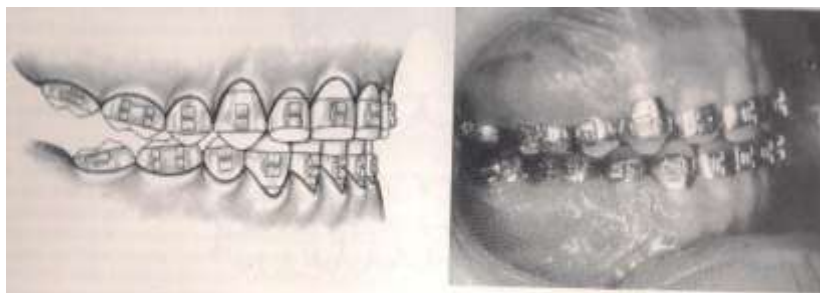


Figura. 2 Aparelho Ortodôntico Fixo com Bandas em todas as Coroas Dentárias (Graber *et. al.*, 1996).

A introdução da técnica de colagem com condicionamento ácido ao 85% levou a mudanças definitivas na prática ortodôntica. Michael Bounocore em 1955 desenvolveu o sistema de condicionamento ácido do esmalte, tal condicionamento possibilitou, mais tarde, a fixação de acessórios diretamente sobre a superfície do

esmalte, oferecendo muitas vantagens quando comparado com a bandagem convencional, como uma melhor estética e como parte de um modelo moderno de prevenção, no qual também se inclui adequada higiene bucal e o uso de um aparelho simples e efetivo. (Graber *et al.*, 2002).

Com o início da pesquisa de Buonocore em 1955 surgiram vários métodos de colagem, sendo usados diferentes materiais. A partir da década de 70, a ortodontia passou por uma revolução no que diz respeito aos materiais utilizados para fixação de acessórios aos dentes (Buonocore, 1955; Romano e Ruellas, 2003), possibilitando ao ortodontista a colagem de braquetes com bastante sucesso.

O primeiro artigo de que se tem referência sobre a colagem de braquetes diretamente sobre a superfície dentária foi descrito por Sadler em 1958, entretanto, só na década de 70 assistiu-se a substituição gradual da bandagem pela colagem, exceto para os molares.

Os cimentos resinosos ortodônticos têm sido largamente utilizados para a fixação dos bráquetes. Consistem em compósitos semelhantes às resinas compostas restauradoras, mas com uma proporção distinta entre seus componentes, para que se obtenham características ideais para essa utilização específica. Os cimentos resinosos são essencialmente resinas compostas fluidas de baixa viscosidade. (Anusavice, 2005; Mandall *et. al.*, 2009).

2.2. Compósitos

2.2.1. Definição

Um compósito é constituído de dois ou mais materiais, insolúveis entre si, que são combinados para formar um material com certas propriedades que não se encontram isoladamente nos materiais. Sua denominação é bastante diversificada, podendo ser tratados na literatura como materiais compostos, conjugados ou compósitos (Mano e Mendes, 1999; Matthews e Rawling, 1994).

A utilização de materiais compostos sintéticos é antiga e provem da necessidade de conjugar as propriedades de vários elementos em um só . Os compósitos são fabricados tendo por base uma matriz, que pode ser metálica, cerâmica ou polimérica, na qual é adicionado um reforço de fibras longas, fibras curtas ou partículas de pequeno diâmetro (Matthews e Rawling, 1994).

Em um compósito, podem-se distinguir duas ou mais fases distintas unidas entre si. A região de união (limite) entre matriz e o reforço é denominada interfase (Matthews e Rawling, 1994).

As fibras curtas ou partículas são distribuídas de uma forma aleatória, permitindo a obtenção de um compósito agregado a partir de uma massa relativamente homogênea. Já as fibras longas podem ser incorporadas na matriz seguindo uma só direção, ou de forma aleatória, ou na forma de uma malha tecida. Uma matriz polimérica (resina epóxi, poliéster, etc) ou metálica (liga de alumínio , titânio, etc) reforçada pela incorporação de partículas ou de fibras de pequeno diâmetro tais como fibra de vidro, fibra de carbono, fibra de aramida, resulta em um material compósito com resistência mecânica aumentada, visto que as partículas ou fibras passam a agir em um conjunto (Matthews e Rawling, 1994; Reis , 2006).

Um compósito pode ser constituído por uma matriz polimérica, metálica ou cerâmica. Los polímeros podem ser reforçados pela inclusão de materiais fibrosos e/ou particulados (Callister, 2000; Matthews e Rawling, 1994).

A incorporação de cargas inorgânicas em um polímero promove uma melhoria nas propriedades mecânicas, tais como resistência a compressão , modulo de elasticidade e dureza , como também uma redução no coeficiente de expansão térmica e uma redução na contração de polimerização. Dentre os tipos de compósitos, os poliméricos são os mais comumente utilizados (Matthews e Rawling, 1994; Reis, 2006).

2.3. Resinas Odontológicas.

Ao longo do tempo, os pesquisadores na área da odontologia preocuparam-se com a obtenção de materiais com características adesivas e estéticas que apresentarem resultados clínicos adequados e satisfatórios (Janovich *et. al*, 2008).

O processo de adesão ou a união pode ser interpretado como um processo de formação de uma interface adesiva. O substrato inicial é chamado aderente, enquanto o material que produz a interface geralmente é chamado de adesivo. Para a formação de uma interface adesiva “ideal”, as superfícies devem ser atraídas uma à outra na sua interface e preencher outros parâmetros como a superfície do substrato deve estar limpa, sem contaminação alguma, o adesivo deve escoar

facilmente sobre toda a superfície, deve possuir baixo ângulo de contato para que o adesivo flua e preencha as irregularidades na superfície do aderente (Phillips e Ralph, 1993). Em outras palavras a adaptação do material aos substratos deve produzir uma aproximação íntima dos materiais sem encapsulamento de ar ou de outros materiais; a interface formada deve possuir resistência física adequada, e química e/ou mecânica suficiente para resistir às forças intrabucais de descolamento.

2.3.1- Características químicas e físicas das resinas compostas dentais

2.3.1.1- Composição das resinas compostas

As resinas compostas dentais compreendem uma mistura de partículas inorgânicas de elevada resistência, unidas por uma matriz polimérica. As resinas compostas possuem três componentes principais: (1) a *matriz de resina* incluindo: (a) um sistema de monômero; (b) um sistema iniciador para polimerização de radicais livres; e (c) estabilizadores para maximizar a estabilidade de armazenamento das resinas compostas não polimerizadas e a estabilidade química da resina polimerizada; (2) *partículas inorgânicas*, constituído de partículas como vidro, quartzo e/ou sílica fundida; e, finalmente, (3) o *agente de união*, usualmente um silano-organo, que se une quimicamente, reforçando a ligação da partícula com a matriz de resina (Chain e Baratieri, 1998; Peudzfeldt,1997), (Tabela 1, Figura 3).

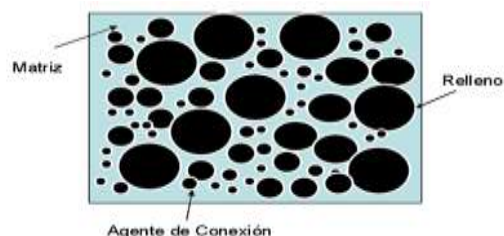


Figura 3. Componentes fundamentais das resinas compostas. Esquema geral onde se observa a matriz da resina, as partículas de carga e o agente de união (Rodriguez e Pereira, 2008)

Tabela 1 Composição das Resinas Compostas. Componentes básicos (Rodríguez e Pereira, 2008)

COMPONENTES BASICOS	DEFINIÇÃO
Matriz	Material de resina plástica que forma uma fase continua.
Partículas de Carga	Partículas, fibras de reforço que formam uma fase dispersa.
Agente de união	Favorece a união das partículas de carga com a atriz (silano)
Sistema ativador-iniciador	Ativador ou iniciador da polimerização.
Pigmentos	Permitem obter a cor semelhante dos dentes
Inibidores da polimerização	Aumentam a vida do armazenamento e o tempo do trabalho

O desenvolvimento das resinas compostas dentais (Fig. 4); teve seus inícios durante a primeira metade do século XX, período no qual os únicos materiais que simulavam a cor do dente e que podiam ser utilizados como material de restauração estética eram os silicatos (Rodríguez e Pereira, 2008). Estes materiais tinham grandes desvantagens sendo a principal delas o desgaste que sofreram com pouco tempo de colocadas, e a alteração de cor bem como a ausência de adesão com as estruturas dentais.

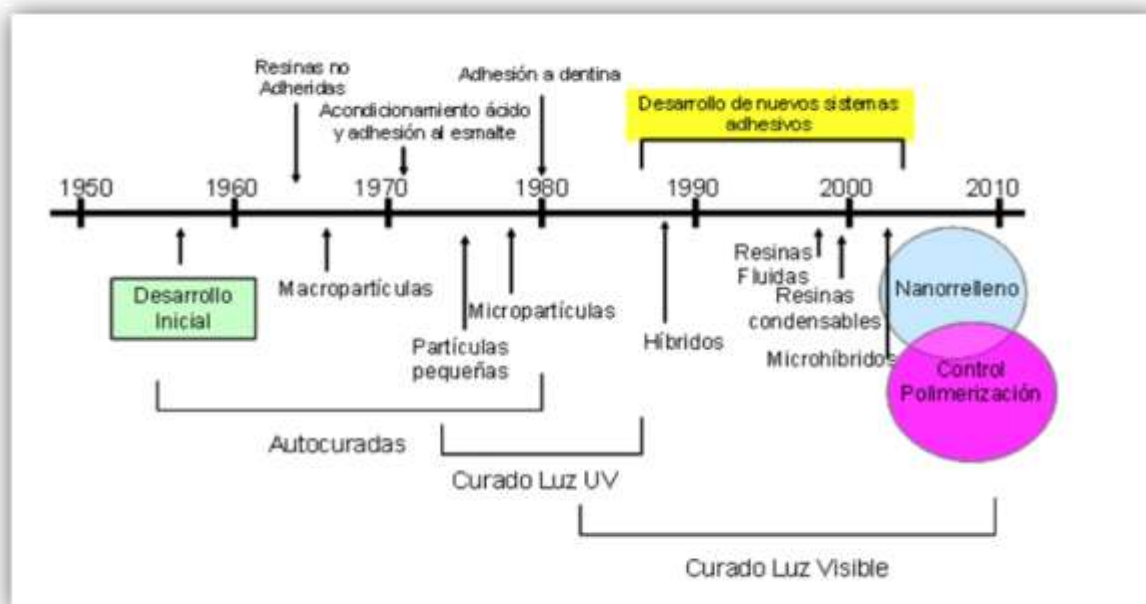


Figura 4. Cronologia do desenvolvimento das resinas compostas segundo as partículas, sistemas de polimerização e tecnologia adesiva disponível (Rodríguez e Pereira, 2008).

As primeiras resinas produzidas apresentaram sucesso parcial, devido principalmente ao elevado índice de contração de polimerização e ao seu alto coeficiente de expansão térmica. Estes dois fatores resultam em deficiências clínicas tais como, infiltração marginal e uma inadequada resistência ao desgaste (com perda da forma anatômica) sob atrição mastigatória (Anusavice, 1998).

Para minimizar esses problemas, partículas de reforço foram adicionadas para reduzir o volume do componente resinoso. O avanço significativo aconteceu em 1962 quando o Bowen, desenvolveu a molécula BISGMA como resultado das pesquisas realizadas com inúmeras resinas epóxicas, além de desenvolver um agente de acoplamento, o silano para melhorar a compatibilidade carga-monomero. O Bis-GMA é o principal monômero formador das resinas compostas aplicadas na odontologia de forma geral e particularmente das resinas para colagem de braquetes, é um líquido muito viscoso, de tal maneira que para melhorar as qualidades de manuseamento da resina dental, um monômero diluente de baixa viscosidade, tal como TEGDMA (figura 5) é adicionado para obter a fluidez necessária. Nas resinas dentais a base de Bis-GMA/TEGDMA a limitação da contração no processo de polimerização é determinado pelo elevado volume da estrutura do monômero, efeito que é minimizado pela necessária adição de TEGDMA (Tian *et. al.*, (2008)).

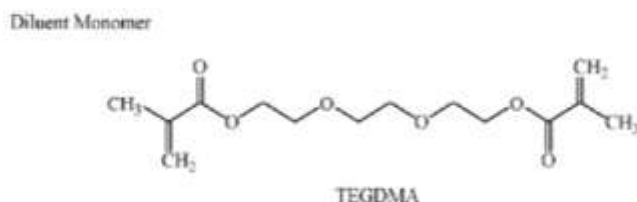


Figura 5. Estrutura TEGDMA (Floyd e Dickens 2005)

A molécula Bis-GMA, pode ser descrita como um éster aromático de um dimetacrilato, sintetizado a partir de uma resina epóxica (etilenoglicol de Bisfenol A) e metilmetacrilato. Esta molécula, através da polimerização por adição via radicais livres, origina um polímero com ligações cruzadas, rígido e insolúvel. Os dois anéis aromáticos presentes na sua estrutura (Figura 6) conferem à molécula uma estrutura central rígida. Por sua vez, os dois grupos hidroxila promovem ligações intermoleculares do tipo pontes de hidrogênio, e os dois grupos metacrilato terminais são determinantes para a polimerização do monômero. (Anusavice, 1998; Camps, 2004; Reis, 2006).

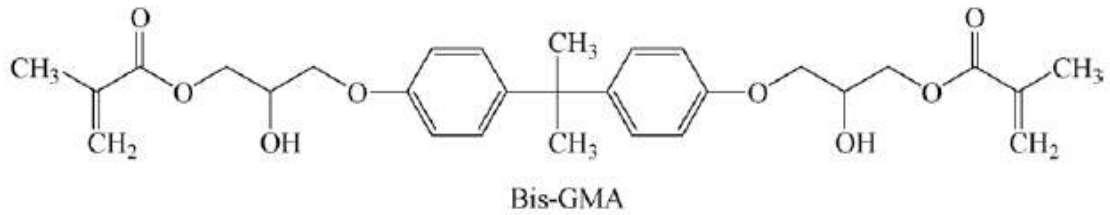


Figura 6. Estrutura Bis-GMA (Floyd e Dickens 2005)

As excelentes propriedades da molécula Bis-GMA levaram ao desenvolvimento das resinas compostas ou dos compósitos. O termo compósito na 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 (Powers e Craig, 2004).

Os compósitos podem apresentar na sua composição vários componentes, seus principais constituintes são: uma matriz de resina, mais comumente composta pelos monômeros Bis-GMA e UEDMA (uretano dimetacrilato), diluentes como o TEGDMA (trietilenoglicoldimetacrilato) e o DEGMA (dietilenoglicoldimetacrilato) que servem para reduzir a viscosidade do monômero e facilitar a incorporação de partículas 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 (Sostena, 2009).

Segundo Beech, (1981) os compósitos dentais a base de Bis-GMA, com maior percentagem de carga, apresentam melhores propriedades físicas, permitindo 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 macro partículas 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 polimérica. A rigidez da cadeia é controlada pela facilidade com que ocorre as mudanças conformacionais 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 consequentemente enrijecer a cadeia molecular principal.

A viscosidade elevada de BisGMA exige mistura com monómeros dimetacrilato de menor peso molecular para atingir uma viscosidade adequada para a incorporação de partículas de carga. Os monómeros na maioria das vezes utilizado como diluentes para BisGMA são etilenoglicol dimetacrilato (EGDMA) e trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA). Comparado com EGDMA e TEGDMA, o monómero aromático BisGMA é muito mais rígida., de tal maneira que o grau de conversão dos compostos dentais contendo BisGMA e TEGDMA diminuem, no entanto um teor crescente de BisGMA faz não resultar em reduções na força e dureza. Esta falta de correlação entre grau de conversão e dureza ou resistência pode ser explicado pelo fato que o TEGDMA flexível é substituído pelo muito mais rígida BisGMA na rede de polímero (Asmussen e Peutzfeldt, 1998).

Asmussen e Peutzfeldt, 1998, determinaram o efeito dos monômeros, BisGMA, TEGDMA e UEDMA em algumas propriedades mecânicas de compósitos resinosos experimentais. Os compósitos resinosos foram fabricados a partir das misturas dos monômeros Bis-GMA e UEDMA com concentrações variando de 0 a 70% em mol; e o TEGDMA em concentrações de 30 a 70% em mol. Os fotoiniciadores: canforoquinona e ciano etilmetilanilina (CEMA) foram dissolvidos nas misturas de monômeros (0,2% em peso de cada). Partículas de vidro silanizadas com tamanho médio de 5µm foram utilizadas como conteúdo constante de carga (78% em peso). Foram realizados testes de resistência à tração diametral, resistência à flexão e módulo de elasticidade. Os testes revelaram que a resistência à tração diametral para os compósitos variou entre 52 e 59 MPa, com maiores valores para o compósito com maior conteúdo de TEGDMA e UEDMA. A resistência à flexão variou entre 137 e 167 MPa. Apesar de a substituição do BisGMA pelo TEGDMA ter aumentado a resistência à tração, houve redução da resistência à

flexão. Os valores do módulo de elasticidade variaram entre 8,0 e 11,10 GPa, sendo que os maiores valores foram encontrados com variação da proporção BisGMA/TEGDMA, para um dado conteúdo de UEDMA. Os autores concluíram que a variação da quantidade de UEDMA, BisGMA e TEGDMA pode causar significativo efeito nas propriedades mecânicas dos compósitos.

