

Ana Paula Ribeiro Bonilauri Ferreira

**DETERMINAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE CIMENTOS
RESINOSOS COMERCIAIS, COM VARIAÇÃO DO SISTEMA DE
ATIVAÇÃO E TEMPO DE ARMAZENAMENTO PÓS-ATIVAÇÃO**

**Florianópolis
2002**

Ana Paula Ribeiro Bonilauri Ferreira

**DETERMINAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE CIMENTOS
RESINOSOS COMERCIAIS, COM VARIAÇÃO DO SISTEMA DE
ATIVAÇÃO E TEMPO DE ARMAZENAMENTO PÓS-ATIVAÇÃO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora da Sede – UNIVILLE, da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Dentística.

Orientador: Prof. Dr. Hamilton Pires Maia

Co-orientador: Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain

**Florianópolis
2002**

ANA PAULA RIBEIRO BONILAURI FERREIRA

“DETERMINAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE CIMENTOS RESINOSOS COMERCIAIS, COM VARIAÇÃO DO SISTEMA DE ATIVAÇÃO E TEMPO DE ARMAZENAMENTO PÓS-ATIVAÇÃO”

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de Mestre em Odontologia – opção Dentística e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora da Sede – UNIVILLE.

Joinville, 09 de julho de 2002.

Prof. Dr. Mauro Caldeira de Andrada
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Hamilton Pires Maia
Orientador

Prof. Dr. Luiz Clóvis Cardoso Vieira
Membro

Prof. Dr. Luiz Carlos Frasca
Membro

Aos meus pais, **Luiz Carlos e Ester**,
que com muito amor, empenho e dedicação
sempre me incentivaram a vencer os desafios.

Ao meu marido, **Rodrigo**,
que esteve ao meu lado em todos os
momentos da execução deste trabalho.
Pela força, compreensão e orientação
nos momentos difíceis, meu muito obrigada.

Às minhas irmãs, **Renata e Flávia**,
pelo eterno companheirismo.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Hamilton Pires Maia**, orientador, pela incansável orientação e compreensão. Sempre repassando seus conhecimentos com muita paciência e dedicação.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Carvalho Chain**, co-orientador, pela colaboração e transmissão de conhecimentos.

Ao **Prof. Dr. Mauro Amaral Caldeira de Andrada**, coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia da UFSC, pelo empenho na realização deste curso.

Ao **Prof. Dr. Luiz Narciso Baratieri**, coordenador do curso de Mestrado em Dentística da UFSC, pela contribuição científica que tem prestado à classe odontológica.

Aos professores, **Prof. Dr. Sylvio Monteiro Júnior**, **Prof. Dr. Luiz Clóvis Cardoso Vieira**, **Prof. Dr. Élito Araújo**, pelos ensinamentos e empenho na formação profissional.

Demais **Professores do Mestrado** pelos ensinamentos.

Aos amigos **Carlos**, **Clóvis** e **Miguel** pela amizade, trocas de conhecimentos e força nos momentos mais decisivos.

Aos demais **colegas do Curso de Pós-graduação** pelo companheirismo.

Ao **Prof. Sérgio Fernando Torres de Freitas**, pelo auxílio na realização da análise estatística desta pesquisa.

À representante da empresa 3M ESPE, **Camila Martins Maffei**, pela gentileza e disposição do cimento RelyX CRA para a realização desta pesquisa.

Ao **Dr. Salvador Gonzales**, representante da empresa Dentsply Ind. e Com., por ter cedido o cimento Enforce para que esta pesquisa fosse realizada.

Ao representante da empresa Ivoclar–Vivadent, **Éderson Marques Pereira**, pelo fornecimento do cimento Variolink II para a realização desta pesquisa.

À bibliotecária, **Alessandra Mara Schroeder**, pelo auxílio e colaboração na pesquisa bibliográfica.

Às alunas do curso de Odontologia da UFSC, **Carla Miranda** e **Elisa Basso Biagi**, pelo auxílio na realização dos testes laboratoriais desta pesquisa.

À **Prof^a. Dina Carazzai Condeixa**, chefe do Departamento de Odontologia da Univille, pelo eterno empenho, dedicação e prontidão com que tem concretizado os investimentos em conhecimento.

À **Pró-Reitoria de Pós-graduação da Univille**, pelo apoio recebido para a realização deste curso.

Às secretárias **Elisa C. de O. Sepúlveda, Beatriz C. G. Hoffmann, Eliza Maria Nunes e Eliomara C. K. O. Tirelli** pela sempre gentileza e disposição nos momentos solicitados.

À **Dona Léa**, secretária da Disciplina de Dentística da UFSC, pelo auxílio fornecido.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para que este trabalho pudesse ser concretizado.

“Nunca ande pelo caminho traçado,
pois ele conduz somente até onde os outros foram”.

Alexandre Graham Bell

“Os investimentos em conhecimento
geram os melhores dividendos”.

Benjamin Franklin

FERREIRA, Ana Paula Ribeiro Bonilauri. **Determinação da resistência flexural de cimentos resinosos comerciais, com variação do sistema de ativação e tempo de armazenamento pós-ativação.** 2002. 83f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de concentração: Dentística) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora da Sede – UNIVILLE, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

Este estudo investigou a resistência flexural de amostras confeccionadas com os cimentos resinosos duais Enforce, RelyX CRA e Variolink II submetidas à dupla ativação ou apenas à ativação química, aos trinta minutos e vinte e quatro horas após o início da polimerização. Os corpos de prova foram divididos em 4 grupos (A, B, C e D) para cada cimento, de acordo com o tipo de ativação e o tempo de armazenamento. Os corpos de prova de cada cimento foram testados de acordo com as seguintes condições: Grupo A: dupla polimerização e 30 minutos de armazenamento; Grupo B: dupla polimerização e 24 horas de armazenamento; Grupo C: polimerização química e 30 minutos de armazenamento e Grupo D: polimerização química e 24 horas de armazenamento. Para a confecção dos corpos de prova e aplicação do teste de resistência flexural foram observadas as condições e os procedimentos descritos na norma padrão ISO 4049 (International Standard Organization). Os resultados originais obtidos para a resistência flexural foram submetidos à análise de variância (ANOVA2) e ao teste de Tukey. As médias dos grupos A, B, C e D para o cimento Enforce foram 112; 145,93; 90,03 e 114,19 MPa, respectivamente. Já, para o cimento RelyX CRA, as médias foram: 109,09 MPa, para o grupo A; 122,30 MPa, para o grupo B; 63,91 MPa, para o grupo C e 86,88 MPa, para o grupo D. E, finalmente, para o cimento Variolink II, as médias obtidas para os referidos grupos foram: 99,81; 134,08; 33,43 e 82,81 MPa, respectivamente. O cimento Enforce apresentou os valores mais altos de resistência flexural, independentemente do tipo de ativação e do tempo de armazenamento. No período de 30 minutos de armazenamento, não foram observadas significâncias estatísticas entre os materiais e a dupla ativação. Já, na polimerização química, o Enforce foi superior aos outros materiais testados neste mesmo tipo de polimerização. E o cimento Variolink II obteve valores muito baixos quando foi apenas quimicamente ativado, embora com valores equivalentes estatisticamente aos outros dois materiais na dupla polimerização. No período de 24 horas de armazenamento, não houve significâncias estatísticas na interação materiais x tipos de ativação.

Palavras-chave: Cimentos Resinosos, Propriedades Mecânicas, Resistência Flexural, Sistemas de Ativação

FERREIRA, Ana Paula Ribeiro Bonilauri. **Determinação da resistência flexural de cimentos resinosos comerciais, com variação do sistema de ativação e tempo de armazenamento pós-ativação.** 2002. 83f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de concentração: Dentística) – Programa de Pós-graduação em Odontologia, Mestrado Acadêmico Fora da Sede – UNIVILLE, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

This study investigated the flexural strength of dual resin cement specimens. Enforce, RelyX CRA and Variolink II specimens were submitted to dual curing and just chemical curing, at both 30 minutes and 24 hours after the start of the polymerization. The assembled specimens were divided in 4 groups (A, B, C e D) for each cement, according to the activation mode and time of storage as follows: Group A: dual curing and 30 minutes of storage; Group B: dual curing and 24 hours of storage; Group C: chemical curing and 30 minutes of storage and Group D: chemical curing and 24 hours of storage. The assembly of the specimens and flexural strength measurement were performed according to ISO 4049 (International Standard Organization). The results obtained were analyzed by ANOVA2 and Tukey test. The mean values for de A, B, C and D Enforce groups were 112; 145,93; 90,03 and 114,19 MPa, respectively. The RelyX CRA mean values for the groups were respectively 109,09; 122,30; 63,91 and 86,88 MPa. And finally the mean values for the Variolink II groups were respectively 99,81; 134,08; 33,43 and 82,81 MPa. Enforce exhibited the highest flexural strength values in all tested conditions, irrespective of the activation mode and time of storage. In the period of 30 minutes of storage, there weren't statistical differences among the dually cured cements. Conversely, Enforce was superior to the other cements in the 30 minutes chemically cured groups. Variolink II obtained the lowest values when it was chemically cured although its performance was statistically comparable to the others when dually cured. In the period of 24 hours of storage, no statistically differences were found in the interaction materials x activation mode.

Key words: Resin Cements, Mechanical Properties, Flexural Strength, Activation Mode

SUMÁRIO

RESUMO.....	07
ABSTRACT.....	08
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	10
LISTA DE FIGURAS.....	11
LISTA DE TABELAS.....	13
1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
3 PROPOSIÇÃO.....	40
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	41
4.1 Materiais	41
4.2 Confeção dos Corpos de Prova.....	42
4.2.1 Instrumental utilizado no preparo das amostras.....	43
4.2.2 Dupla ativação (dual).....	44
4.2.3 Ativação química.....	48
4.3 Peça de Teste.....	53
4.4 Teste de Resistência Flexural.....	53
4.5 Tratamento Estatístico.....	56
5 RESULTADOS.....	57
6 DISCUSSÃO.....	65
7 CONCLUSÕES.....	74
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	75
ANEXOS.....	80

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Bis-GMA	Bisfenol glicidil metacrilato
UEDMA	Uretano dimetacrilato
TEGDMA	Trietilenoglicol dimetacrilato
DMAPE	Álcool dimetilaminofenetil
DMPT	Dimetil-p-tiloidina
mm/min	Milímetro por minuto
cm/min	Centímetro por minuto
μm	Micrometro
MPa	Megapascal
KN	Kilonewton
°C	Grau centígrado