2.3.1.2- A reação química foto iniciada

As resinas compostas utilizadas em Odontologia possuem um mecanismo de polimerização por radicais livres. Nos sistemas autopolimerizáveis, os radicais livres geralmente são gerados pela reação química do peróxido de benzoíla com uma amina terciária que, por sua vez, dá início à polimerização dos grupos metacrilatos, formando assim, uma matriz polimérica de matriz cruzada. Como mostra a figura 7 das aminas terciárias, N,N-dimetil-*p*-toluidina foi a primeira a ser utilizada como ativador, mas agora, N,N-dihidroxietil-*p*-toluidina é a mais frequentemente usada. (Reis, 2006).

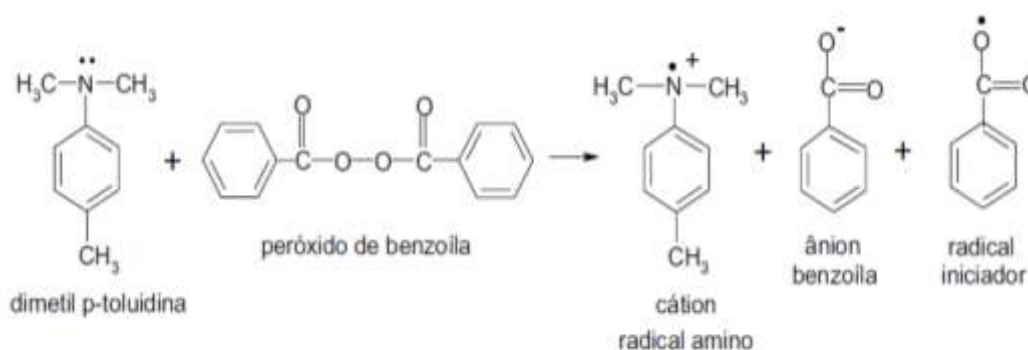


Figura 7. Mecanismo de iniciação química da polimerização das resinas dentais ativadas quimicamente (Reis, 2006).

Já as resinas compostas, ativadas por luz visível, produz um estado de excitação do fotoiniciador por absorção de luz numa faixa específica de comprimento de onda que varia entre 400-500 nm através de um componente alfadiquetina, geralmente uma canforoquinona que, uma vez interage com a amina forma radicais livres que iniciam a polimerização por adição, a canforoquinona reage com um agente redutor para reduzir os radicais livres (Fan *et. al.*, 1985; Baratieri *et. al.*, 1995).

A partir daí, a reação é muito similar aquela dos sistemas autopolimerizáveis. O fator de maior importância neste fenômeno consiste no fato de que a cadeia formada nesta reação química de adição necessita de um radical livre. O grau de conversão, portanto, não é somente dependente da formulação química do material, mas também da quantidade de luz apropriada que ativa o catalisador. Ao contrário das resinas compostas autopolimerizáveis, que se polimerizam de forma uniforme desde que a mistura seja eficiente, as resinas fotopolimerizáveis polimerizam-se somente onde a luz alcança. Isso significa dizer que a luz é absorvida, dispersa e, conseqüentemente, atenuada durante a sua passagem através do material. Estes efeitos fazem com que superfícies mais próximas à fonte de irradiação de luz sejam polimerizadas mais eficientemente do que as mais profundas. Criam-se, com isso, camadas não polimerizadas ou parcialmente polimerizadas, o que acarreta inúmeros prejuízos à restauração, principalmente nas suas propriedades físicas dos materiais como a força de adesão e a resistência mecânica (Baratieri *et. al.*, 1995)

De modo geral o tempo de exposição é importante para melhorar as propriedades mecânicas das resinas compostas como recomendam os fabricantes, porém a intensidade da luz é um fator relevante para uma efetiva polimerização (Sgarbi, 2006). Assim, a qualidade de cura ou polimerização é determinada pelo grau de conversão do monômero em polímero, indicando a quantidade de grupos metacrilatos reativos que reagiram uns com os outros. Conseqüentemente, existe um alto grau de dependência entre o sucesso da restauração e a capacidade de polimerização da luz visível irradiada dentro de um determinado período de tempo e a presença de oxigênio durante a polimerização sendo considerada a intensidade e luz emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores como sendo primordial na determinação do desempenho dessas unidades, uma vez que a variação dos valores de intensidade poderia resultar em alterações significantes na profundidade de polimerização das resinas (Araújo *et. al.*, 1996; Baratieri *et. al.*, 1995).

Um fator importante a ser considerado no processo de fotopolimerização das resinas compostas é o grau de conversão obtido pelas unidades fotopolimerizadas, o grau de conversão é medida pela porcentagem de ligações duplas de carbono consumidas. (Anusavice, 1998; Genestra *et. al.*, 2000).

Sgarbi, (2006) avaliou o grau de conversão de uma resina composta através da espectroscopia infravermelha (avaliação qualitativa) variando os tempos de

exposição à luz. A leitura dos espectros relativos aos grupos funcionais se realizaram no FT-IR observando-se as duplas ligações de carbono na faixa entre 1610 e 1650 cm^{-1} apresentando monômeros residuais que não sofreram polimerização

Uma resina para colagem tem que apresentar uma forte interação com o dente e o braquete garantindo durante todo o tratamento não causar danos à estrutura dentária no momento de remoção do acessório, de fácil uso clínico, capaz de proteger o elemento contra cáries, e estar disponível a um custo razoável. (Mandall *et. al.*, 2009).

Devido os compósitos ser materiais onde a retenção se obtém por técnica adesiva, diferente dos amalgamas, preservando dessa forma a estrutura dentaria, tornaram-se os materiais mais usados em diferentes aplicações na odontologia como agentes cimentantes de restaurações indiretas de próteses, facetas estéticas, agentes de união à dentina e na colagem ortodôntica, entre outras aplicações. Por serem usados para cavidade oral devem possuir certas características biológicas, propriedades estéticas, propriedades físicas e mecânicas sendo elas: resistência ao desgaste, textura superficial, coeficiente de expansão térmica, e expansão higroscópica, resistência à fratura, resistência à compressão e à tração, modulo de elasticidade, estabilidade da cor, radiopacidade, contração de polimerização. (Powers e Craig, 2004).

As propriedades citadas são requisitos indispensáveis em todo material adesivo e especificamente aqueles que são usados para colagem de braquetes onde devem apresentar resistência suficiente para suportar as forças mastigatórias e as forças ortodônticas durante a movimentação dentaria e permitir que a remoção do acessório ortodôntico se realize sem provocar danos à superfície dentaria (Phillip *et al.*, 2008).

2.3.1.3- Resistência mecânica dos adesivos ortodônticos

2.3.1.3.1- Método de avaliação da resistência Mecânica.

A obtenção de uma união estável e durável entre os materiais restauradores e a estrutura dentaria é essencial para durabilidade dos procedimentos restauradores. Assim em busca de um material restaurador ideal, os fabricantes investem no

progresso tecnológico gerando uma constante introdução de novos produtos no mercado da Odontologia. A avaliação em laboratório de sistemas adesivos é importante para uma análise preliminar do material estudado, para que em um curto espaço de tempo, os fabricantes possam avaliar os materiais, corrigir deficiências e implementar melhorias, baseados, então em um estudo clínico, oneroso e muito mais extenso em termos de tempo. Experiências no laboratório produzem um parâmetro importante para análise, uma vez que se um material tem desempenho eficiente *in vitro*, provavelmente resultará em um melhor desempenho clínico (Montenegro, *et al.*, 2008).

A primeira, 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 braquetes, a retenção micromecânica oferecida pelo ataque ácido e a presença de microrretenções na área de contato dos braquetes são fatores importantes na estabilidade de fixação do acessório ortodôntico. (Phillip *et al.*, 2008).

Por sua vez, a força de adesão pode ser relacionada com a propriedade de resistência do material adesivo ortodôntico, sendo as propriedades mecânicas dos materiais dentários 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. (Sostena, 2009).

A tensão resultante da aplicação da força dependerá da área que 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 frequentemente 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. Atualmente, o sucesso das resinas modernas aplicadas em diferentes modalidades de tratamento é estudado em sistemas que simulam em sua performance clínica. Por isso, há necessidade de compreender o comportamento da resina em relação à deformação, quando aplicada sobre ela uma determinada carga. O quadro de propriedades para analisar o estresse é dado pela contração volumétrica e pelo módulo de elasticidade. O termo módulo de elasticidade descreve a relativa rigidez de um material ao ser submetido a um carregamento mecânico. O módulo elástico é medido na curva tensão /deformação com o coeficiente angular da região elástica. A magnitude do módulo de elasticidade influencia na intensidade dos estresses gerados durante o endurecimento da resina composta (polimerização). A relação de estresse desenvolvida e sua magnitude na qual determina a seriedade do estresse dependem do modo de ação da viscoelasticidade da restauração durante a polimerização. A resistência à flexão representa a resistência máxima ao dobramento de um material antes que ocorra fratura. A relevância clínica desta propriedade se faz presente, sobretudo, no ato da mastigação, quando ocorrem diferentes esforços mastigatórios, que induzem variadas tensões, tanto no dente quanto na restauração (Fares *et. al.*, 2004).

Na avaliação de sistemas adesivos à estrutura dentaria, ensaios mecânicos baseiam-se na aplicação de forças de cisalhamento na união com a intenção de simular o mesmo estresse sofrido pela restauração durante sua função no meio bucal entre tanto forças e tensões sofridas sobre uma restauração colocada em um individuo e que seja submetido aos esforços mastigatórios são de natureza complexa de modo que a resistência á flexão é outra propriedade importante nos compósitos dentais quando usados em área sob tensão mastigatória (Gonçalves *et. al.*, 2008).

Fares *et. al.*, (2004) determinaram a resistência à flexão e o módulo de elasticidade de três resinas compostas híbridas, com matriz resinosa à base de BISGMA. A resistência flexural e módulo de elasticidade foram avaliados de acordo com a norma ISO 4049 de 1988. Os testes foram realizados em uma máquina Universal de ensaios à velocidade de 0,75mm/min. Os corpos de prova foram irradiados com um fotoativador LED com uma intensidade de 1250mW/cm² , 40s, no centro e nas duas extremidades do corpo de prova. Os pesquisadores afirmaram que nas resinas polimerizadas com LED, tendo constante a mesma distância

fonte/objeto, igual intensidade de luz e tempo de exposição, irrevogavelmente ocorrerão valores diferentes para os índices de conversão, resistência flexural e módulo de elasticidade, devido à composição da matriz orgânica.. As resinas testadas não apresentaram diferenças estatísticas na resistência à flexão mesmo com as alterações sofridas em sua composição, sendo que a resistência flexural encontrada apresentou para todas as resinas testadas valores acima do mínimo exigido (50MPa) na especificação ISO 4049. A relativa variação das quantidades de UEDMA, BISGMA e TEGDMA tem um significado efeito nas propriedades mecânicas da resina composta, O módulo de elasticidade é responsável pela relativa dureza ou rigidez da resina e é importante para determinar a resistência das forças oclusais e resistência ao desgaste.

Gonçalves *et. al.*, (2008) avaliaram a resistência de quatro compósitos comerciais em quanto à resistência à flexão.Os materiais avaliados foram em forma de barra com dimensões 25mm x 2mm x 2mm segundo as especificações ISSO 4049 . Usaram-se 10 barras para cada compósito sendo fotoativados em modo contínuo com um aparelho fotopolimerizador, determinando que a quantidade de energia influenciasse positivamente a resistência à flexão de todos os compósitos utilizados aumentando significativamente os valores (mínimo de 50 MPa), isso devido provavelmente em razão do aumento de grau de conversão apresentando a resistência á flexão relação com a transformação de monômeros em polímeros. Os autores concluíram que a resistência à flexão foi influenciada pela composição de compósitos.

Ryou Dong-Bum *et. al.*, (2008) testaram através de ensaios de cisalhamento e flexão quatro compósitos fluidos na colagem de braquetes ortodônticos, comparando os resultados com outra resina ortodôntica e um compósito dental, avaliando as suas propriedades físicas e mecânicas. A resistência flexural foi calculada em MPa, sendo significativamente menor nos compositos fluidos quando comparados com a resina ortodontica e o composito devido não por causa de uma ligação fraca com o esmalte mas sim uma consequência de sua propriedade mecânica comparativamente inferior pelo menor teor de partículas de carga. Como resultado apresentaram as resinas fluidas valores aceitáveis acima do uso clínico ao igual que na resistência ao cisalhamento indicando a sua capacidade para unir-se as microporosidades do esmalte condicionado e formar uma adequada adesão com o dente, beneficiando na preservação do esmalte em términos de fraturas. Portanto, grande cuidado é necessário para evitar danificar a superfície do esmalte durante a descolagem.

A determinação da força da união ao dente é uma das análises mais populares conduzidas nas avaliações de materiais dentários. A Força da união pode ser estudada utilizando modelos clínicos ou estudos *in vitro*. No caso dos modelos clínicos os estudos podem ser realizados de forma prospectivos ou retrospectivos, já os estudos *in vitro* são medizados utilizando modelos clínicos simulados ou adesão a um substrato padronizado (Powers e Craig, 2004).

Os estudos referentes aos diversos compósitos na literatura ortodôntica consistem, em sua grande maioria, nos testes de resistência ao cisalhamento. (Lopes, *et. al*, 2003, Mondelli e Feitas, 2007, Ryou Dong-Bum *et. al.*, (2008) , Minick *et. al.*, 2009: Al-Saleh e El-Mowafy, 2010; Abdelnaby e AL-Wakeel, 2010).

Isoladamente, a resistência ao cisalhamento destes compósitos pode nos mostrar a propriedade mais relevante para os clínicos. Por outro lado, tais avaliações, por si só, não levam em consideração as diferenças nas propriedades físicas e propriedades mecânicas, que podem estabelecer a superioridade de um compósito em relação ao outro. 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. Newman (1965) em estudo realizado, sugeriu um valor mínimo de 1,38 MPa de força de adesão para um adesivo ortodôntico. Keizer *et. al.*, (1976), relataram valores de força de adesão mínima entre 2,86 e 7,59 MPa; Knoll, *et. al.*, (1986) indicaram que uma força de adesão mínima de 2,8 MPa era adequada para manterem fixos os bráquetes ortodônticos. Reynolds (1975) numa revisão da literatura, encontrou como valores mínimos de adesão, o intervalo de 4,9 e 7,85 MPa. Reynolds 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 realizados (Simplicio, 2000), no entanto segundo afirma Lavernhe *et. al.*, (2010) existe uma, grande discrepância nos resultados encontrados na literatura quanto a resistência adesiva *in vitro* de resinas ortodônticas (de 3 a 27 MPa).

Lopes, *et. al.*, (2003) compararam a resistência de união de braquetes ortodônticos A superfície do esmalte dental foi tratada com dos sistemas condicionadores: um novo sistema adesivo auto condicionante (Transbond XT Self-etching primer, 3M Unitek) e o tradicional acido fosfórico a 35% (3M). Para este teste de resistência de união, vinte incisivos inferiores humanos livres de carie foram

montados em resina acrílica autopolimerizável e divididos aleatoriamente em dois grupos. No grupo teste, o esmalte foi tratado com sistema adesivo autocondicionante (TransBond XT Self-etching Primer) seguindo as recomendações do fabricante. No grupo controle, o ácido ortofosfórico a 35% (ScotchBond Etchant Gel. 3M) foi aplicado durante 15 segundos. Para ambos os grupos a resina fotopolimerizável foi utilizada para colagem dos braquetes ortodônticos nos incisivos inferiores. Depois de 24 horas em água os corpos de prova foram submetidos a ensaios de cisalhamento, obtendo como resultados de resistência de união (Mp) de 26,0 (+7,4) para TransBond SEP e 26,6 (+7,1) para o grupo controle (ácido fosfórico a 35%).

Mondelli e Feitas (2007) realizaram um estudo comparativo da resistência adesiva da interfase resina/braquete sob esforços de cisalhamento utilizando três resinas compostas e três tipos de tratamento na base do braquete. Foram utilizados 120 braquetes ortodônticos de aço inoxidável abzil, cuja área linear foi de 12,5 mm², divididos em 12 grupos, com 10 espécimes para cada um deles. Os resultados encontrados demonstraram que todos os tipos de tratamento utilizados até mesmo aqueles que diminuíram as médias de resistência adesiva em relação aos seus respectivos controles, apresentaram uma resistência superior à exigida para uso clínico.

Phillip *et. al.*, (2008) investigaram a Resistência da união de quatro adesivos ortodônticos (Transbond XT [3M/Unitek, Monróvia, na Califórnia], Blugloo [Ormco Corp, Glendora, na Califórnia], Luz Bond [Reliance Orthodontic Products, Itasca, Illinois], APC Plus [3M/Unitek]), aplicados após a colocação de um selante anti cárie (ProSeal [Reliance Orthodontic Products]). Nesta pesquisa utilizaram-se pré-molares com superfície vestibular íntegra. Os dentes foram divididos de forma aleatória em seis grupos. Quatro grupos com adesivo-selante e dois grupos só adesivo. Os braquetes foram colados aos dentes segundo a conformação dos grupos. Os dentes foram armazenados em recipientes fechados por 30 dias. Uma resistência ao cisalhamento de 6 a 8 MPa (Reynolds, (1975)) é considerada o valor mínimo aceitável na colagem de braquetes ortodônticos. Como resultados observaram que todos os grupos de combinação adesivo-selante tinham resistência ao cisalhamento ao esmalte dental com valores médio superiores a 10 MPa. Segundo os autores foi detectada uma leve diminuição dos resultados nos dentes tratados com selante, porém os valores reportados da resistência de união continuou bem acima do nível

cl clinicamente aceitável já que a resistência ao cisalhamento de resinas para esmalte dental de 6 a 8 MPa é considerada o mínimo clinicamente aceitáveis para braquetes ortodônticos.

Minick *et. al.*, (2009), avaliaram a resistência da união de novos sistemas de colagem. Nesta pesquisa usaram-se materiais dentais com adição de fosfato de cálcio amorfo, monômero antibacteriano MDPB (brometo methacryloyloxydodecylpyridinium), e primers autocondicionantes. Os Quatro novos sistemas adesivos: Aegis Ortho (com fosfato de cálcio amorfo), Clearfil Protect Bond (primer auto-condicionante com um monômero antibacteriano), iBond (auto reformulada -Etching Primer) e Clearfil S3 Bond (primer auto-condicionante com tecnologia hidrofílica e hidrofóbica), foram testados e comparados com Transbond XT, um sistema adesivo convencional (3M Unitek,). Braquets colados con esos materiais foram testados no modo de cisalhamento apos 30 minutos e 24 horas, e o local da falha de adesão foi observada. Como resultado os novos sistemas de colagem Ortho Aegis ($5,3 \pm 0,5$ MPa aos 30 minutos, $7,2 \pm 0,7$ MPa em 24 horas), Clearfil Protect Bond ($7,1 \pm 0,8$ MPa aos 30 minutos, $6,1 \pm 0,6$ MPa em 24 horas), Clearfil S3 Bond ($3,8$ MPa aos 30 minutos, $6,6 \pm 0,5$ MPa em 24 horas), e iBond ($3,9 \pm 0,4$ MPa aos 30 minutos, $3,9 \pm 0,3$ MPa em 24 horas) obtiveram resistência ao cisalhamento significativamente menor do que Transbond XT ($10,1 \pm 0,8$ MPa em 30 minutos , $10,1 \pm 1,0$ MPa em 24 horas) e o sistema de colagem iBond uma resistência menor não aceitável para o uso clinico.

Diante da grande gama de materiais compósitos usados na colagem à disposição do ortodontista, torna-se necessário conhecer suas propriedades, propriedades físicas que não envolvem qualquer modificação estrutural em nível molecular dos materiais como as propriedades mecânicas e térmicas (Mano, 2000), além de testá-los para comprovação de sua eficácia e desempenho.

As propriedades físicas como entalpia e características mecânicas são medidas em função da temperatura por meio de um grupo de técnicas através da analise térmicas (Canevarolo, 2007).

A TGA (Analise termogravimetrica) é uma tecnica utilizada para avaliar as propriedades térmicas dos polímeros, técnica na qual a mudança da massa de uma substância é medida em função da temperatura enquanto esta é submetida a uma programação e atmosfera controlada (Pimentel, 2012).

Pitta, (2010) comparou mediante análise termogravimétrica dois compósitos dentais odontológicos de diferentes composições, sendo um deles com sua parte inorgânica composta de 100% de nanopartículas (Z 350®) e o outro composto de partículas microíbridadas (Z 250®), em relação ao perfil de degradação e à quantidade de carga inorgânica, tendo como principal objetivo observar se o percentual de carga inorgânica presente no material estava conforme indicado nas informações do fabricante. Esses compósitos foram polimerizados por diferentes fontes ativadoras (Luz Halógena e LED). Em relação ao percentual de carga, apenas o compósito Z 350® apresentou nas informações do fabricante o percentual em massa do compósito. Assim, comparando-se o percentual dado pelo fabricante (78,5%) com o percentual encontrado em TGA (75,29%), tem-se uma diferença de 3,21% de percentual inorgânico a mais que o encontrado na pesquisa de Pitta, 2010 o que estatisticamente não representa diferença significativa, considerando as variáveis dos testes executados.

A técnica DMA, é uma técnica direcionada às propriedades mecânicas e dinâmicas das resinas dentais (Moreira, 2005; Sostena, 2009), para determinar a temperatura de transição vítrea (T_g) e o comportamento visco elástico dos materiais poliméricos. O análise DMA tem como objetivo avaliar qual resina apresenta maior temperatura de transição vítrea e maior módulo de armazenamento quando submetida á uma tensão sob variação de temperatura. Os resultados obtidos pela análise termodinâmico mecânica descrevem o comportamento viscoelástico do polímero. Os valores do módulo de armazenamento e de $\tan \delta$, são fornecidos em função da temperatura. O E' , módulo de armazenamento é o componente que representa a tendência do material ficar rígido e $\tan \delta$, é a razão entre o módulo de perda, ou seja, tendência de o material fluir; pelo módulo de armazenamento (Moreira, 2005)

Moreira, (2005) Avaliou a influência causada nas propriedades mecânicas e térmicas, de duas resinas comerciais, Z100 (3M) e Charisma (Heraeus Kulzer), como, a influência do tipo de fotopolimerizador, utilizando fontes do tipo luz halógena e diodo emissor de luz, LED. As avaliações foram realizadas pela análise DMA e DSC. Para analisar a rigidez do material dada pelo módulo de armazenamento adotou-se a temperatura de 37°C, que é a mais provável de se encontrar no ambiente bucal, não considerado as variações térmicas causadas pela ingestão de substâncias. As duas resinas apresentaram diferentes propriedades

mecânicas e térmicas. As resinas fotopolimerizadas por luz alógena apresentaram melhores propriedades mecânicas e térmicas. A charisma obteve o melhor desempenho no DMA provavelmente por ser susceptível a pós cura. Ambos os aparelhos, Luz halógena e LED, utilizados em sua fotopolimerização causaram melhor resistência mecânica em relação a Z100 com LED. Considera-se que a Z100/LED atinge uma densidade de reticulação mais baixa, e por não ter tendência a sofrer cura térmica o módulo de armazenamento se torna mais baixo. O fato da Z100 não sofrer cura térmica, provavelmente deve estar relacionado à quantidade de monômero, BisGMA e TEGDMA presente, tamanho e quantidade de carga e, tipo e concentração de iniciadores e coiniciadores.

Sostena, (2009) avaliou a influência da umidade, temperatura e tempo de irradiação sobre propriedades físicas de resinas compostas usadas na ortodontia, baseando-se em que as características estruturais e o processo de polimerização das resinas compostas são fatores que influenciam nas propriedades físicas e mecânicas, realizando ensaios mecânicos de cisalhamento e técnicas de DSC e DMA. As resinas avaliadas foram Fill Magic Ortodôntico, Ortho lite Cure e transbond XT determinando que a resina Fill Magic apresentou os menores valores de resistência ao cisalhamento (menor de 6 Mpa) em quanto que a Transbond XT apresentou maiores valores de resistência podendo segundo a pesquisadora estar relacionado esta resistência com as características de cada material no que se refere à composição estrutural. Em quanto à temperatura de transição vítrea (Tg) as resinas apresentam valores de Tg dentro da faixa de temperaturas intrabucais apresentando a transbond XT e Ortho lite cure maiores valores de Tg. Como consideração final Sostena, 2009 afirmou que os menores valores de resistência e Tg da resina Fill Magic Ortodôntico pode comprometer a qualidade de adesão da resina quando aplicada clinicamente.

A escolha do material ortodôntico deve ser fundamentada no conhecimento de suas propriedades. O estudo de sua eficiência, por meio de experimentos clínicos e laboratoriais, é de grande importância, para proporcionar ao ortodontista a possibilidade de melhores resultados no tratamento clínico ortodôntico. (Phillip *et. al.*, 2008)

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Materiais

Na Figura 8 apresentamos as resinas compostas fotopolimerizável *Natural Ortho*® (DFL) e o Adesivo ortodôntico fotopolimerizável *Orthocem*® (FGM) e na tabela 2, os componentes básicos e as especificações técnicas fornecidas pelos fabricantes.



Figura 8 - Apresentação comercial dos compósitos ortodônticos. Em (a) *OrthoCem*® e em (b) *Natural Ortho*®.

Tabela 2 –Componentes básicos e Especificações técnicas dos materiais escolhidos

	<i>Natural Ortho</i>®	<i>Orthocem</i>®
Ativação	Fotopolimerizável	Fotopolimerizável
Partículas	Nano partículas	Nano partículas
Matriz de Resina (porção orgânica)	Bis-GMA, Dimetacrilato de diuretano. Dimetacrilato de polietilenglicol, metacrilato de dimetilaminoetil	Bis-GMA, Monômeros metacrilicos fosfatados
Partículas de Carga (porção inorgânica)	Boro silicato de vidro, vidro de bário, sílice. (76,3% em peso)	Dióxido de silício (48% a 50% em peso)
Sistema ativador e iniciador de polimerização	Canforoquinona.	Canforoquinona
Fabricante	DFL	FGM
Lote	11081146	110711
Validade	08/2013	07/2013

- Braquetes

Foram usados braquetes metálicos para pré-molares marca Morelli específicos para a técnica Capelozza padrão I. Os braquetes apresentaram na sua

base malha 80 microns, torque na base, marcação vertical, cantos arredondados. Área do braquete 12,95 mm² e perímetro 13,57 mm (Figura 9).



Figura 9 – Apresentação comercial braquetes Prescrição Capelozza

- Partículas de Quartz (Silica), adicionadas ao adesivo ortodôntico fotopolimerizável Orthocem® (Tabela 3).

Tabela 3. Características das partículas de Silica.

Fuente de silica	Origem e especificações
Pó de Quartzo	FLUKA CHEMIKA 83340, p.a powder, ≥230 mesh

- Fotopolimerizador EMITER A (Características: LED de alta potencia 850mW/cm²).

3.2. Caracterização estrutural da resina ortodôntica *Orthocem*®

3.2.1- Espectroscopia de Infravermelho com transformadora de Fourier (FTIR).

A absorção de radiação pelas moléculas de uma substância causa transições nos estados rotacionais e vibracionais dos átomos ou grupos atômicos. Essas vibrações fornecem informações a respeito das ligações químicas dos constituintes atômicos, isto porque cada ligação absorve um comprimento de onda específico para alterar seus estados roto-vibracionais. Através desta radiação absorvida é possível identificar as ligações presentes, grupos químicos entre outras características estruturais particulares do polímero. (Carvalho, 2008).

O análise de Infravermelho foi realizado no equipamento IR PRESTIGE 21-FTIR-SHIMADZU disponível na Unidade de Caracterização Térmica (SEPOL)-UENF.

3.2.2- Análise por espectrometria de fluorescência de Raio X energia dispersiva EDX

A espectroscopia por energia dispersiva de raios X (EDX) é uma técnica analítica utilizada para a análise elementar ou a caracterização química de uma amostra. É uma das variantes de raios X de espectroscopia de fluorescência que se baseia na investigação de uma amostra através de interações entre a radiação eletromagnética e a matéria, análise de raios-x emitidos pela matéria em resposta ao ser atingido com partículas carregadas.

O análise por EDX foi utilizada para determinar, no ponto de incidência do feixe, quais elementos químicos estão presentes naquele local e assim identificar em instantes o mineral observado. As análises foram realizadas num equipamento de raios x Fluorescence Energy Dispersion Fluorescence X-Ray Spectrometer Rayny Series EDX-700/800. MARCA SHIMADZU – UENF.

3.3. Análise de propriedades térmicas da resina ortodôntica *Orthocem*®

3.3.1– Análise termogravimétrica

Termogravimétrica (TGA) é a técnica na qual a mudança da massa de uma substância é medida em função da temperatura enquanto esta é submetida a uma programação e atmosfera controladas. A TGA foi utilizada para analisar a interação da carga e a matriz nas amostras das resinas *Orthocem*® e *Orthocem*®+3% carga e porcentagem de carga inorgânica. As análises foram realizadas em um analisador termogravimétrico SDT 2960 – TA Instruments, disponível na Unidade de caracterização térmica SEPOL / LAMAV. Amostras de aproximadamente 10 mg, em panelas de platina, foram aquecidas de 20°C até 870 °C, utilizando taxa de aquecimento de 10°C/min, e fluxo de 100 ml/min de nitrogênio.

3.4. Propriedades mecânicas das resinas para colagem de braquetes.

3.4.1– Análise Dinâmico-mecânico (DMA).

Por ser a análise dinâmico–mecânico uma técnica de caracterização dos processos de relaxação em materiais poliméricos assim como do impacto da estrutura do polímero e da carga sobre os módulos de armazenamento (E') e perda (E'') (Canevarolo, 2007), foi realizada esta análise com o objetivo de determinar tanto os módulos como a $\tan \delta$ caracterizando os materiais ortodônticos utilizados para colagem de braquetes. A análise DMA foi realizada na unidade de caracterização térmica do SEPOL/LAMAV, para estes ensaios se utilizaram corpos de prova retangulares, com dimensões aproximadamente de 35x12x3 mm³ em um DMA 2980 multi-frequência da TA Instruments com módulo de resfriamento (GCA). A garra utilizada foi de flexão em três pontos. As condições de análise utilizadas foram frequência fixa de 1 Hz, taxa de aquecimento de 2°C /min e faixa de temperatura de 20 °C até 180 °C.

3.4.2- Ensaio de Flexão

A resistência a flexão representa a resistência máxima ao dobramento de um material antes que ocorra fratura. A relevância clínica desta propriedade se faz presente, sobretudo, no ato da mastigação, quando ocorrem diferentes esforços mastigatórios, que induzem variadas tensões, tanto no dente quanto na restauração (Fares *et al.*, 2005).

Avaliou-se o desempenho mecânico das resinas para colagem de braquetes. Estas foram testadas sob condições de flexão em um sistema de três pontos. Os ensaios foram realizados na máquina universal de ensaios mecânicos, marca Instron, modelo 5582, disponível no SMMA/LAMAV. Os valores de tensão de flexão (σ) Módulo de flexão (E) e deformação (ϵ) foram determinados. Os ensaios foram realizados com célula de carga de 1 KN a uma velocidade de 1 mm/min até fratura total segundo as normas de procedimento ISO 4049 e ASTM D790.

Os valores de força sob flexão e o deslocamento do travessão para os materiais compósitos ortodônticos foram obtidos em N e mm². O valor da tensão de flexão foi calculado em MPa, de acordo com a equação 1 ao igual que o módulo de flexão de acordo com a equação 2. A montagem dos gráficos para análise do comportamento mecânico e obtenção da razão tensão deformação, foram feitas através de programas de computador 'ORIGIN 8.0'. A tensão de flexão exercida pelo corpo de prova durante o ensaio de flexão foi obtida, enquanto ocorria o

deslocamento do travessão até o momento da ruptura do material. Foram realizados os ensaios de flexão em 5 corpos de prova (Norma ISSO 4049:1998) de cada uma das resinas *Orthocem®*, *Orthocem®* modificada na qual foi adicionada 3% de partículas de carga e da resina *Natural Ortho®*,

Os corpos-de-prova foram preparados na forma de barras retangulares com secção transversal plana (Canevarolo, 2007, ISSO 4049) com dimensões iguais a 40x5x2mm³ e seguindo as especificações de fotopolimerização dos fabricantes de cada uma das resinas para colagem de braquetes.

O sistema de apoio consistiu em duas barras com diâmetro de 2mm separadas em 28 mm, aplicando a carga no centro do corpo de prova com uma barra semelhante aos apoios.

Vinte quatro (24) horas após a fotopolimerização dos corpos de prova foram corroboradas as dimensões e armazenados a uma temperatura de 37(±1)°C durante 10 min prévios ao ensaio de flexão segundo as especificações da norma ISO 4049:1988.

A resistência a flexão foi calculada pela seguinte equação:

$$\sigma = \frac{3 F l}{2 b h^2} \quad (1)$$

Onde: σ : Tensão (Mpa), F é a Carga máxima observada para a curva de carga-deslocamento (N); l é a distancia entre os apoios (mm); b é a largura do corpo-de-prova (mm), h é a espessura do corpo-de-prova, mm

O módulo de flexão foi calculado utilizando a equação:

$$E = \frac{F_1 l^3}{4 b h^3 d} \quad (2)$$

Onde: E é o módulo de flexão (Mpa); F_1 é a carga (N), d é a deflexão (mm) com carga F_1 , l é a distancia entre os apoios (mm); b é a largura do corpo-de-prova (mm), h é a espessura (mm) do corpo-de-prova.

$$\epsilon = \frac{6 D h}{L^2} \quad (3)$$

Onde:

D é a deformação máxima do centro do feixe, h é a espessura do corpo-de-prova (mm) L é o comprimento entre apoios.

3.4.2.1- Análise Fractografica das resinas para colagem de braquetes.

A Análise fractografica foi feita com o objetivo principal de mostrar a fratura superficial dos corpos-de-prova das resinas para colagem de braquetes após o ensaio de flexão. A análise foi realizada em um Microscópio de Varredura a Laser Confocal marca OLYMPUS LEXT® OLS 4000 3P Measuring Laser Microscope Modelo OLS40-50 disponível no LAMAV superduros. Os corpos de prova não precisaram ser preparados para o analise fractografica.

3.5. Ensaio de Cisalhamento

O teste de cisalhamento foi realizado no sentido ocluso-gengival dos braquetes devido ao maior dimensão meso-distal do acessório em relação à dimensão ocluso gengival o que oferece maior resistência a sua remoção quando a força é aplicada neste sentido e também porque facilitou a padronização da metodologia utilizada (Newman,1965, Newman *et. al.*, 1995, Bishara , 2002).

Uma vez obtidos os resultados do ensaio de cisalhamento foram submetidos á analise estatística determinando assim a media, desvio padrão e intervalos de confiança (Fleischaman *et. al.*, 2008, Rastelli *et. al.*, 2010, Coelho e Izumi, 2011)

3.5.1- Preparação do Corpo-de-prova para o ensaio de tração.