LISTA DE FIGURAS

Figura 1A – Cimento resinoso dual (Enforce, Dentsply Ind. e Com.).....	41
Figura 1B – Cimento resinoso dual (RelyX CRA, 3M ESPE).....	41
Figura 1C – Cimento resinoso dual (Variolink II, Ivoclar-Vivadent).....	41
Figura 2A – Molde metálico bipartido utilizado para a confecção dos corpos de prova	44
Figura 2B – Molde metálico bipartido posicionado sobre uma placa de vidro, interpostos com uma lâmina de vidro para microscopia e uma tira de poliéster	44
Figura 2C – Preenchimento do molde metálico bipartido com cimento resinoso.....	45
Figura 2D – Recobrimento do molde metálico bipartido com uma segunda tira de poliéster e lâmina de vidro para microscopia.....	45
Figura 2E – Fotopolimerização do cimento resinoso inserido no molde.....	46
Figura 2F – Corpo de prova recém-retirado do molde e com excessos de cimento.....	46
Figura 2G – Remoção dos excessos de cimento do corpo de prova com uma lixa de granulação 320.....	47
Figura 2H – Corpo de prova pronto para ser armazenado até o momento do teste.....	47
Figura 3A – Molde metálico bipartido utilizado para a confecção dos corpos de prova.....	48
Figura 3B – Molde metálico bipartido posicionado sobre uma placa de vidro, interpostos com uma lâmina de metal e uma tira de poliéster.....	49
Figura 3C – Preenchimento do molde metálico bipartido com cimento resinoso.....	49
Figura 3D – Recobrimento do molde metálico bipartido com uma segunda tira de poliéster e lâmina de metal.....	50
Figura 3E – Grampo prendendo firmemente o conjunto lâminas de metal/molde.....	50
Figura 3F – Corpo de prova recém-retirado do molde e com excessos de cimento.....	51

Figura 3G – Remoção dos excessos de cimento do corpo de prova com uma lixa de granulação 320.....	51
Figura 3H – Corpo de prova pronto para ser armazenado até o momento do teste.....	52
Figura 4 – Peças de teste utilizadas para a realização do teste de resistência flexural.....	53
Figura 5A – Paquímetro conferindo a primeira dimensão do corpo de prova.....	54
Figura 5B – Paquímetro conferindo a segunda dimensão do corpo de prova.....	54
Figura 5C – Paquímetro conferindo a terceira dimensão do corpo de prova.....	54
Figura 6A – Corpo de prova posicionado na máquina de teste (Instron Universal Test 4444) para realização do teste de resistência flexural.....	55
Figura 6B – Corpo de prova flexionando durante a realização do teste de resistência flexural.....	55
Figura 7A – Ilustração das comparações individuais da variável Materiais, no período de 30 minutos.....	59
Figura 7B – Ilustração das comparações individuais da variável Polimerizações, no período de 30 minutos.....	60
Figura 7C – Ilustração das comparações individuais da interação Materiais x Polimerizações, no período de 30 minutos.....	61
Figura 7D – Ilustração das comparações individuais da variável Materiais, no período de 24 horas.....	63
Figura 7E – Ilustração das comparações individuais da variável Polimerizações, no período de 24 horas.....	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Características e informações dos cimentos resinosos selecionados.....	42
Tabela 2 –	Divisão dos grupos.....	43
Tabela 3 –	Médias e desvios-padrão da resistência flexural, em MPa, e respectivos números de corpos de prova, testados no período de 30 minutos.....	57
Tabela 4 –	Médias e desvios-padrão de resistência flexural, em MPa, e respectivos números de corpos de prova, testados no período de 24 horas	57
Tabela 5 –	Resultados do teste ANOVA ² , para os grupos experimentais testados, da resistência flexural, medida em MPa, no período de 30 minutos	58
Tabela 6 –	Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), da variável Materiais, no período de 30 minutos.....	58
Tabela 7 –	Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), da variável Polimerizações, no período de 30 minutos.....	59
Tabela 8 –	Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), da interação Materiais x Polimerizações, no período de 30 minutos.....	61
Tabela 9 –	Resultados do teste ANOVA ² , para os grupos experimentais testados, da resistência flexural, medida em MPa, no período de 24 horas.....	62
Tabela 10 –	Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), da variável Materiais, no período de 24 horas.....	62
Tabela 11 –	Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), da variável Polimerizações, no período de 24 horas.....	64

1 INTRODUÇÃO

A fixação de peças indiretas tornou-se muito mais complexa e efetiva nos últimos anos, devido ao surgimento de novos tipos de agentes de cimentação que, em especial, utilizam os princípios da adesão melhorando, assim, o desempenho clínico desses materiais.

O tradicional cimento de fosfato de zinco tem sido historicamente bem sucedido. Entretanto, suas propriedades físicas quando comparadas às de outros cimentos dentais são limitadas (WHITE, 1993), fracassos ocorrem e muitos profissionais optam por cimentos com melhores atributos físicos que podem proporcionar propriedades terapêuticas ou adesivas adicionais (MCCOMB, 1996).

No final dos anos 60 foi desenvolvido o cimento de poliacarboxilato de zinco, considerado o primeiro cimento dental efetivamente adesivo, que combinaria as propriedades mecânicas dos cimentos de fosfato de zinco com a biocompatibilidade dos cimentos à base de óxido de zinco-eugenol (SMITH, 1983).

O uso dos cimentos de ionômero de vidro como materiais para cimentação iniciou-se nos EUA, na década de 80 (MCCOMB, 1996), como uma boa opção por apresentarem liberação de flúor e adesão à estrutura dental (SMITH, 1983). O cimento de ionômero de vidro foi desenvolvido combinando-se o líquido do cimento de poliacarboxilato de zinco com o pó do cimento de silicato, tendo por objetivo obter a adesão e a biocompatibilidade do cimento de poliacarboxilato de zinco e a liberação de flúor do cimento de silicato, em um material restaurador estético. Entretanto, o cimento de ionômero de vidro é muito sensível ao ar e à umidade apresentando, respectivamente, sinérese e embebição, principalmente, nos estágios iniciais da reação ácido/base (WHITE, 1993).

Desenvolvimentos recentes introduziram versões híbridas dos cimentos de ionômero de vidro que contêm componentes resinosos e podem ser fotopolimerizáveis. Esta modificação pôde proporcionar materiais mais resistentes

mecanicamente e com menor sensibilidade a sinérese e a embebição (MCCOMB, 1996).

Embora os cimentos à base de resina terem sido primeiramente introduzidos há quase 40 anos, somente há pouco tempo eles estão recebendo aceitação como agentes cimentantes de coroas e próteses parciais fixas (WHITE, 1993). Há vinte anos atrás o uso de um material resinoso para a cimentação de restaurações não era popular. Muitos profissionais consideravam esta prática questionável, considerando suas propriedades físicas e possíveis danos à polpa (CHRISTENSEN, 1993).

O excepcional sucesso clínico dos agentes adesivos dentinários atuais tem permitido a utilização clínica com sucesso dos cimentos resinosos. A habilidade de adesão a múltiplos substratos, a alta resistência, a insolubilidade no meio oral (CHRISTENSEN, 1993; ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998; RADZ e LEINFELDER, 1998; ARNOLD; VARGAS; HASELTON, 1999), e o potencial de escolha de cor (ARNOLD; VARGAS; HASELTON, 1999) têm aumentado consideravelmente as aplicações clínicas dos cimentos resinosos nos últimos anos. Esta categoria de cimentos pode ser selecionada para a cimentação de restaurações estéticas, incluindo “inlays” e “onlays” de resina composta e cerâmica, facetas, coroas e próteses parciais fixas (ARNOLD; VARGAS; HASELTON, 1999; EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWY, 1999). Além disso, podem ser utilizados para a cimentação de pinos, tanto dos pré-fabricados, quanto dos pinos fundidos e também de restaurações metálicas (EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWY, 1999).

O sucesso clínico das restaurações indiretas é fortemente dependente de fatores relacionados à cimentação. Os agentes de cimentação possuem composições químicas variadas e complexas que afetam suas propriedades físicas, e por conseqüência, a longevidade e a aplicabilidade em situações clínicas (ARNOLD; VARGAS; HASELTON, 1999). Um agente cimentante ideal deve apresentar propriedades mecânicas suficientes para resistir às forças funcionais durante o tempo de vida útil da restauração. Além disso, resistir à degradação no meio bucal e aderir ao substrato dental e à peça cimentada. Para uma restauração funcionar

satisfatoriamente por longo período de tempo, o cimento deve ter resistência suficiente para resistir às micro-fraturas ocasionadas por longos ciclos de fadiga (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998). A micro-fratura do cimento é o modo inicial de fracasso que pode levar à micro-infiltração, ingresso de bactérias e conseqüentemente doença bacteriana, ou ao deslocamento da restauração (LI e WHITE, 1999). Pelo fato do ingresso de bactérias poder ser uma forma de fracasso muito mais insidiosa, a micro-fratura e a deformação do cimento podem ser o tipo de fracasso mais importante a se prevenir (PLATT, 1999). Os diferentes tipos de cimentos comportam-se mecanicamente de diversas maneiras (LI e WHITE, 1999). Normalmente devemos analisar as propriedades mecânicas, dentre outras características importantes, quando da avaliação e seleção de um agente cimentante. Uma opção incorreta do cimento dental afetaria, em muitos casos, significativamente o prognóstico da restauração final.

A composição básica da maioria dos agentes de cimentação à base de resina é similar a das resinas compostas (UCTASLI; HASANREISOGLU; WILSON, 1994). Ou seja, consistem de uma matriz resinosa de Bis-GMA e/ou UEDMA, diluídas com monômeros de baixa viscosidade, como o TEGDMA, e reforçados com quantidades variáveis de partículas inorgânicas, que podem variar de 40% a 70% do peso, unidas pelo silano (WHITE e YU, 1993b; UCTASLI; HASANREISOGLU; WILSON, 1994; EL-BADRAWY e EL-MOWAFY, 1995; CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001).