Fixação da lamina de aço: foram fixados as laminas de aço em um aditamento especial de suporte em cilindro de PVC com 60 mm de altura e 33 mm de diâmetro, onde foi agregada resina acrílica ativada quimicamente.

Foi realizada a colagem dos braquetes seguindo as recomendações dos fabricantes.

Após a colagem dos braquetes procedeu-se à realização do ensaio de cisalhamento.

Os ensaios mecânicos foram realizados na máquina universal de ensaios mecânicos, marca Instron, modelo 5582, disponível no SMMA/LAMAV. Célula de carga de 1kN e velocidade de carga de 0,5mm/min (Souza, 1999), onde as cargas de ruptura foram registradas em MPa avaliando a resistência adesiva da colagem de braquetes , onde:

$$\text{Resistência Adesiva (Mpa)} = \frac{f \text{ (força de deslocamento em N)}}{\text{Área de braquete (mm}^2\text{)}} \quad (4)$$

Onde f é a força de deslocamento em N , N Newton (unidade de medida de força).

Uma vez realizada a colagem dos braquetes, Os corpos de prova foram armazenados a uma temperatura ambiente por 48 horas; após este período foram submetidos aos ensaios de cisalhamento.

3.6. Índice de Adesivo Remanescente (IRA)

Após os ensaios mecânicos de cisalhamento dos corpos de prova , foram submetidos a análise de IRA , segundo Artur e Bergland (1984) e Bishara , (2004), Klein *et. al.*, (2007) utilizando os seguintes critérios de classificação:

Grau 0- nenhuma quantidade de material aderido ao corpo-de-prova

Grau 1- menos da metade do material aderido ao corpo-de-prova

Grau 2- mais da metade de material aderido ao corpo-de-prova

Grau 3- todo o material aderido ao corpo-de-prova deixando na mostra a impressão da malha do braquete.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1. Caracterização estrutural da resina *Orthocem*®.

4.1.1- Espectroscopia de Infravermelho com transformadora de Fourier (FT-IR).

As estruturas químicas (figura 10) da resina *Orthocem*®, foram analisadas com o auxílio da análise pela espectroscopia no infravermelho (Figura 11).

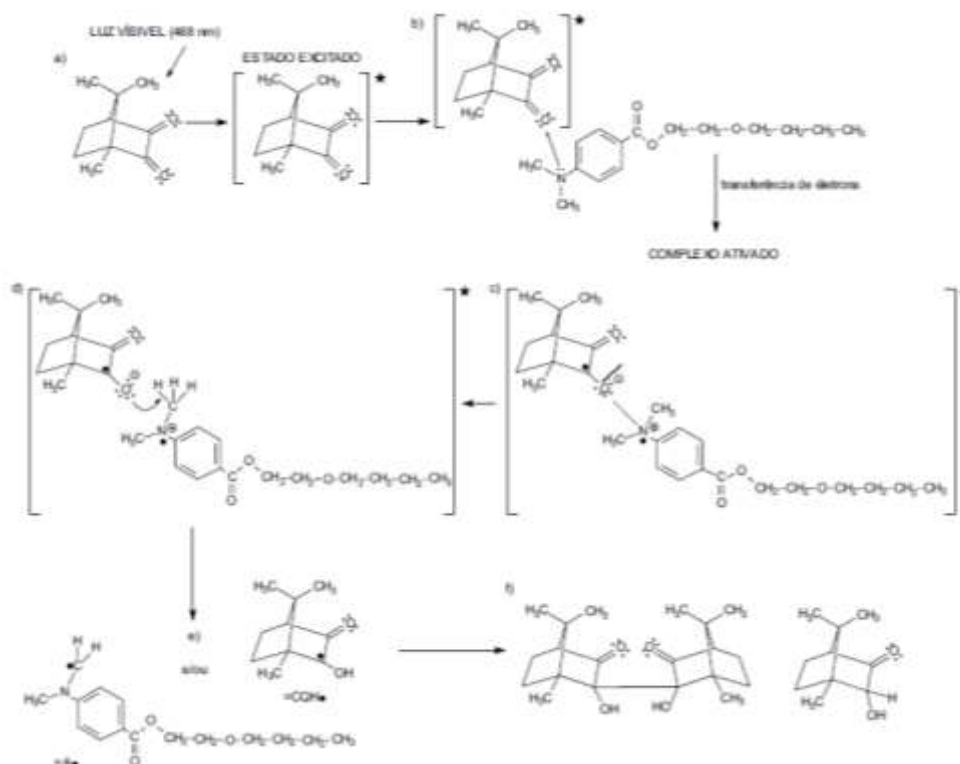


Figura 10. polimerização da resina *Orthocem*® : a) absorção da luz visível pela canforoquinona, b) reação da canforoquinona com a amina terciária; c) formação de um complexo ativado; d) complexo ativado; e) criação de duas espécies radicais (radicais livres); f) desativação da canforoquinona no proceso de fotopolimerização.

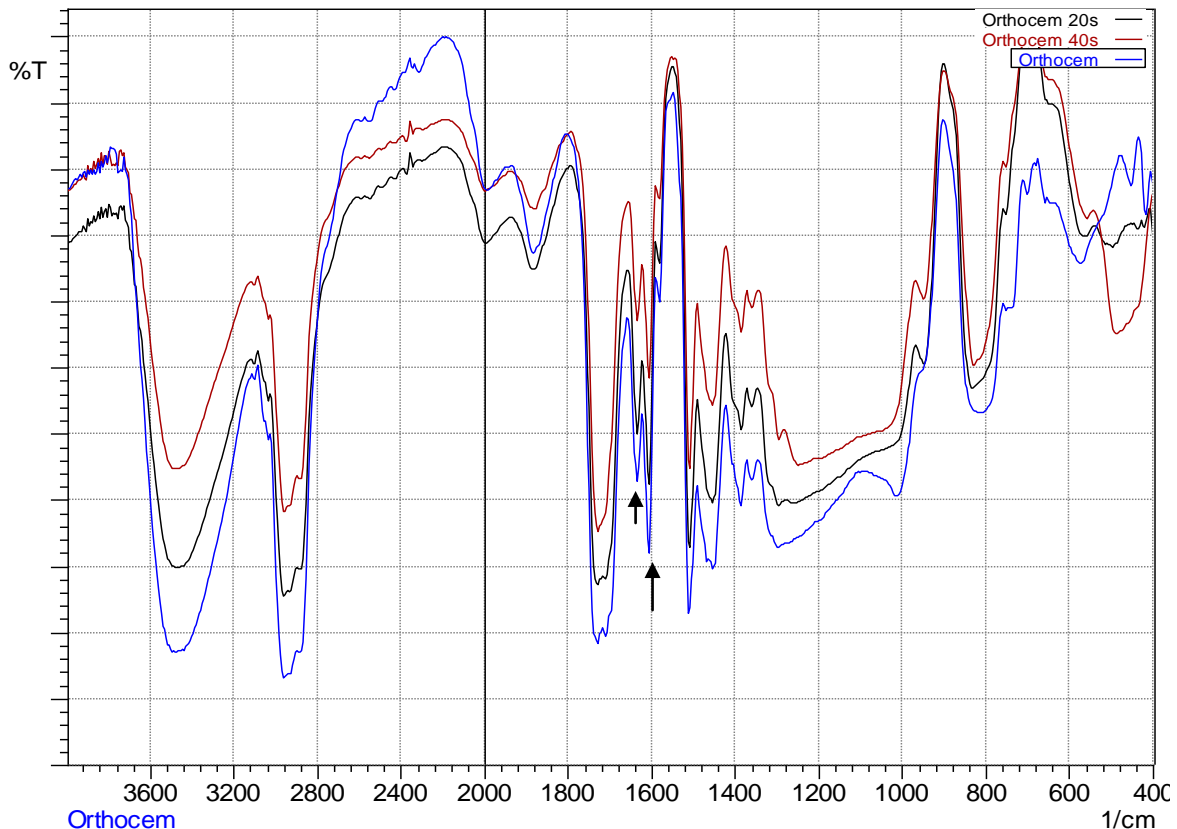


FIGURA 11 Espectrometria Infravermelho de transformadora de Fourier (FT-IR) da resina *Orthocem*® não irradiada e irradiada aos tempos 20s e 40 s.

No espectro na figura 11 reformam ilustrados os resultados obtidos após a análise das áreas das bandas dos espectros (transmitância) da resina comercial *Orthocem*®. Os picos atribuídos foram baseados na literatura existente (Rueggeberg *et al* 1990; Finer e Santerre, 2004; Martin *et. al.*,(2005), Reis ,2006).

Nas regiões entre $3300-3600\text{ cm}^{-1}$ é atribuído aos grupos O-H (hidroxila) formada a partir da abertura do anel epóxico, que se origina a partir da molécula Bis-GMA dentro da resina *Orthocem*®, indicando a obtenção do monômero desejado. As bandas entre 2980 e 2930 foram atribuídas à estiramento C-H do grupo metil. Alguns dos outros picos apresentados na figura 10, os quais estão relacionados aos monômeros metacrilatos da resina estão relacionados à deformação axial da ligação C=O do éster localizado na banda intensa a 1722 cm^{-1} , enquanto as bandas a 1639 cm^{-1} foram atribuídas à deformação axial C=C, o estiramento C=C do grupo aromático a 1609 , a banda a 1318 cm^{-1} foram atribuídas a deformação axial da ligação C-O de éster. Apresentam mudanças na intensidade relativa dos respectivos picos tanto ao pico 1639 cm^{-1} e ao pico 1609 cm^{-1} como uma

função da duração da exposição ao tempo da polimerização. Como esperado a intensidade decresce com o incremento da duração do tempo de fotopolimerização.

Os respectivos picos a 1609 cm^{-1} correspondente ao grupo aromático, não permanecem constantes e pelo tanto dependem do tempo de polimerização. (Martin *et. al.*, (2005)).

Entre outros grupos os que apresentam maior interesse são as ligações duplas entre átomos de carbono C=C que apresentam bandas na região de 1639 cm^{-1} , pois a presença destes sinais no espectro de FT-IR indica a presença de monômeros não reagidos na amostra, o que significa que a polimerização não foi completa. (Sgarbi, 2006).

As duplas ligações de carbono encontradas na faixa entre 1609 cm^{-1} e 1650 cm^{-1} , indicam que na resina *Orthocem*® apresentaram-se monômeros residuais que não sofreram polimerização com o aparelho de luz a base de LEDs.

4.1.2- Análise da carga da resina *Orthocem*® por espectrometria de fluorescência de raio x energia dispersiva - EDX.

A espectrometria de fluorescência de raios-X por energia dispersiva – (EDX) destaca-se como uma importante alternativa e versatilidade, com crescente aplicação na identificação de elementos químicos, uma vez que permite a determinação simultânea ou sequencial da concentração de todos os elementos enquadrados entre o sódio (Na) e o urânio (U), sem a necessidade de destruição da amostra, ou seja, de modo instrumental, sem nenhum pré-tratamento químico e podendo atingir limites de detecção da ordem de 1 a 20 ppm.

A espectroscopia de Energia Dispersiva de Raios-X (EDX), permite determinar, no ponto de incidência do feixe, quais elementos químicos estão presentes naquele local e assim identificar em instantes o mineral observado (Júnior e Filho, 2005).

O análise EDX apresentou na tabela 4 os componentes químicos e suas respectivas percentagens do componente inorgânico da resina *Orthocem*® e na Figura 12 observou-se segundo as intensidades apresentadas nos picos que a sílica (SiO_2) foi o composto presente mais comum, seguido pelo SO_3 , BaO e Fe_2O_3 .

Tabela 4. Compostos químicos e percentagem da parte inorgânica da resina ortodôntica *Orthocem*®.

Composto Químico	Percentagem (%)
SiO_2	95,4
SO_3	2,8
BaO	1,5
Fe_2O_3	0,08

A composição química da sílica apresenta boa equivalência de acordo com as informações fornecidas pelos fabricantes da resina *Orthocem*®, apresentando pequena discrepância valor observado pelo análise por EDX.

Observasse um pico de Ba, adicionado para conferir radiopacidade na resina.

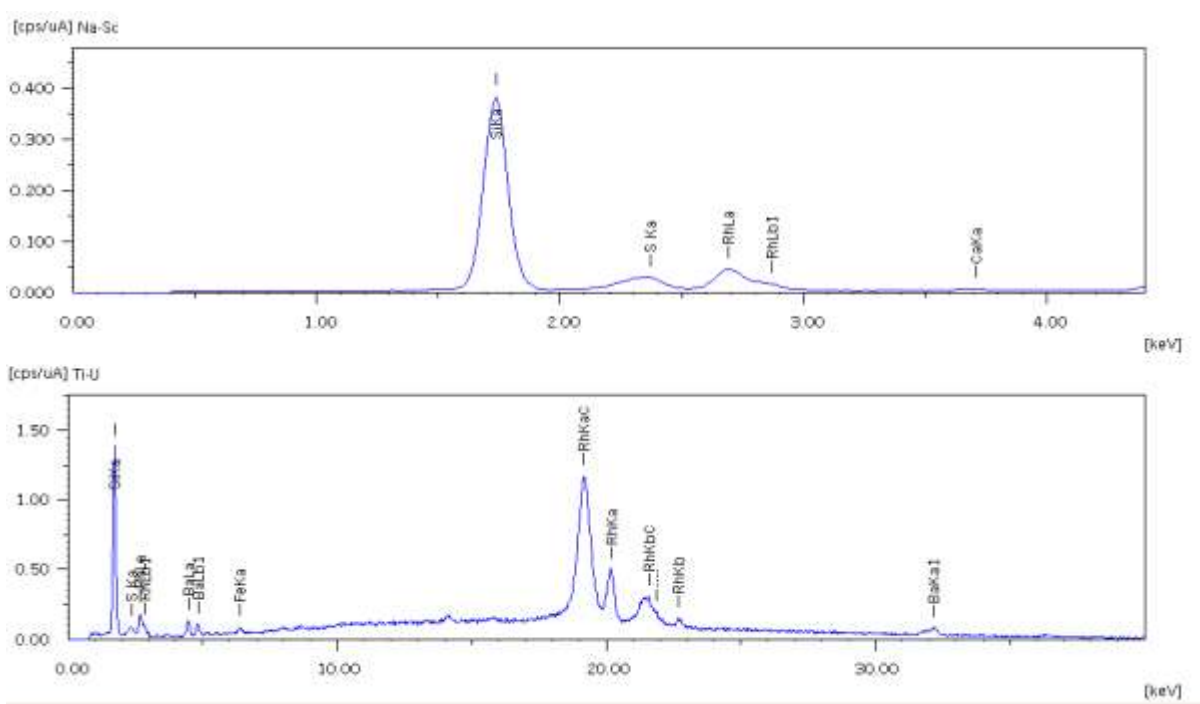


Figura 12 Difrátograma da composição química do pó obtido da resina *Orthocem*®.

A alta porcentagem de partículas de sílica melhoram as propriedades físicas dos compósitos dentais (Beech, (1981) , Sostena (2009), Sideridou e Karabela, (2011)).

4.2. Análise de propriedades térmicas da resina para colagem de braquetes *Orthocem*®.

4.2.1- Análise Termogravimétrica.

A degradação térmica de compósitos e a determinação da percentagem em peso, de partículas inorgânicas foram estudados pelo análise termogravimétrica. Esta análise é definida como um processo contínuo que envolve a medida da variação de massa de uma amostra em função da temperatura. Com o aquecimento, ocorre a queima dos componentes orgânicos do material por faixa de temperatura.

Os polímeros, quando submetidos a um tratamento térmico, podem apresentar mudanças estruturais caracterizadas por ruptura de ligações químicas nas cadeias principais e laterais. Essas modificações são evidenciadas pela diminuição na massa molar com evolução de produtos voláteis (Pitta, 2010; Lucas *et. al.*,(2001)).

A análise termogravimétrica foi realizada com o objetivo de comparar os compósitos *Orthocem*® e *Orthocem*®+3% em relação ao perfil de degradação e a determinar a quantidade de carga inorgânica, tendo como objetivo observar se o percentual de carga inorgânica presente no material estava conforme indicado nas informações do fabricante (Tabela 5 e Figura 14) e seu efeito na estabilidade da resina como uma medida da interação carga-resina.

As curvas termogravimétricas (TG, DTG) da resina *Orthocem*® e *Orthocem*®+3%carga são apresentadas na Figura 13.