De acordo com seu método de polimerização, os cimentos resinosos podem ser classificados em três principais categorias: os quimicamente ativados (auto-polimerizáveis), os fotopolimerizáveis e os de polimerização dual (EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWY, 1999; PLATT, 1999; CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001; BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002), e sua seleção é baseada primariamente de acordo com a indicação clínica (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001). Os cimentos de polimerização dual foram desenvolvidos para conciliar as características favoráveis dos cimentos auto-polimerizáveis, como a polimerização uniforme mesmo na base de cavidades profundas, e dos fotopolimerizáveis, que apresentam facilidade de uso, pois o tempo de trabalho não é uma limitação (HOFMANN et al.,

2001). Estes materiais de ativação dual contêm componentes de peróxido/amina encontrados em sistemas de polimerização química, além de fotoativadores, como a canforoquinona, utilizados nos materiais fotopolimerizáveis (HASEGAWA; BOYER; CHAN, 1991; PETERS e MEIERS, 1996).

O grau de polimerização é um fator determinante das propriedades mecânicas dos materiais resinosos (UCTASLI; HASANREISOGLU; WILSON, 1994; EL-BADRAWY e EL-MOWAFY, 1995; EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWY, 1999; HOFMANN et al., 2001) sendo que, a quantidade de metacrilatos remanescentes dependerá de fatores intrínsecos relacionados ao material e dos fatores relacionados à manipulação. No cimento resinoso dual a utilização inadequada ou mesmo a não realização da fotoativação resultará em maior quantidade de grupos metacrilatos remanescentes que poderão reduzir significativamente as propriedades mecânicas deste cimento.

As propriedades mecânicas são determinadas em laboratório e os resultados obtidos poderão ser utilizados como indicativo do futuro comportamento clínico do material. A resistência flexural é uma propriedade mecânica importante porque durante a realização do teste de flexão são induzidas tensões de compressão, tração e cisalhamento (tensões complexas), representando uma situação mais próxima do que ocorre normalmente na cavidade oral.

O profissional conhecendo a resistência flexural aos trinta minutos e após vinte e quatro horas poderá avaliar as implicações clínicas desta propriedade mecânica, de forma a facilitar na escolha do material mais apropriado às suas necessidades clínicas.

2 REVISÃO DA LITERATURA¹

Lee e Swartz (1972) avaliaram as propriedades de uma resina acrílica aromática de termopolimerização, com relação à cimentação de coroas e pontes protéticas. O material que foi estudado é baseado no Bis-GMA e ácido metacrílico. Esta classe de resina, a qual contém várias partículas minerais, é a base para os materiais restauradores modernos, como os compósitos. Este cimento resinoso foi avaliado pelas suas propriedades mecânicas de compressão e tração. Comparado a outros cimentos testados, o cimento resinoso apresentou propriedades mecânicas superiores, característica dos materiais restauradores de compósitos. De acordo com as investigações clínicas, o material testado pareceu preencher os requisitos de um trabalho protético durável adequado para os procedimentos existentes.

Ao contrário do que geralmente é aceito, Nicholls (1974) em sua investigação mostrou claramente que a distribuição de estresse na camada de cimento não é uniforme. Em seu estudo, os picos de estresses calculados estavam confinados a uma pequena área nas superfícies laterais do preparo dental, adjacente a mesa oclusal. Estes picos de estresses poderiam ter sido os iniciadores da falha da camada de cimento quando os estresses reais atingidos foram severos o suficiente para causar fratura do cimento. Uma consideração importante que o autor cita é a possibilidade da presença de bolhas de ar na camada de cimento. Pois, as bolhas de ar criam problemas adicionais, já que elas podem causar aumento de estresse, devido à espessura reduzida de cimento, além de criarem picos de estresses localizados no cimento. Um modelo matemático bidimensional foi utilizado para estudar os efeitos das formas de cavidades, na variação da tensão dos agentes de cimentação. Finalmente, uma considerável atenção deve ser dada à localização real e a magnitude das cargas existentes nas restaurações. O autor concluiu que uma falha de tração no cimento tinha tendência a ocorrer e observou que esta falha foi dependente das propriedades do agente de cimentação.

¹ Baseada na NBR 10520:2001 da ABNT

Oilo e Espevik (1978) compararam o comportamento de tensão/deformação de alguns cimentos dentais sob diferentes condições de teste. Grandes diferenças foram encontradas nas propriedades mecânicas, assim como a influência das condições de teste no comportamento de tensão/deformação de diferentes cimentos. Os valores mais altos de resistência foram dos cimentos resinosos. Os cimentos resinosos não mostraram mudanças significantes quando a velocidade de teste variou. O presente estudo mostrou que a taxa de deformação e a temperatura podem ser fatores importantes quando as propriedades mecânicas dos cimentos são estudadas.

Smith (1983) em um estudo dos cimentos dentais afirmou que o cimento tem que ter a habilidade de umedecer o dente e a restauração, escoar entre as irregularidades e preencher e selar as fendas existentes entre a restauração e o dente. Ele deve desenvolver uma união forte através de embricamento mecânico e adesão. Altas resistências à tração, cisalhamento e compressão são requeridas, tanto quanto boa tenacidade para resistir às tensões na interface dente restauração. Afirmou que ainda não existe um cimento dental ideal. E que cada material deve ser utilizado por suas qualidades e com conhecimento de suas limitações. Pesquisas significantes de novos cimentos têm sido desenvolvidas somente nos últimos 20 anos. Os materiais de desenvolvimentos mais recentes são baseados no sistema de Bis-GMA, e assim, são combinações de um dimetacrilato aromático com outros monômeros. Estes materiais apresentam resistência à compressão e flexural mais altas que outros cimentos. Afirmou que não existem correlações bem estabelecidas entre medidas laboratoriais de propriedades aparentemente relevantes e a performance clínica. Isto se dá parcialmente porque existem poucos estudos clínicos do comportamento comparativo dos cimentos, apesar da sua importância para o sucesso clínico. Concluiu que mais pesquisas são necessárias quanto à performance dos cimentos na prática clínica, tanto para procedimentos restauradores simples, quanto complexos para desenvolver uma correlação preditiva entre as medidas laboratoriais e a performance clínica.