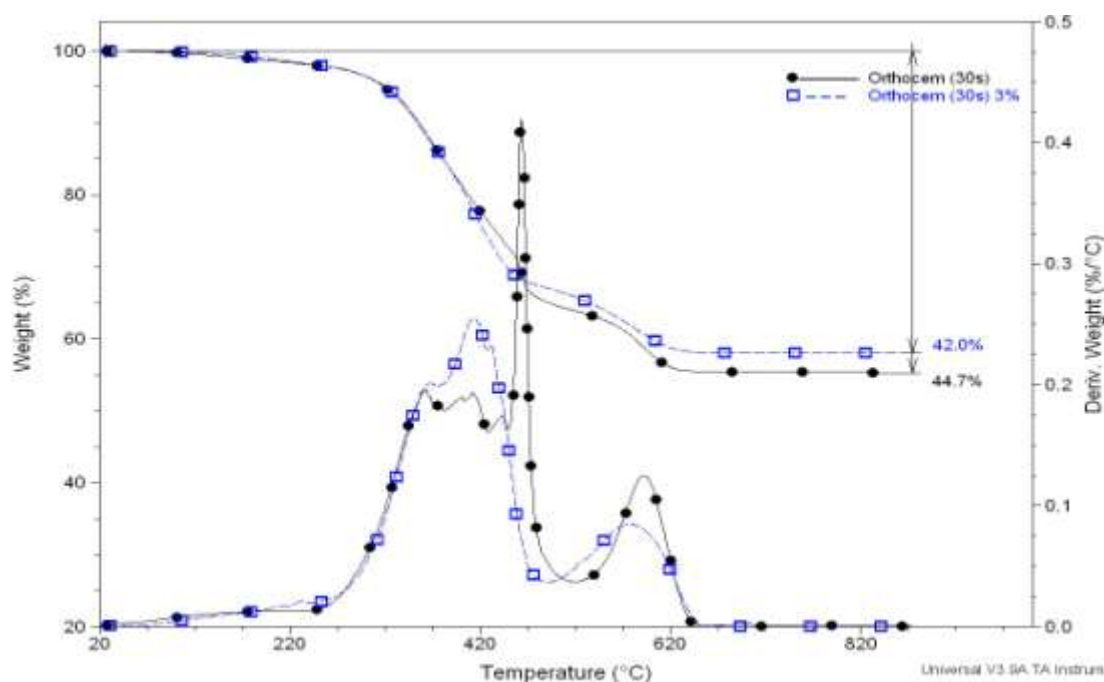


Figura 13. Curvas TGA e DTG versus temperaturas para as resinas *Orthocem*[®] e *Orthocem*[®]+3% carga.

Na figura 13 da curva termogravimétrica se observaram duas etapas de degradação térmica na matriz Bis-GMA/TEGDMA da resina *orthocem*[®] atribuída à não homogeneidade na estrutura da rede, principalmente devido à formação de ciclos primários durante a fotopolimerização. A primeira etapa de degradação a baixas temperaturas corresponde a uma quebra de ligação junto aos pontos cíclicos da rede do polímero, enquanto o segundo corresponde a quebra da ligação da rede principal (Sideridou e Karabela, 2011).

As duas etapas de degradação apresentadas na figura 13 se apresentaram devido a diferenças na flexibilidade dos monômeros. A rigidez de Bis-GMA, que tem dois anéis aromáticos, provoca menos ciclização, ou aromatização.

A utilização de um monômero rígido pode contribuir para a formação de um polímero mais homogêneo. Este fato pode ser importante no desenvolvimento de futuros materiais dentários. O uso de Bis-GMA, um monômero rígido, em materiais dentários diminui o grau de aromatização, assim, aumentando a densidade de reticulação do polímero. (Elliot *et. al.*, 2001).

4.2.1.1- Percentagem de carga

Esta análise permitiu avaliar a quantidade provável de material inorgânico presente no material, por intermédio da massa residual resultante da degradação térmica das resinas *Orthocem®* e *Orthocem®+3% carga*.

Na resina *Orthocem®+3% carga* foi usada a mesma resina *Orthocem®* fornecida pelo fabricante adicionando-se 3% de partículas de sílica.

A Tabela 5 mostra a relação entre as informações fornecidas pelo fabricante e os resultados da análise de TG, ao igual à relação entre a adição de partículas 3% e o resultado da análise de TG.

Tabela 5 – Comparação da informação da quantidade de carga fornecida pelo fabricante com a massa residual fornecida pela análise de Termogravimétrica (TG) da porcentagem adicionado pelo pesquisador.

RESINA	% de Carga em peso	% de Carga (TG)
<i>Orthocem®</i>	48-50% (DDF)	44,7%
<i>Orthocem®+3% carga</i>	3% (PAP)	2,70%

DDF- dados fornecidos pelo fabricante
PAP- Porcentagem adicionado pelo pesquisador

A perda de massa observada para a resina *Orthocem® +3% carga* indicou a existência de uma boa equivalência entre os dados obtidos pela termogravimétrica e o porcentagem adicionado pelo pesquisador. As pequenas discrepâncias observadas entre os dados fornecidos pelo fabricante e os obtidos pelo análise de termogravimétrica podem ser atribuídas a prováveis diferenças existentes entre os métodos de determinação do teor de carga adotado pelos fabricantes e o análise termogravimétrico, Embora, espere-se uma relativa estabilidade da partícula inorgânica, devemos contar com a possibilidade de degradação do agente de recobrimento, que em geral possui um forte caráter orgânico passível de decomposição. Portanto, materiais com maior teor de cargas do gênero podem apresentar diferenças ao compararmos o teor de carga incorporada a valores de massa residual remanescentes da decomposição térmica (Pitta,(2010)).

4.3. Propriedades mecânicas das resinas para colagem de braquetes.

4.3.1- Análise Dinâmico-Mecânica .

Para analisar a rigidez do material dada pelo módulo de armazenamento adota-se a medida temperatura de 37°C, que é a mais provável de se encontrar no ambiente bucal, não considerando as variações térmicas causadas pela ingestão de substâncias.

Os resultados obtidos pela análise dinâmico-mecânica estão esquematizados nas Figuras 14, Figura 15 e Figura 16 que descrevem o comportamento visco elástico das resinas objeto de estudo. Os valores dos módulos de armazenamento permitem avaliar qual resina apresenta maior modulo de armazenamento quando submetida a uma tensão sob variação de temperatura.

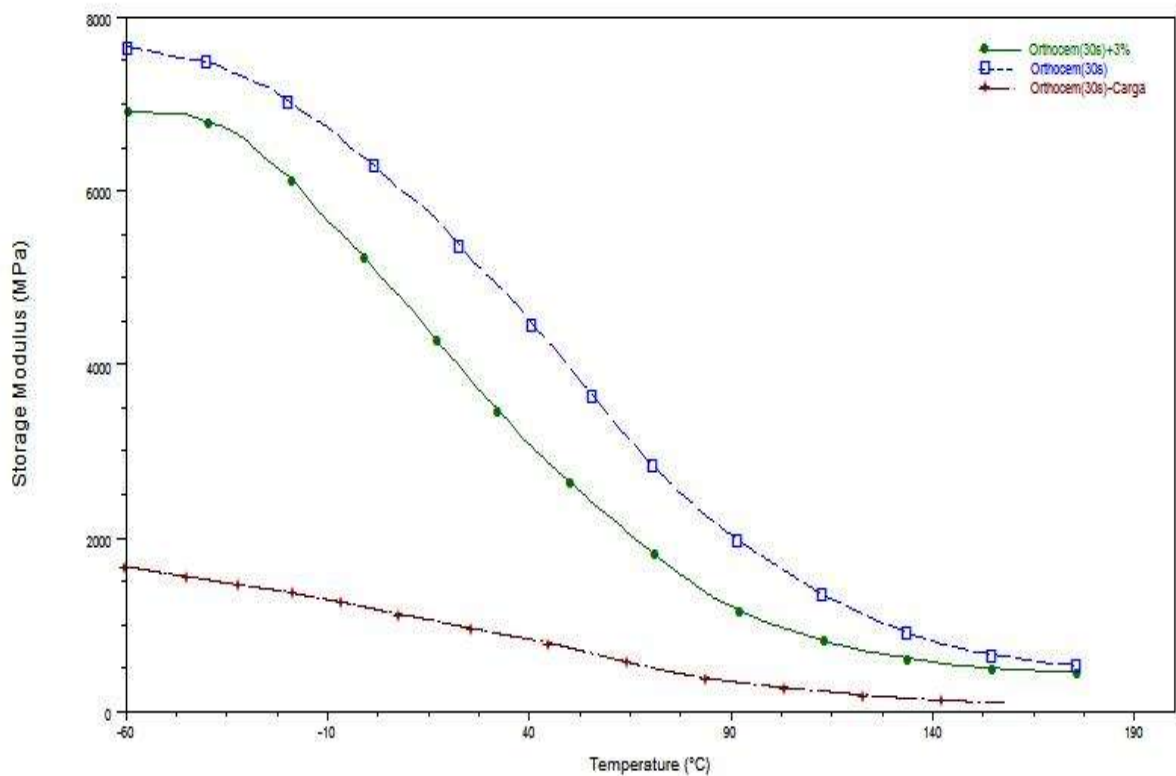


Figura 14. Variação de carga da resina *Orthocem*® e Relação modulo de armazenamento.

Na figura 14 apresentaram-se variação da carga na resina *Orthocem*® e sua relação no modulo de armazenamento o qual indica que as partículas de carga influenciam na mobilidade entre as cadeias poliméricas reduzindo o amortecimento do material, mobilidade tem a ver como o tipo de estrutura molecular e temperatura,

a temperatura influencia a mobilidade da cadeia polimérica e conseqüentemente o tempo relacionado a sua relaxação. (Felisberti e Cassu, 2005).

A curva apresentada pela resina *Orthocem*® sem carga não conseguiu representar um maior enrijecimento da resina, possivelmente pela falta de adição de partículas de carga já que o módulo viscoelástico é principalmente regido pelo volume de fração de partículas e a aderência matriz/partículas tem efeito sobre a taxa de deformação e outras propriedades mecânicas (Amaral, 2009).

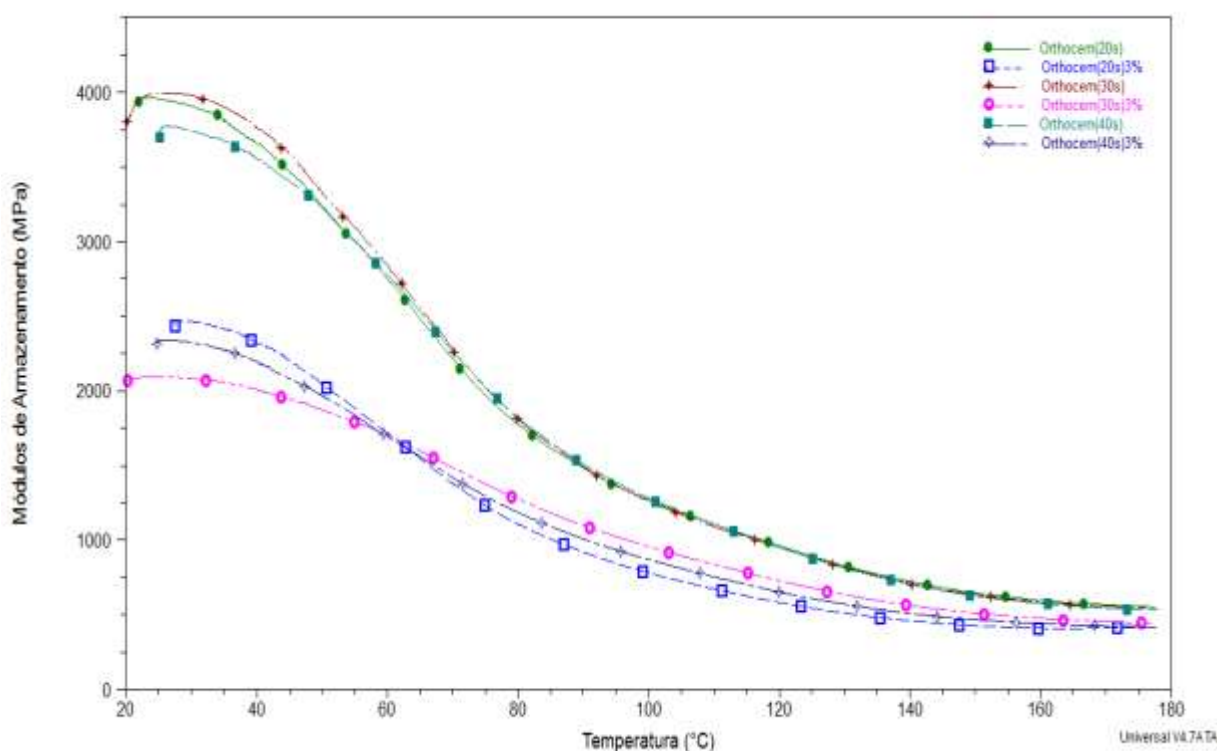


Fig. 15 Módulo de armazenamento versus temperatura para as resinas *Orthocem*® e *Orthocem*®+3% carga irradiada aos tempos 20s,30s e 40s.

A curva (Figura 15) mostrou que, no contexto geral, o módulo de armazenamento para as resinas ortodônticas *Orthocem*® com diferentes tempos de fotopolimerização é mais alto do que para a resina ortodôntica *Orthocem*®+3% com carga. A resina *Orthocem*® com 30 s de tempo de fotopolimerização foi o que apresentou o maior valor do módulo de armazenamento entre os diferentes tempos de polimerização, o que indica um maior enrijecimento da resina *Orthocem*®.

A resina *Orthocem*® na sua composição tem 48-50% em peso das partículas de carga sugerindo-se que a menor quantidade de partículas contribui para a obtenção de maiores valores de grau de conversão. Nos materiais resinosos, uma

maior conversão não ocasionaria necessariamente a formação de uma rede rígida e reticulada, uma vez que fatores relacionados à composição e cinética de polimerização, entre outros, são determinantes na estrutura final, fato que pode ser aplicado aos resultados observados para a resina *Orthocem*®.

A resina *Orthocem*® após estar sujeita a movimento e aquecimento, suas cadeias se rearranjam, polimerizam, aumentam a densidade de reticulação. A solitação mecânica irá causar a movimentação molecular, tais como rearranjos, acomodação, relaxação de segmentos (Moreira ,2005).

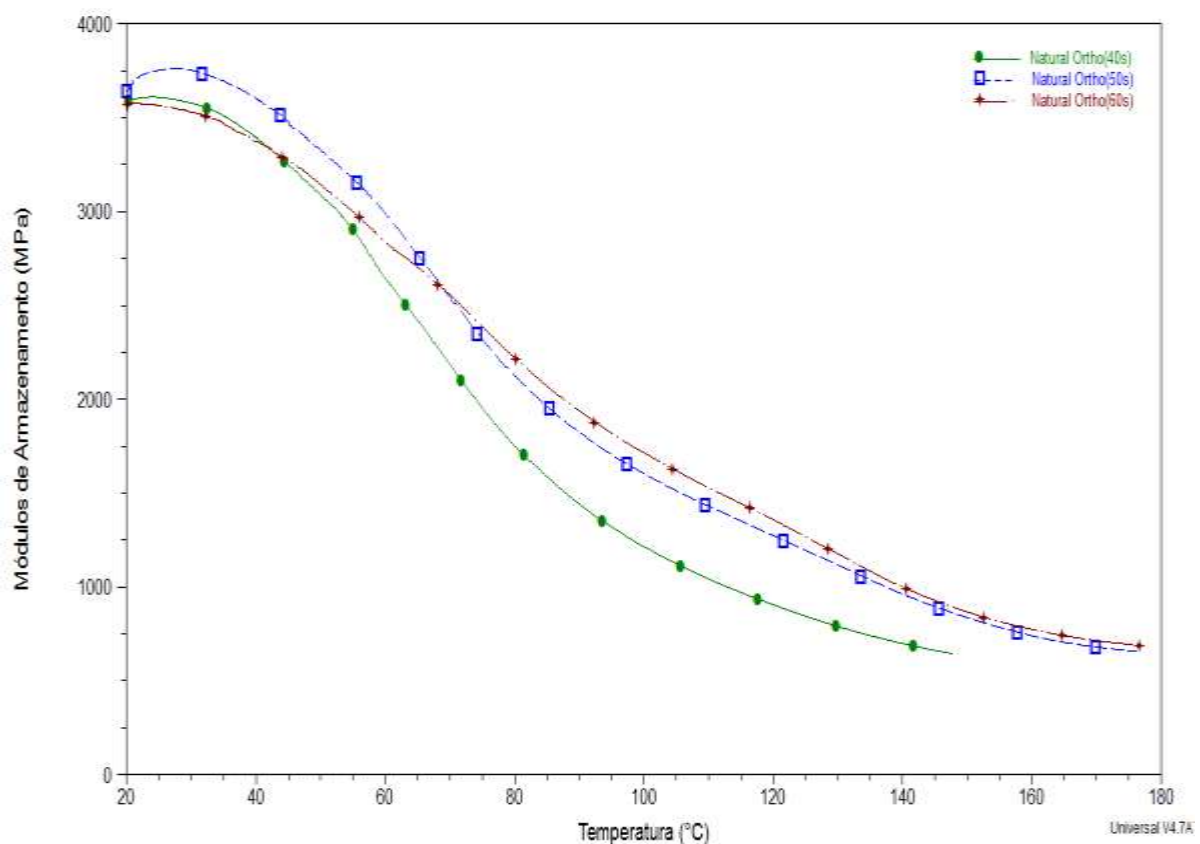


Fig. 16 Módulo de armazenamento versus temperatura para a resina *Natural Ortho*® irradiada aos tempos 40s, 50s e 60s.

Na figura 16 apresenta o módulo de armazenamento para a resina ortodôntica *Natural Ortho*® com diferentes tempos de fotopolimerização (40s, 50s e 60s). No tempo de 50 s de fotopolimerização foi o que apresentou o maior valor do módulo de armazenamento entre os diferentes tempos de polimerização, o que indica um maior enrijecimento da resina *Natural Ortho*®.

Nas figuras 15 e 16 pode-se observar que entre as resinas usadas na pesquisa, apresentam diferença não tão grande entre os módulos de armazenamento sendo que a resina *Orthocem*® apresenta maior módulo de armazenamento que a resina *Natural Ortho*®, a 37° C. De modo geral a resina *Orthocem*® vai mudando a sua estrutura química com altas temperaturas. Evidência feita por Podgorsk, (2011) na qual afirmou que compósitos com conteúdo do monômero TEGDMA perdem a sua rigidez com o aumento da temperatura a taxas mais rápidas do que os outros polímeros.