A temperatura dos cimentos e sua influência na resistência destes materiais foram estudadas por Oilo e Orstavik (1985). Afirmaram que o procedimento padrão

para o teste de resistência destes cimentos é armazenar os corpos de prova em água à 37°C antes do teste. O teste dos cimentos na temperatura da sala requer instruções específicas com relação ao manuseio dos corpos de prova e com o tempo depois da remoção da água para a aplicação da carga. Os autores afirmaram que testá-los em água à 37°C elimina estes problemas. Para a realização dos testes, os corpos de prova foram armazenados em água destilada à 37°C, por 24 horas. Os corpos de prova foram testados nas seguintes condições:

- a) em água à 37°C;
- b) 0.5 minuto depois de removidos da água;
- c) 1 minuto depois de removidos da água;
- d) 5 minutos depois de removidos da água;
- e) 60 minutos depois de removido da água.

A velocidade de teste durante a carga foi de 0.75mm/min. A taxa e a magnitude do aumento na resistência depois da remoção da água variaram entre os cimentos testados. Todos os materiais mostraram os valores mais baixos de resistência quando testados em água à 37°C, e constatou-se um aumento significativo da resistência durante os primeiros minutos depois da remoção da água. A permanência prolongada em contato com o ar foi seguida por um aumento ainda maior na resistência para a maioria dos cimentos. A última observação indicou que, além da temperatura, a resistência dos cimentos foi influenciada pela quantidade de água absorvida. Não parece que as variações acima mencionadas entre os cimentos, na taxa e magnitude do aumento da resistência, são devido às diferenças na temperatura dos corpos de prova. O efeito das várias condições de armazenamento foi similar para todos os cimentos. O rápido aumento da resistência durante os primeiros minutos para alguns cimentos indica que especificações mais detalhadas para o manuseio dos corpos de prova e um tempo específico para aplicação da carga são necessários para testar e comparar a resistência dos cimentos dentais à temperatura ambiente. Contudo, concluíram que testá-los à 37°C em água eliminaria estes problemas e poderia ser mais relevante para o uso clínico destes materiais.

Li et al. (1985) investigaram os efeitos do nível de partículas de carga nas propriedades de duas séries de resinas experimentais, cada qual sendo preenchida

com um tamanho diferente de partícula, porém com o mesmo tipo de partícula. Análises dos resultados obtidos neste estudo indicaram que o nível de partículas teve um efeito significativo nas propriedades físicas e mecânicas dos compósitos. O tamanho das partículas incorporadas também influenciou as propriedades, em algum grau. Como foi o esperado, um aumento no teor de carga, em ambas as séries de resina, resultou no aumento da dureza, na resistência à compressão, e na diminuição de absorção de água. As propriedades das resinas com partículas de preenchimento de 2 μm geralmente foram inferiores àqueles sistemas de 15 μm , pelo menos em relação às propriedades testadas.

Ferracane e Greener (1986) em seu estudo determinaram correlação entre testes de diversas propriedades mecânicas e o grau de conversão de várias resinas para restauração. Para isto ser alcançado, várias propriedades foram testadas, inclusive a resistência flexural, e foram correlacionadas com os resultados do grau de conversão. A dependência do grau de conversão e as propriedades mecânicas na formulação da resina e a composição do catalisador também foi investigada. Os resultados estatísticos revelaram que o grau de conversão foi significativamente reduzido por um decréscimo de concentração de diluente e por um aumento na concentração de inibidores. Uma concentração de amina, por outro lado, aumentou a concentração de radicais livres disponíveis e melhorou a conversão. Por esta razão, uma amina mais reativa, como DMAPE, tem sido postulada para produzir uma resina com um alto grau de conversão, do que uma amina menos reativa, como DMPT. Embora, a concentração de diluente, o modo de cura, o tipo de amina e a concentração não afetaram significativamente as propriedades. Concluíram que o grau de conversão das resinas para restaurações dentais aumentou naquelas de viscosidade mais baixas e com concentrações de inibidor mais baixas também. Existiu uma correlação positiva entre a melhora nas propriedades e o aumento na conversão. Esta correlação foi melhorada quando a concentração de diluente foi omitida como uma variável.

Chung e Greener (1990) investigaram a correlação entre o grau de conversão e a concentração de partículas de carga, com as propriedades mecânicas de resinas compostas posteriores. Sugeriram que, uma concentração crítica de partículas é

requerida para reforçar e melhorar significativamente as propriedades dos compósitos. Embora existam diferenças na estrutura molecular e na composição da matriz resinosa dos compósitos testados, uma correlação positiva foi estabelecida entre o percentual em volume de carga e a resistência à tração diametral, e o número da dureza. Nenhuma correlação foi encontrada entre o grau de conversão e as propriedades mecânicas entre as resinas testadas. Assim parece plausível assumir que a concentração de partículas tem um papel importante na determinação das propriedades nos compósitos dentais contemporâneos. Os fabricantes de compósitos tentam chegar aos valores ideais das propriedades físicas utilizando sistemas resinosos baseados no Bis-GMA ou no UEDMA e escolhendo a formulação e a concentração do diluente, assim como a composição, morfologia e a concentração das partículas de carga.