O módulo de armazenamento é frequentemente usado para relatar a concentração de retículos existentes na estrutura da resina. De acordo com Ferracane (1986), considerando que o módulo de armazenamento seja uma medida de impermeabilidade e estabilidade de rede, um elevado valor de E' é indicativo de uma alta densidade de reticulação, o que também conduz a resina composta ser mais estável termicamente e mecanicamente. Podendo se determinar que ambas as resinas são estável mecanicamente.

A influência da temperatura nas propriedades mecânicas está de acordo com os resultados obtidos por Wendt (1987), quando constatou que alguns materiais restauradores respondem melhor ao tratamento em elevada temperatura que outros. Pode-se notar de acordo com os resultados obtidos neste trabalho, que para as resinas o tempo de fotopolimerização indicado pelo fabricante é curto, sendo que ao ser aumentado em 10 segundos na fotopolimerização para as resinas *Natural ortho*® e *Orthocem*® o módulo de armazenamento aumentou. O profissional que trabalha com o fotopolimerizador do tipo LED, aparelho com menor intensidade, pode usar maior tempo de polimerização para obter uma melhor adesão (Montenegro *et al* (2003)).

4.3.2- Ensaio de Flexão

Atualmente, o sucesso das resinas modernas aplicadas em diferentes modalidades de tratamento é observado em sua performance clínica. Por isso, há necessidade de compreender o comportamento da resina em relação à deformação, quando aplicada sobre ela uma determinada carga.

O termo módulo de elasticidade descreve a relativa rigidez ou dureza de um material que é medida da redução da região elástica no diagrama de tensão/deformação. A magnitude do módulo de elasticidade é um fator de influência na intensidade dos estresses gerados durante o endurecimento da resina composta. A relação de estresse desenvolvida e sua magnitude na qual determina a seriedade do estresse dependem do modo de ação da viscoelasticidade da restauração durante a polimerização (Dauviller *et. al.*, 2000).

Na tabela 6 apresentase o teor da carga das resinas *Natural Ortho®* e *Orthocem®*, informação suministrada pelos fabricantes e o teor da carga da resina *Orthocem®* modificada (*Orthocem®*+3% carga). Na figura 17 observasse as curvas de tensão/deformação dos ensaios da flexão dos corpos de prova das resinas ortodônticas, *Natural Ortho®*, *Orthocem®* e *Orthocem®*+3% carga.

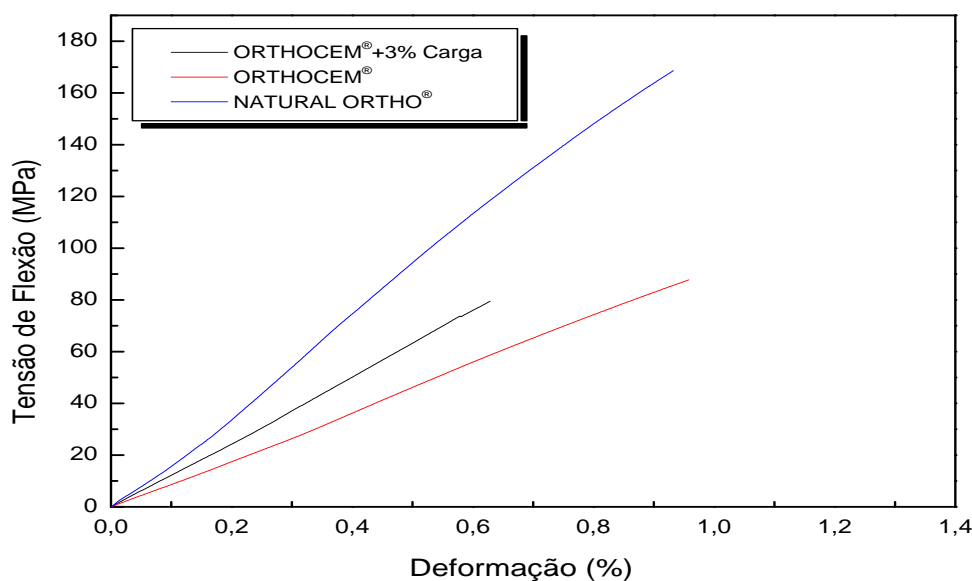


Fig. 17 Gráfico da Tensão de Flexão versus Deformação das resinas Ortodônticas *Natural Ortho®*, *Orthocem®* e *Orthocem®*+ 3% Carga.

Tabela 6. Teor de carga. Informação dada segundo os fabricantes.

Resina	% de Carga em peso
<i>Natural Ortho®</i>	76,33
<i>Orthocem®</i>	48-50
<i>Orthocem®</i> +3%	(48-50) +3% Silica

As curvas de tensão-deformação (figura 17) evidencia a existência de uma baixa deformação e menor tensão de flexão no compósito *Orthocem*®+3% carga. A redução na resistência desta resina modificada é atribuída à concentração de tensões originadas pelas partículas de quartzo que pode vir a reduzir a aderência na interfase matriz/partícula.

Monteiro *et. al.*, (2006) afirmaram que em princípio, um decréscimo na resistência mecânica de um compósito devido à incorporação de partículas é decorrente de uma fraca ligação destas com a matriz. Neste caso, eventualmente poderá ocorrer descolamento da interface partícula/matriz para solicitações mecânicas correspondentes à tensões menores que a resistência da própria matriz. Nos pontos de descolamento tem-se uma falha que, em materiais relativamente frágeis, concentra tensões e pode rapidamente propagar trincas que levam à ruptura total do material. Nos dados da tabela 7 e no gráfico da figura 18 foi evidenciado um decréscimo na resistência mecânica.

O gráfico da figura 18 mostraram os resultados de cada uma das resinas em relação ao módulo de elasticidade registrados em GPa. A resina *Natural Ortho*® apresentou maior módulo de elasticidade seguido por a resina *Orthocem*®+3% carga e por ultimo a resina *Orthocem*®. Os resultados foram dispostos na tabela 8.

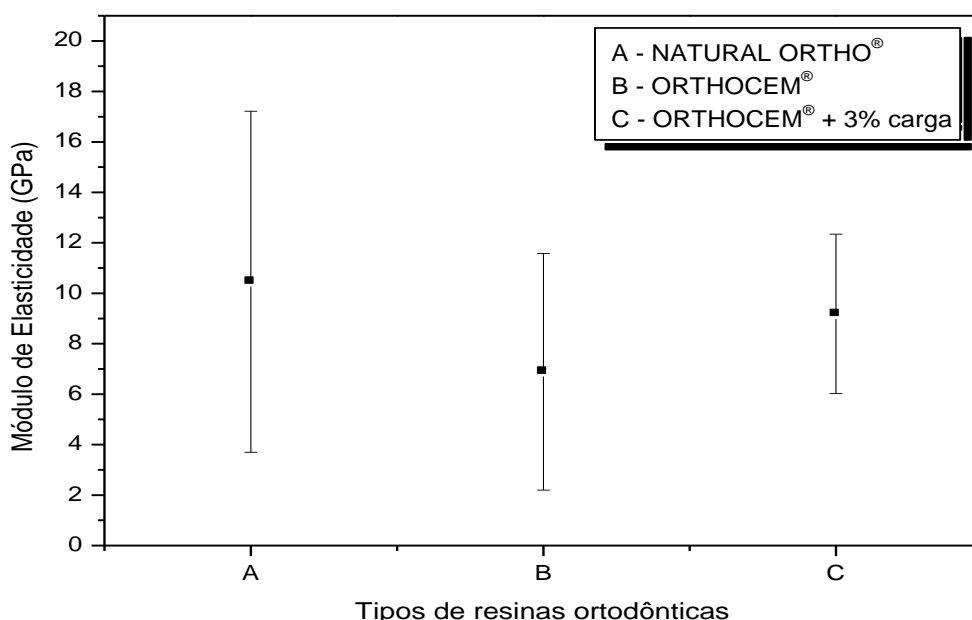


Figura 18 Gráfico da Média e intervalo de confiança (95%) do Módulo de Elasticidade e os tipos de resinas ortodônticas.

Tabela 7. Tensão de ruptura, Deformação e Modulo de Elasticidade para as resinas ortodônticas *Natural Ortho®*, *Orthocem®*, *Orthocem®+3% Carga*

Resinas Ortodônticas	Tensão de Ruptura (MPa)	Deformação (%)	Modulo de Elasticidade (GPa)
<i>Natural Ortho®</i>	126,8	1,3	10,4(±3,45)
<i>Orthocem®</i>	80,6	1,1	6,9(± 2,39)
<i>Orthocem®+ 3% carga</i>	76,5	0,8	9,2(±1,61)

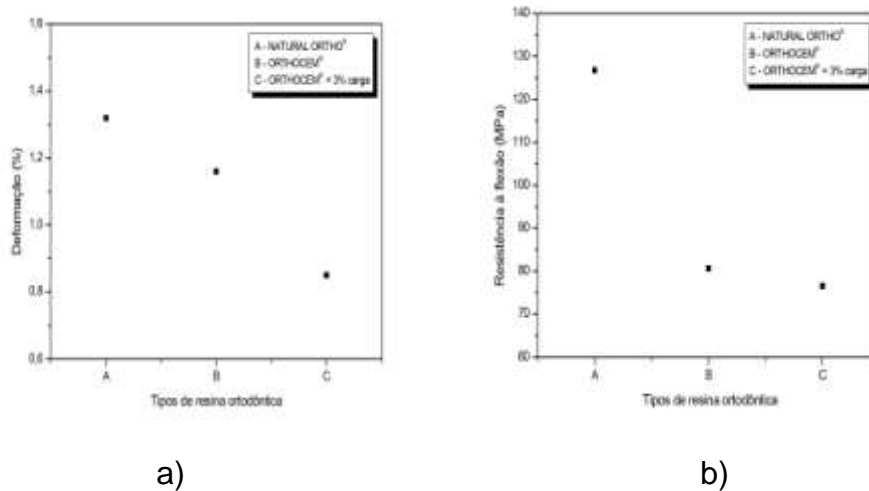


Figura 19. Gráfico de deformação em relação aos tipos de resinas ortodônticas (a) e gráfico de resistência à flexão em função dos tipos de resina ortodôntica (b).

No gráfico da figura 19 (a) Observou-se a existência de uma relação próxima de valores de deformação entre os compósitos *Natural Ortho®* e *Orthocem®* e uma deformação menor no compósito *Orthocem®+3% Carga*. , Na figura 19 (b) a tensão de flexão da Resina *Orthocem®* aumentou em comparação com a resina *Orthocem®+3% carga*. A resina. *Natural Ortho®* apresentou maior resistência à flexão.

A resina *Orthocem®* apresentou menor resistência á flexão que a resina *Natural Ortho®*, sendo o comportamento mecânico encontrado nos ensaios de flexão para as resinas *Natural Ortho®* e *Orthocem®* influenciada não apenas pelo porcentagem da carga e partículas de carga também pelas diferenças nas estruturas das matrizes, Ferracane e Greener (1986), Asmussen e Peutzfeldt (1998) nas

suas pesquisas concluíram que resinas dentais com conteúdo de TEGDMA levam a uma redução na resistência á flexão.

Atai *et. al.*,(2004) afirmaram que as propriedades dos compósitos são fortemente influenciados não apenas pelas propriedades das suas partículas de carga, mas também pela estrutura química dos monômeros , que são usados na fase de matriz.

O comportamento mecânico encontrado no ensaio de flexão da resina *Ortocem®* com adição de carga (*Ortocem®+3%* carga) e influenciada pelas partículas de carga adicionadas.

As variações no modulo de flexão (Tabela 7) indicaram que com um aumento de porcentagem de partículas de quartzo (Partículas de carga) houve um aumento no modulo elástico da resina *Orthocem®+3%* carga.

Segundo Beech, (1981) as resinas à base de Bis-GMA, com alta porcentagem de carga, apresentam melhores propriedades físicas, permitindo suportar as forças decorrentes da mastigação e da movimentação ortodôntica, sendo evidenciado com a Resina *Natural Ortho®* que possui 76,33% de carga em peso (maior tensão de flexão).

Sostena (2009) avaliou as propriedades físicas de materiais adesivos ortodônticos e concluiu que a incorporação de cargas inorgânicas à matriz de resina melhoraram significativamente as propriedades físicas dos compósitos dentais.

4.3.2.1- Analise Fractografica

A analise por microscopia de Varredura a laser Confocal da região de fratura das resinas para colagem de braquetes permite complementar o estudo realizado a partir das propriedades mecânicas. As figuras 20 e 21 mostraram o aspecto geral da região de fratura da resina *Natural Ortho®*.

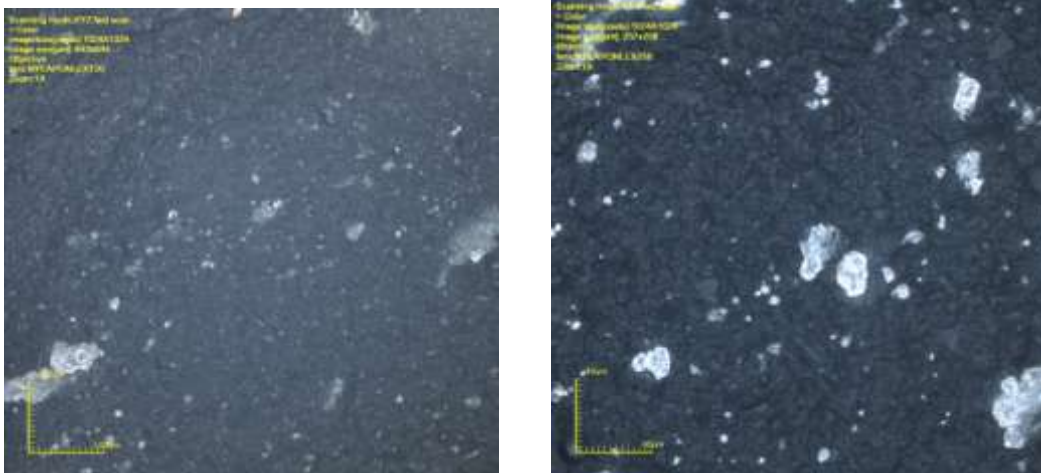


Figura 20. Microscopia de Varredura Confocal da fratura da resina *Natural Ortho*®. (a) Lext 20 Zoom 1x e (b) Lext 50 Zoom 1x

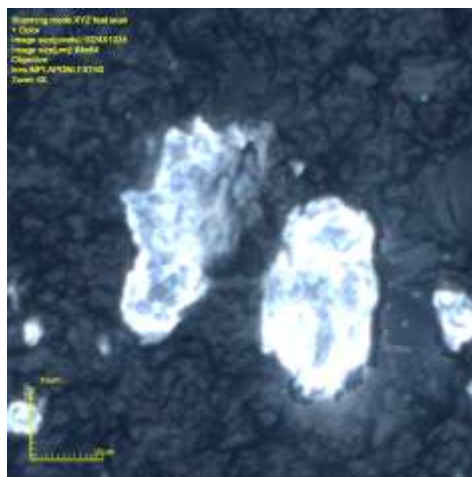


Figura 21. Microscopia de Varredura Laser Confocal da fratura da resina *Natural Ortho*® (Relação partícula de carga/matriz). (Lext 50 Zoom 4x)

As figuras 20 a), 20 b) e 21 mostraram o aspecto geral da região de fratura da resina *Natural Ortho*®. Observasse a distribuição das micropartículas de carga em todo o volume sem a presença de bolhas de ar e a existência de uma aderência matriz/partícula, correlacionando se com os excelentes resultados encontrados nos ensaios de flexão e o Análise DMA.

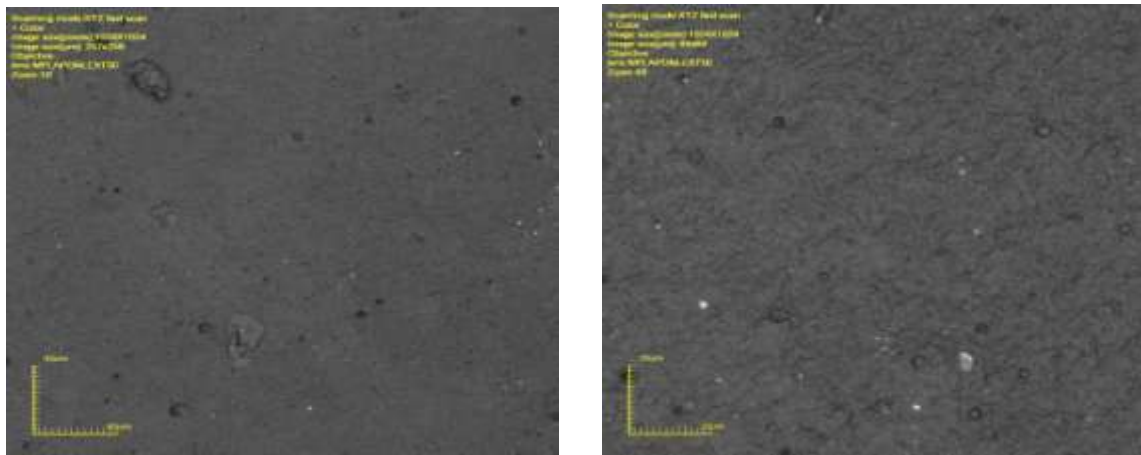
Na figura 20 (a) se observaram as partículas da carga bem dispersas e bem distribuídas na matriz polimérica.

Na figura 21 se observaram as partículas de formato irregular ao igual que uma boa adesão interfacial, sem vazios nessa região, provocando a não fragilização do compósito. A interfase assume um importante papel nas propriedades mecânicas

do compósito de modo que uma boa adesão resulta em boas propriedades mecânicas .