A influência do método de teste na falha de materiais frágeis foi avaliada por Ban e Anusavice (1990). Os autores comentam que, usualmente, distribuições complexas de tensões que são induzidas por tensões de compressão, tração e cisalhamento estão presentes na maioria dos corpos de prova sob condições práticas. E que é extremamente difícil induzir uma tensão pura de um único tipo em um corpo. Os materiais frágeis são muito menos resistentes sob tração do que em compressão, e as tensões de tração em alguns materiais são, em certos casos, maiores do que as tensões compressivas. Desta forma, a resistência à tração é geralmente considerada como a propriedade mais significativa para estes materiais frágeis (comparada à resistência à compressão) para se chegar ao potencial de falha das restaurações dentais, especialmente na presença de falhas críticas de superfície. O teste flexural de três pontos também pode ser utilizado para avaliação da resistência de materiais frágeis.

Hasegawa; Boyer; Chan (1991) propuseram-se a determinar a extensão na qual alguns cimentos resinosos duais polimerizam-se sob restaurações do tipo "inlay" de compósitos, expostos à luz fotopolimerizadora, simulando as condições clínicas. A dureza destes cimentos foi medida em 30 minutos e 24 horas. Como resultados, nenhum dos cimentos testados atingiu uma polimerização completa quando não expostos suficientemente à luz. Estes achados conflitam com o conceito de que o

componente ativador químico proverá uma polimerização completa dos cimentos em partes do dente não alcançadas pela luz fotopolimerizadora. A dureza obtida pelos cimentos sob os “inlays” foi menor que a dos cimentos expostos diretamente pela luz. A atenuação da luz pelo dente e pela restauração resultou em uma dureza mais baixa e o componente de cura química não produziu uma polimerização completa. Isto confirmou a importância da exposição pela luz na polimerização limite dos cimentos, como foi encontrado com os cimentos expostos diretamente pela luz. Os cimentos mostraram uma diferença marcante nas quantidades relativas de componentes fotoativadores e de componentes de reação química. Os cimentos testados exibiram um decréscimo maior na dureza com o aumento da profundidade ao longo da parede gengival. Além da diferença na ativação, um dos cimentos primariamente quimicamente ativado foi intrinsecamente mais duro. Sendo este cimento altamente composto por partículas de vidro de bário. Um outro cimento testado era micro-particulado e o último cimento testado era híbrido, com partículas de vidro de bário e sílica coloidal. Foi concluído que a dureza limite dos cimentos resinosos de ativação dual testados dependeu da quantidade de luz que atingiu estes cimentos.

Gorodovsky e Zidan (1992) objetivaram um estudo para medir a retenção de coroas cimentadas com cinco diferentes agentes de cimentação, sendo, um cimento de fosfato de zinco, um cimento de ionômero de vidro, um cimento resinoso e um cimento resinoso associado a um agente de união. Os autores afirmaram que a retenção deve ser primariamente atribuída à configuração geométrica do preparo; e secundariamente pela ação exclusiva do cimento, a qual é obtida principalmente pelo travamento mecânico. O mesmo se aplicaria aos cimentos resinosos, já que o pequeno aumento na retenção deste tipo de cimento poderia ser considerada uma função secundária, e poderia ser atribuída às propriedades mecânicas, que neste caso, destes materiais, são superiores. Quanto aos resultados obtidos neste estudo, a diferença significativa estatisticamente entre os grupos de cimentos foi atribuída à elevada retenção do cimento resinoso adesivo.

Rueggeberg e Caughman (1993) examinaram a extensão de polimerização utilizando um espectroscópio infravermelho de quatro marcas comerciais de

cimentos resinosos duais que foram submetidos a várias condições de fotopolimerização. Especificamente, foi analisada a habilidade do componente de ativação química alcançar níveis equivalentes de conversão de monômero, assim como o de ativação pela luz. Os resultados obtidos neste estudo indicam que, dos produtos testados, nenhum deles obteve valores de polimerização química que equivalassem à polimerização obtida quando uma intensidade máxima de luz foi utilizada. Também foi observado que houve falta de um aumento na conversão destes materiais após a primeira hora de manipulação. Concluíram que não houve evidências indicando que um aumento substancial na conversão de monômeros foi encontrado em 24 horas, comparando aos 60 minutos iniciais, após a manipulação do cimento e que para a maioria dos sistemas resinosos testados, a polimerização observada em 10 minutos após a manipulação foi quase equivalente à polimerização depois de 24 horas.