Turssi *et. al.*,(2005) determinaram que os compósitos formados com partículas irregulares apresentam maiores concentrações de tensão além de conferir propriedades físicas desejáveis às resinas como rigidez superficial e maior resistência aos esforços físicos.

As figuras 22 e 23 mostraram o aspecto geral da região de fratura da resina *Orthocem®* e *Orthocem®*+3% carga.

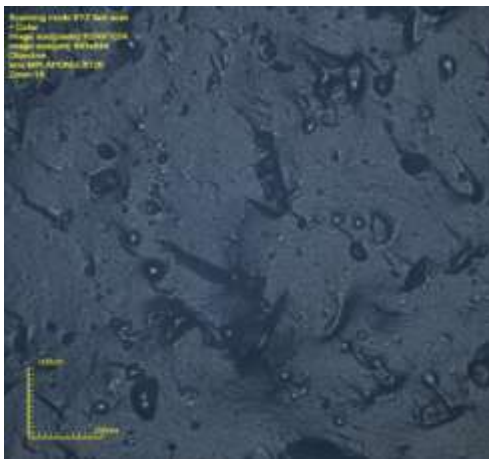


a)

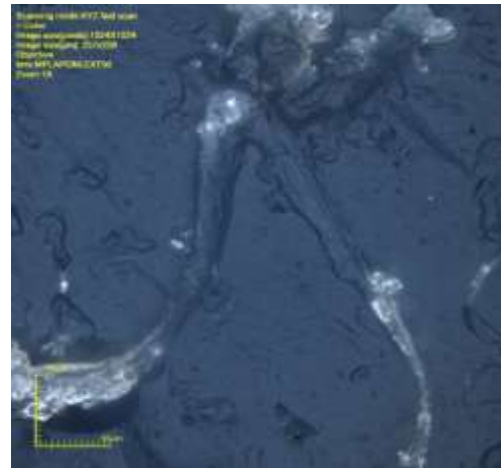
b)

Figura 22. Microscopia de Varredura laser Confocal da fratura da resina *Orthocem®*
a) Lext 50 Zoom 1x) , b) Lext 50 Zoom 4x.

Nas figuras 22 (a) e (b) Observe a distribuição das partículas de carga sem a presença de vazios e poucas bolhas de ar e uma boa relação matriz-partículas.



a)



b)

Figura 23. Microscopia de Varredura Laser Confocal da fratura da resina Orthocem® +3% carga (Lext 20 Zoom 1x).

Na Figura 23 (a) e (b) apresentaram-se vazios na matriz o qual permite determinar a pouca aderência na interfase matriz- partícula.

Estes vazios foram formados pelo fracasso/precipitação das partículas atuando como defeitos estruturais e enfraquecendo significativamente a resina carregada. Um reforço efetivo não seria alcançado se as partículas existissem como aglomerados ou as partículas atuaram como pontos fracos (defeitos mecânicos estruturais) (Tian *et. al.*, 2008)

Esta pouca relação matriz-partícula permite determinar o enfraquecimento do compósito confirmando as afirmações feitas por Sideridou e Karabela ,(2011) que afirmaram que a fratura inicial das resinas ocorre na interfase partícula-matriz porque a rigidez da sílica e a matriz são diferentes, a interfase contribui as distribuições das tensões que se desenvolvem sob carregamento.

4.4. Ensaio de cisalhamento

Em se tratando de materiais dentários para procedimentos ortodônticos é imprescindível que a resina composta seja capaz de manter os braquetes firmemente aderidos aos dentes, durante o tratamento, resistindo às forças ortodônticas e decorrentes da mastigação. No estudo da qualidade da fixação proporcionada pelos adesivos ortodônticos os ensaios mecânicos de cisalhamento

são frequentemente utilizados, por reproduzirem aproximadamente a situação clínica.

O tempo de fotopolimerização usado em cada um dos corpos de prova foi especificado por cada um dos fabricantes: 40 segundos para *Natural Ortho*[®] e 20 segundos para *Orthocem*[®], igual tempo de 20 segundos foi usado na resina *Orthocem*[®]+3% carga.

No gráfico da figura 24 se apresentam os resultados das medias dos valores obtidos nos testes de resistência ao cisalhamento em MPa e o intervalo de confiança (95%). Na tabela 8 ficaram dispostos os resultados da media da resistência adesiva (MPa) e os respectivos desvio-padrão para as resinas testadas .

Tabela 8. Resistência ao cisalhamento das resinas ortodônticas, *Natural Ortho*[®], *Orthocem*[®], *Orthocem*[®]+3% carga e *Orthocem*[®] (Sem carga) .

Resina Ortodôntica	Resistência Adesiva (Mpa)
<i>Natural Ortho</i> [®]	6,0±(1,1)
<i>Orthocem</i> [®]	5,6±(2,2)
<i>Orthocem</i> [®] 3%	5,5±(1,5)
<i>Orthocem</i> [®] (sem carga)	2,6±(1,2)

Se realizou um ensaio de cisalhamento adicional com a resina *Orthocem*[®] sem seu teor de partículas de carga (Sílica) apresentando 2,6±(1,2) MPa de resistência media adesiva

A eliminação das partículas de carga (sílica) na resina *Orthocem*[®] alterou as suas propriedades no compósito ortodôntico diminuindo a sua resistência ao cisalhamento na colagem de braquetes.

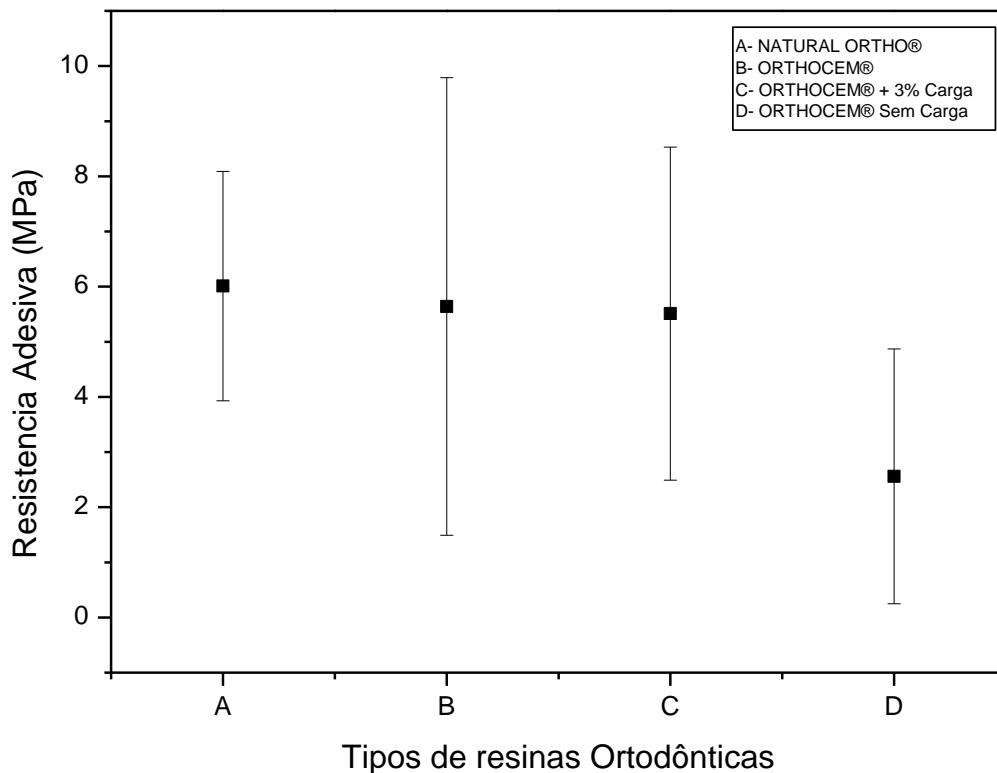


Figura 24 gráfico da media e intervalo de confiança 95% da resistência ao cisalhamento dos tipos de resinas objeto de estudo.

O grupo conformado pela resina *Natural Ortho®* apresentou a maior resistência cisalhante media de 6,0 MPa , já as resinas *Orthocem®* e *Orthocem®+3%* Carga apresentam valores próximos de resistência adesiva (5,6 MPa e 5,5 MPa respectivamente).

A incorporação de partículas de carga inorgânicas (Quartzo) na composição da resina *Orthocem®* (*Orthocem®+3%*) alterou as suas propriedades físicas diminuindo a viscosidade mas não influenciou significativamente a sua resistência ao cisalhamento, resultados semelhantes tem sido encontrado por Bishara *et. al.*, (2002) onde analisaram se mudanças feitas no material compósito a traves da adição maior de porcentagem nas partículas de carga potencializariam as propriedades físicas do material afetando as suas forças de adesão ao cisalhamento.

Os resultados aqui apresentados demonstram que as resinas ortodônticas *Natural Ortho®*, *Orthocem®* e *Orthocem®+3%* estão situados em uma faixa de valores que possibilita sua utilização clínica entre os valores preconizados por Reynolds (1975) (4,9 e 7,85 MPa.) . Apesar do caráter subjetivo na determinação de tal intervalo, este tem sido aceito como referência nos estudos realizados (Simplicio,2000), no entanto segundo afirma Lavernhe *et. al.*, 2010 existe uma grande discrepância nos resultados encontrados na literatura quanto a resistência adesiva *in vitro* de resinas ortodônticas (de 3 a 27 Mpa).

4.5. Índice de Adesivo Remanescente (IRA).

Após o deslocamento, ruptura ou fratura nos ensaios de cisalhamento, os braquetes foram examinados para definir o local e/ou tipo de fratura ocorrida , permitindo determinar o índice de adesivo remanescente (IRA) nos locais onde ocorreu as fraturas: interfase resina-braquete ou falha coesiva do material . (Tabelas 9 e Tabela 10 e figuras 25 e figuras 26).

As falhas coesivas são resultantes do confinamento do material entre as malhas do bráquetes, concentrando tensões que aumentariam a fragilidade coesiva do material, Já as falhas adesivas serão decorrentes da baixa resistência de união entre a resina ortodôntica e a estrutura dental (Penido *et al*, 1998, Correr *et. al.*, 2002).

As falhas coesivas são fraturas no corpo da resina (Francischone, 2006, Owens e Miller, 2000), a fraca adesividade da adesão pode ser tanto na interfase dente/resina ou resina/braquete sendo definida como falha adesiva.

Se a fratura ocorrer na interfase esmalte resina poderá acontecer danos no esmalte, é desejável que a fratura seja na interfase adesivo/braquete. Este tipo de falha é devido a que há um estrangulamento da resina que fica na malha do braquete tornando esta área mais frágil.



a)



b)



c)

Figura 25. Resina ortodôntica aderida a) ao corpo-de-prova , b) ao braquete e (c) ausência de resina aderida ao braquete. Caracterizando uma falha tipo adesiva..

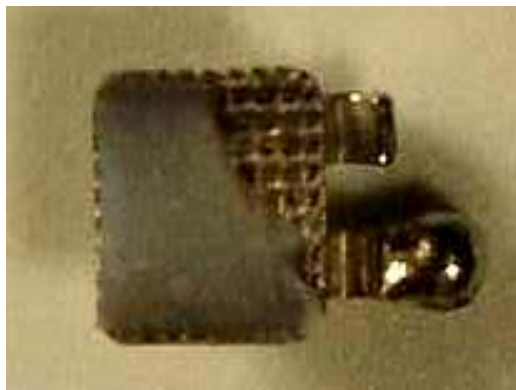


Figura 26 Parte de resina ortodôntica aderida á base do braquete, caracterizando uma falha do tipo coesiva.

Tabela 9. Índice de adesivo remanescente (IRA) distribuídos nos escores de 0 (Zero) a 3.

RESINAS ORTODONTICAS	ESCORE			
	0	1	2	3
<i>Natural Ortho®</i>	1	2	2	3
<i>Orthocem®</i>	2	3	2	1
<i>Orthocem®+ 3%Carga</i>	3	3	2	0

Tabela 10. Índice médio (IM) dos valores encontrados para o teste IRA (Índice de adesivo remanescente).

RESINAS ORTODONTICAS	ESCORE				SUMATORIA	N	IM
	0	1	2	3			
<i>Natural Ortho®</i>	0	2	4	9	15	8	1,9
<i>Orthocem®</i>	0	3	4	3	10	8	1,2
<i>Orthocem®+ 3% carga</i>	0	3	4	0	7	8	0,9

Este procedimento facilita o entendimento de que quanto mais próximo de 3 foi o resultado, maior número de fraturas do tipo coesivas terá ocorrido no compósito (Meehan *et al.*, 1999; Pilo e Ben-Amar, 1999). O Índice Médio (IM) da Tabela 9 para a resina *Orthocem®+3% carga* foi de 0,9, significando que maior quantidade de fratura adesiva entre compósito e o corpo de prova.

O achado permite determinar que o Índice de Adesivo Remanescente obtido uma vez realizado o ensaio de cisalhamento como fraturas mistas e coesivas foram as mais comuns, sendo características de valores mais fortes de resistência de união e permitindo ser classificada como ideal já que se as fraturas ocorreram principalmente na interfase corpo-de-prova /resina permitem diminuir a fratura do esmalte, dados corroborados com os achados de Penido *et al.*, (2008).

As fraturas na interface braquete-adesivo ou no interior do adesivo permanecendo o material de colagem aderido ao dente, são favoráveis para evitar prejuízos ao esmalte, pois o resíduo pode ser removido com instrumentos rotatórios adequados, de forma mais segura. E o que se almeja é a preservação do esmalte o mais próximo de seu estado original, com mínima perda durante a colagem, descolagem e polimento coronário.

Capítulo 5. CONCLUSÕES

A Resina *Orthocem*® apresentou monômeros residuais que não sofreram polimerização nas condições de irradiação quando analisadas por espectrometria no sinal do infravermelho FT-IR , indicando que a polimerização não foi completa. O tempo de fotopolimerização exigido pelos fabricantes nas suas especificações técnicas para as resinas *Orthocem*® e *Natural Ortho*® foram 20s e 40 s respectivamente. Ao aumentar o tempo em 10s para ambas as resinas melhoraram as suas propriedades mecânicas.

Considerando os resultados obtidos por EDX observou se que a sílica apresenta boa equivalência na resina *Orthocem*® indicando que com um alto percentagem de partículas de sílica melhoram as propriedades dos compósitos dentais.

A adição de partículas de carga na resina *Orthocem*® alterou as propriedades mecânicas de flexão e de cisalhamento sem influenciar nos requerimentos mínimos exigidos aceitáveis clinicamente, sendo que a resistência à flexão encontrada para a resina *Orthocem*® foi de 80,6 MPa , valor acima do mínimo exigido na especificação ISSO 4049 (50 MPa) , e de 5,6 MPa ao cisalhamento , valores dentro dos padrões mínimos aceitável na prática ortodôntica ao cisalhamento (4,9 e 7,85 MPa).

As fraturas coesivas presentes no interior das resinas objeto de estudo usadas na colagem de braquetes e as fraturas presentes na interfase braquete-adesivo são favoráveis para evitar prejuízos ao esmalte pois o resíduo pode ser removido com instrumentos adequados de forma mais segura.

CAPITULO 6. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

ABDELNABY, Y. L.; AL-WAKEEL, E. S. (2010). *Effect of early orthodontic force on bond strength of orthodontic bracket bonded with different adhesives systems. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 138, p. 208-214.

AL-SALEH, M.; EL-MOWAFY, O.(2010). *Bond strength of orthodontic brackets with new self adhesive resin cements. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.137, p. 528-533.

AMARAL C.R. (2009). *Estudo do impacto da estrutura do agente de entrecruzamento na resina DGEBA na produção de compósitos particulados. Dissertação de mestrado em engenharia e ciência dos materiais . Universidade estadual norte fluminense Darcy Ribeiro .Centro de ciencia e tecnologia .*

ANUSAVICE, K.J (1998). *Phillips, Materiais Dentários*. 10ªed., Rio de Janeiro, Elsevier,

ANUSAVICE, KENNETH J. (2005) *Phillips Materiais dentarios , 11 ed. Sao Paulo: Elsevier , 32-37p., 800.*

ARAÚJO, R. M. et al. (1996) .*Influencia da intensidade de luz de fotopolimerizadores na infiltração marginal. Revista da APCD. V. 50, n. 5.*

ARTUN J., BERGLAND S (1984). *Clinical trials with crystal growth conditioning as an altenative to acid-etch enamel pretreatment. Am J Orthod. V85(4). 222-340p*

ASMUSSEN, E. PEUTZFELDT(1998) *A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. Europen Journal of Oral Science*, v. 108, p. 282-285.

ATAI, M., NEKOOMANESH , M., HASHEMI, S..A., AMANI , S. 2004). *Physical and mechanical properties of an experimental dental omposite based on a new monomer. Academy of Dental Materials. Elsevier.*

BARATIERI, L.B. (1995) *Estética - Restaurações Adesivas Diretas em Dentes anteriores Fraturados. Santos Livraria Editora – Quintessence Books –São Paulo.*

BEECH, D.R. , JALALY, T. (1981) *Clinical and laboratory evaluation o some orthodontic direct bonding systems.J dent Res. 60(6):972-978p.*

BISHARA S.E. (2002) . *Effects of modifying the adhesive composition on the bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthodontist*, v 72(5).

BISHARA S.E. (2004). *Effects of variation in mesh-base design on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthodontist*, v 74(3).400-404p.

BOWEN R.L. (1962) *Dental filling material composing vinylsilano treated fused sílice and a bonder consisting of the reation product of bisfhenol and glycidelmetacrylate* US patent 3000,112.

BUONOCORE M.G. (1955) *A simple Method of increasing the adhesion of acrylic filing materials to enamel surfaces.* J Dent Res Chicago, 34(6):849-853p

CABRERA C.A., DE CASTRO M.C., DA SILVA FILHO O. G., FERRARI F.M.J. (2000) *Ortodontia Operacional Para o profissional e sua equipe.* 1ª Ed. Curitiba :Produções interativas, 307,341,352p.

CALLISTER JR., W.B. (2000). *Characteristics, applications and processing of polymers.* In: Materials Science and Engineering: An Introduction. 5th edition. LTC New York, cap 16.465-509p.

CAMPS A.I. (2004). *La evolución de la adhesión a dentina.* Av. Odontoestomatol, Valencia (Espanha) 20(1): 12p

CANEVAROLO S.V.(2007).*Técnicas de Caracterização de Polímeros.* Ed. Artliber. São Paulo. 265p.

CARVALHO E.A.S. (2008) *.Caracterização estrutural e propriedades (acrilamidometil) acetato propionato de celulose modificado via radicalar.* Disertação UENF.

CHAIN, M.; BARATIERI, L. *Restaurações estéticas com resina composta em dentes posteriores.* São Paulo: Artes Médicas, 1998

COELHO U., IZUMI SAWADA G.I. (2011). *Colagem de Braquetes com um novo sistema adesivo ortodôntico simplificado. Demonstração técnica em caso clinico.*Revista FDMNews , Brasil 13:51-52.p

CORRER S. L.; CORRER, G. M.; CONSANI, S.; SINHORETI, M. A. C.; CONSANI, R. L. X. (2002). *Influência do tempo pós-fixação na resistência ao cisalhamento de bráquetes colados com diferentes materiais.* Pesqui OdontolBras., Brasil 16(1):43-49p.

DAUVILLIER BS, FEILZER AJ, DE GEE AJ, DAVIDSON CL. (2000). *Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting.* J Dent. Res vol 79 p.818-23.

ELLIOTT J.E., LOVELL L.G., BOWMAN C.N. (2001) *Primary cyclization in the polymerization of bis-GMA and TEGDMA: a modeling approach to understanding the cure of dental resins.* Dental Materials V 17 p. 221-229.

FAN, L. P. et al. (1985) *Visible light – cured composites and activanting units.* JADA, v. 110, p. 100-103.

FARES N.H, COUTINHO K.Q, COUTO M.G, COUTO M.J., NAGEM H.F (2004). *Tensões de contração das resinas compostas geradas durante a polimerização*. Portuguesa de Estomatologia e CirMaxilofacial;45:177-184 p.

FARES N.H., FILHO H. N., PACHECO I. B., COUTINHO K.Q., NAGEM H. D.(2005). *Resistência flexural e módulo de elasticidade da resina composta.. Rev. de Clín. Pesq. Odontol., v.2(1).p 53-55.*

FELISBERTI M.I., CASSU S.N. (2005) .*COMPORTAMENTO DINÂMICO-MECÂNICO E RELAXAÇÕES EM POLÍMEROS E BLENDS POLIMÉRICAS*
Divisão de Química, *Quím. Nova*, Vol. 28, No. 2, 255-263p.

FERRACANE, J.L., GREENER. (1986). *The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins*. J Bio Mat Res V20 121-131p.

FINER Y, SANTERRE J.P. 2004. *The influence of resin chemistry on a dental composite´s biodegradation*. Wiley InterScience . Wiley periodicals . Vol p 234-245.

FLEISCHMANN L.A, SOBRAL M.A.,SANTOS JUNIOR G.C. ,HABIB F. (2008) *Estudo comparativo de seis tipos de braquetes ortodônticos quanto à força de adesão* .Revista dental press ortodonortop facial, 13(4):107-116p.

FLOYD CYNTHIA J.E., DICKENS SABINE H.(2005). *Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems*.

FRANCISCHONE, C.G (2006). *Resistência á remoção de braquetes ortodônticos sob ação de diferentes cargas contínuas*. Dissertação (Mestrado).Universidade de são Paulo.

GENESTRA, M. et al. (2000) *Aspectos bioquímicos e biofísicos da utilização de resinas fotopolimerizáveis*. Cons. Reg. Odontol. Pernambuco. V. 3, n. 2, p. 71-79.

GONÇALVES S.L. SPAZZIN A.O. , CONSANI S., MESQUITA M.F., GALAFASSI D., JUNIOR C.B.(2008) *Influencia do tempo de fotoativação na resistência à flexão de compósitos restauradores*.revista RFO, 13(2) 56-60p .

GRABER T. M., VANARSDALL, Jr. ROBERT L. (1996). *Ortodontia. Princípios e Técnicas atuais*.2 ed. Guanabara Koogan. 570,579,596p.

GRABER T.M., VANARSDALLJr. , ROBERT L. (2002) *Ortodontia – Princípios e técnicas atuais* .3 ed. Guanabara Koogan .4, 497-512 p.

GRANDHI,R.K., COMBE,E.C., SPEIDEL,T.M.. (2001). *Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture insensitive primer*. Am J Orthod Dentofacial Orthop., v. 119, p.36-42.

INTERNATIONAL STANDARD ISSO4049 : 1988. *Dentistry - Resin-based filling materials*.

JANOVICH, C.A.; MAGINI M.; RODRIGUEZ M.M (2008) *A evolução dos materiais de colagem de braquetes*. In: XII encontro latinoamericano de iniciación científica e VII encontro latino-americano de pos-graduação, São José dos Campos. UNIVAP.

JUNIOR A.M.J., FILHO W.J.B. (2005) *Introdução a Microscopia Electronica de Varredura e Microanalise*. Apostila, São Carlos-SP: DEMA-UFSCar.

KEIZER, S.; TEN CATE, J. M.; ARENDS, J. (1976) *Direct bonding of orthodontic brackets*. *American Journal of Orthodontics*, Saint Louis, v.69, p.318-327.

KLEIN J.L.; ARAUJO B.S. do C.; SIMÕES S. (2007). *Avaliação da resistência ao cisalhamento da colagem de braquetes metálicos à superfície de coroas temporárias de resina acrílica*. *Revista Biociên Taubaté* vol 13 (1-2) 85-92 p.

KNOLL, M.; GWINNETT A. J.; WOLFF M. S. 1986. *Shear bond strenght of brackets bonded to anterior and posterior teeth*. *American Journal of Orthodontics*, Saint Louis, v. 89, p. 476- 79.

KNOX, J., HUBSC,P., JONES,M.L., MIDDLETON, J.. (2000). *The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cement interface*. *Br J Orthod.*, v.27, p. 249-54.

LAVERNHE P., ESTIVALESES E., LACHAUD F., LODTER C., PIQUET R.(2010) *Orthodontic bonding finite element for standardized evaluations*. *International journal of adhesion e Adhesives*. Vol 30 21-9 p.

LOPES, G.C.; THYS, D.G.; VIEIRA, L.C.C.; LOCKS, A (2003). *Brackets bond strength using a new self-etching system*. *J Bras Ortodon Ortop Facial*, Curitiba, 8(43),41-46p.

LUCAS F.E., SOARES G.B, MONTEIRO E.(2001). *Caracterização de Polímeros-determinação de peso molecular e Analise Térmica*. ed. e-papers serviços editoriais Ltda, 309-310 p

MANDALL, N.A.; HICKMAN, J.; MACFARLANE, T.V.; MATTICK, R.C.R.; MILLETT, D.T.; WORTHINGTON, H.V.(2009). *Adhesives for fixed orthodontic brackets (Cochrane Review)*. In: The Cochrane Library. Issue 1. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.

MONDELLI A.L. FEITAS M.R. (2007) . *Estudo comparativo da Resistência adesiva da interfase resina/braquete sob esforços de cisalhamento empregando três resinas compostas e três tipos de tratamento na base do braquete*. *Revista Dental Press Ortodon Ortop facial* . 12(3) 111-125p.

MANO E.B ; MENDES, L.C.(1999). *Polímeros* . 2ª edição revista e ampliada. Editora Edgard Blucher Ltda. São Paulo. 1-64 p.

MANO E.B (2000). *Polímeros como Materiais de engenharia*. Edit.Edgard Blucher Ltda. 7-16 p.

MARTIN A.A., SOARES L.E.S, ROCHA R. (2005). *Monomer conversion of composite dental resins photoactivated by a halogen lamp and a LED: a FT-RAMAM SPECTROSCOPY STUDY*. Quimica Nova Vol. 28(2) 229-232 p.

MATTHEWS, F.L.; RAWLING, R.D.(1994). *Composite Materials: Engineering and Science*; 1st edition . Woodhead Publishing limited, Cambridge. 1-28p.
, 1994

MEEHAN, M. et al. (1999). *A comparison of shear bond strength of two glass ionomer cements*. Am J Orthod Dentofacial , St. Louis, v.115, n.2, p.125-132.

MINICK G.T., OESTERLE L.J. NEWMAN S.M., CRAIG S.W. (2009) Bracket Bond strengths of new adhesive systems. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 135, 771-776p.

MONTEIRO, Sergio N. et al .(2006). *Propriedades mecânicas e termomecânicas de compósitos com partículas de diamante dispersas em matriz epoxídica modificada na razão resina/endurecedor*. Matéria (Rio J.), Rio de Janeiro, v. 11, n. 4.

MONTENEGRO, G., PINTO, T. GUIMARÃES, C., ASSUNÇÃO, M. C. A., BLAZZIO, M. D. (2003) *Descobrimo seu fotopolimerizador*. Revista da APCD, v. 57, n. 1,p. 66-71.

MONTENEGRO R.V.;UCHÔA R. C.; MONTENEGRO S.C.; LIRA A.JAPIASSU M.; FONSECA M. ;BRITO P. A.(2008) *Analisis Comparativo Entre Los Experimentos Mecanicos De Cizallamiento y microcizallamiento*. Revista Acta odontológica Venezolana .46(4):1-12p.

MOREIRA F. A. O (2005). *Estudo do efeito de dois modos de fotopolimerização nas propriedades mecânicas e térmicas de duas marcas de resinas dentais comerciais*. Dissertação (Mestrado em Engenharia Química) – Campinas – SP.Universidade Estadual de Campinas , 43-47 p

NANDA R. (2009). *Estratégias Biomecânicas e Estéticas na Clínica Ortodôntica*.1^a. Ed. Editora Santos .1-2p

NEWMAN, G. V et. al. (1995). *Update on bonding bracketes: an in vitro survey*. Am J Orthod vol 28(7). P. 396-402.

NEWMAN, G. V. (1965). *Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report*. American Journal Orthodontics, Sain Louis, 51(12):901-912p.

OWENS JR., S. E.; MILLER, B. H.(2000). *A comparison of shear bond strengths of three visible light: cured orthodontic adhesives*. Angle Orthod., Appleton, v. 70, no. 5, p. 352-356,

PENIDO, S. M. M. O.; MARTINS, J. C. R.; PINTO, A. S. et al.(1998). *Avaliação da resistência ao cisalhamento de bráquetes reciclados e novos recolados*. Rev Dent Press Ortod Ortop Facial, v. 3, n. 6, p. 45-52, nov./dez.

PEUTZFELDT, A. (1997). Resins composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, Copenhagen, v.105, p.97-116.

PHILLIP D. L., FOLEY T. BANTING D.W. (2008) *Bond strength of 4 orthodontic adhesives use with a caries-protective resin sealant* .*Rev American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 134(2):291-295p.

PHILLIPS, RALPH W. (1993) *Skinner Materiais Dentários*, Nona Edição ,Guanabara Koogam, 1993 ,Rio de Janeiro, 6-15 p.

PILO, R.; BEN-AMAR, A. (1999) Comparison of microleakage for three one-bottle and three multiple-step dentin bonding agents. *J Prosthet Dent*, St. Louis, v.82,n.2, p.209-213,

PIMENTEL E.R.(2012). *Formulação e caracterização de um nano compósito polimérico eco-amigável*. Dissertação de mestrado. Polímeros. Programa de pós-graduação em ciência e engenharia dos materiais.. Universidade estadual norte fluminense UENF.

PITHON M.M., LACERDA R.D.S., OLIVEIRA M. V., SANT'ANNA E.F., OLIVEIRA A.C. R (2011).*Avaliação da resistência ao cisalhamento de dois compósitos colados em superfície condicionada com primer autocondicionante* . *Dental Press J Orthod* ;16(2):94-9p.

PITTA, F P. (2010). *Influência da Fotoativação no Grau de Conversão, Contração de Polimerização e Comportamento Mecânico em dois Compósitos*. Dissertação.Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE.

PODGÓRSKI M. (2011). *Synthesis and characterization of acetyloxypropylene dimethacrylate as a new dental monomer*. *Dental Materials* vol 27 , 748–754p.

POWERS J. M. CRAIG R.G. (2004) *Materiais Dentários Restauradores*. 11 ed. Livraria Editora Santos .

PROFFIT W.R. (1995) *Ortodontia Contemporânea*. 2^a Ed. Rio de janeiro. Guanabara Koogan, 596 .

RASTELLI, M. C.; COELHO, U.; JIMENEZ, E. E. O. (2010). *Avaliação da resistência ao cisalhamento de braquetes colados com resinas ortodônticas fluoretadas*.*Dental Press J. Orthod.*, 15(3.)106-119 p.

REIS J.H.C (2006). *Novos monômeros obtidos a partir do metacrilato de glicidila , bisfenol A e 4, 4'- isopropilidenodioxanol: síntese, caracterização estrutural e propriedades de compósitos para utilização em resinas de restauração dental* Tese de doutorado Universidade federal do rio grande do Norte- centro de ciências exatas e da terra. Programa de pós-graduação em ciência e engenharia dos materiais.

REYNOLDS, I.R. (1975). *A review of direct orthodontic bonding*. *British Journal Orthodontics*, Oxford, v. 2, p.171-78.

RODRIGUEZ D.R, PEREIRA N.A. (2008) *Current trends and evolution on dental composites* .Revista acta odontológica venezolana . 46(3) 1-13p.

RODRIGUEZ Y.E., CASASA A.R. NATERA N. A.(2008). *1.001 Dicas em ORTODONTIA e seus SEGREDOS*. Editora Revinter 123-130p.

ROMANO, F, L, RUELLAS A.C.O. (2003) . *Estudo comparative in vitro da Resistência ao cisalhamento da colagem e do índice de remanescente resinoso entre os compósitos concise e superbond*. Rev. Dental press ortodonto ortop Facial, 8(1):69-75p.

RUEGGERBERG F.A., CAUGHMAN W.F., CURTIS, J.W.(1990) *Effect of light and exposure duration on cure of resin composite*. Oper Dent 19:26-32p.

RYOU DONG-BUM ; PARK HYO-SANG ; KIM KYO-HAN ; KWON TAE-YUB (2008). *Use of Flowable Composites for Orthodontic Bracket Bonding*. Angle Orthodontics vol. 78(6).

SADLER, J, F.A. (1958). *A survey of some commercial adhesives their possible application in clinical orthodontics*. Am J orthod. St. Louis,44(1):65p.

SGARBI S.C. (2006). *Avaliação do grau de conversão de uma resina composta fotoativada por lâmpada alógena de LEDs, por médio de espectrometria no infravermelho e ultravioleta* – Dissertação de mestrado Universidade Estadual de Ponta grossa.p 1-124.

SIDERIDOU I.D., KARABELA M.M (2011). *Synthesis and study of properties of dental resin composites with different nanosilica particles size..* Dental materials. V 27 p. 825-835.

SIMPLÍCIO, A. H. M. (2000). *Avaliação in vitro de materiais utilizados para a colagem de bráquetes ortodônticos*. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista.

SOSTENA, M.M.D.S.(2009). *Influência da umidade, temperatura e tempo de irradiação sobre propriedades físicas de resinas compostas usadas na ortodontia*. Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Física da Matéria Condensada.p 15-124.

SOUZA C.S. , FRANCISCONI P.A.S., ARAUJO P.A. (1999) .*Resistência de união de cinco cimentos utilizados em ortodontia*. . revista FOB .7(1-2):15-21p.

SUNNA, S.; ROCK, W. P. (1998) *Clinical performance of orthodontic brackets and adhesives systems: a randomized clinical trial*. British Journal of Orthodontics., v.25, p. 283-287.

TIAN M, GAO Y, LIU Y, LIAO Y, HEDIN NE, FONG H. (2008) . *Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA dental resins/composites containing nano fibrillar silicate*. Dent Mater. 24(2):235-43 p.

TURSSI, C. P. et. al.. (2005). *Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites*. Biomaterials, Portland, v. 26, n. 24, p. 4932-4937.

VIANA, C. P.; MAZZIEIRO, E. T.; LANDRE Jr, L. (2004). *Avaliação das tensões geradas numa união ortodôntica submetida a duas diferentes forças, através do método dos elementos finitos*. Jornal Brasileiro de Ortodontia e Ortopedia Facial., v. 9, p. 616-621.

WENDT, S. L. (1987). *The effect of heat used as secondary cure upon the physical properties of three composite resins. II. Wear, hardness, and color stability*. Quintessence international, v. 18, p. 351-356.

WANG, W.N.; LI,C.H.; CHOU, T.H.; HWA WANG, D.D.; LIN, L.H.;LIN,C.T.I (2004). *Bond strength of varous bracket base designs*. Am J. Orthod.Dentofacial Orthop, v.125, n.1, p.65-70.

ZACHRISSON, B. V. A. (1977) *A pos treatment evaluation of direct bonding in orthodontics*.American Journal Orthodontics, Sain Louis.71(2):173-189p.