White (1993) ressaltou que os agentes de cimentação formam uma ligação crítica, mas pouco resistente entre a prótese fixa e suas estruturas dentais de suporte. Os agentes de cimentação devem resistir a tendência de escoar sob cargas oclusais pesadas. A deformação permanente ou plástica resultará em perda da adaptação do cimento ao dente ou a restauração, o que poderia resultar em formação de fendas, micro-infiltração e perda da retenção. Os efeitos deletérios da deformação plástica tornam-se mais significantes quanto maior for a espessura da película de cimento, adaptações deficientes das peças protéticas, formas de retenção e resistência deficientes e grandes cargas oclusais. Os cimentos resinosos são amplamente insolúveis no meio oral, mas eles absorvem água. A absorção de água excessiva terá um efeito deletério nas propriedades físicas dos cimentos resinosos. Os agentes de cimentação resinosos devem conter partículas de carga inorgânicas suficientes e apresentar suficiente polimerização para prevenir o escoamento ou a deformação sob cargas funcionais. A disponibilidade de agentes adesivos dentinários confiáveis tem promovido vantagens a esta classe de cimentos, quando comparada a outros agentes cimentantes.

White e Yu (1993a) compararam as resistências à compressão e tração diametral de uma ampla variedade de agentes cimentantes, tendo o cimento de fosfato de zinco, como o grupo controle. Os corpos de prova úmidos foram montados verticalmente em uma máquina de teste universal (Instron Corp, Canton, Mass.). Os corpos de prova foram comprimidos a uma velocidade de teste de 0.05cm/min e a carga que fraturou os corpos de prova foi registrada. Dez corpos de prova foram confeccionados e testados para cada grupo. Diferenças consideráveis nas resistências à compressão e tração diametral foram registradas entre os grupos dos agentes cimentantes. Todos os agentes cimentantes adesivos foram significativamente mais resistentes sob tração e compressão, quando comparados ao cimento de fosfato de zinco. Observaram que no teste de resistência à tração diametral, nenhuma deformação plástica significativa dos corpos de prova foi registrada, antes da fratura. Concluíram que os cimentos mais resistentes promovem uma melhor distribuição de tensão, uma menor probabilidade de falha compressiva ou de tração e maiores probabilidades de sucesso clínico.

White e Yu (1993b) propuseram-se a comparar o teor de carga, a resistência à compressão e tração diametral, a espessura de película e a microdureza de uma variedade de cimentos resinosos para fixação de próteses fixas. Afirmaram que até então nenhuma avaliação compreensiva das propriedades físicas dos agentes cimentantes resinosos havia sido reportada. Diferenças consideráveis foram encontradas nas propriedades físicas entre os cimentos resinosos testados. Os resultados deste estudo sugeriram que a quantidade de carga dos cimentos está relacionada à resistência à compressão e tração diametral. Concluíram que dentro dos parâmetros deste estudo e dos produtos testados, o teor de carga e as propriedades físicas dos agentes cimentantes resinosos variaram grandemente entre os produtos testados. Maiores conteúdos de partículas parecem estar relacionados a uma maior resistência à compressão e tração diametral.

Christensen (1993) ressaltou que há vinte anos atrás o uso de um material resinoso para a cimentação de restaurações não era popular. Muitos profissionais consideravam esta prática questionável, considerando suas propriedades físicas e possíveis danos à polpa. Considerou que o aumento no uso dos cimentos resinosos

deve-se a algumas razões, como a melhora de suas propriedades físicas, insolubilidade no meio bucal, adesão à estrutura dental associada a um agente adesivo dentinário, introdução de restaurações estéticas de cerâmica e de resina composta que requerem o uso de cimentos resinosos, reduzido potencial para causar dano pulpar e reduzida sensibilidade pós-operatória.

Pameijer e Nilner (1994) consideraram que o último passo crítico na execução de uma restauração protética é a cimentação permanente. Com o desenvolvimento de novos agentes cimentantes, os profissionais têm que estar cientes quanto às propriedades físicas e biológicas, tanto quanto à performance clínica a longo prazo destes materiais. A cimentação é um fator altamente crítico que contribui significativamente para o sucesso e a longevidade da restauração final. Citaram, sendo os cimentos resinosos os mais novos agentes de cimentação disponíveis. Eles reagem através de uma reação de polimerização, e são praticamente insolúveis, fáceis de manuseio e aderem-se ao esmalte tratado com um agente de união intermediário. Finalizaram, considerando a idade do paciente, a estimativa da quantidade de dentina remanescente, o tipo de preparo, a quantidade de estrutura dental removida, o tempo de permanência das coroas provisórias e o conforto do paciente como fatores que devem determinar a seleção do agente cimentante final.

Kamposiora et al. (1994) examinaram os efeitos da configuração marginal de coroas, o tipo e a espessura do cimento, quanto aos níveis e padrões de tensão nas camadas de cimento, durante cargas oclusais normais. Análise do elemento finito foi utilizada para determinar os níveis e distribuições de tensão, com aplicação de cargas oclusais de 10 MPa, em coroas totais unitárias. Constataram que as tensões no cimento foram baixas, apesar das combinações da configuração marginal; o cimento de fosfato de zinco exibiu médias de tensões maiores, quando comparado aos cimentos de policarboxilato, ionômero de vidro ou cimentos resinosos. Houve uma diferença mínima de tensão em função da espessura do cimento, e a análise de fadiga previu performance clínica aceitável para todos os cimentos. Os autores ainda consideraram que tensão excessiva ou ciclos de fadiga podem criar micro-fraturas no cimento e promover a micro-infiltração de bactérias e alterações na distribuição de tensão para os tecidos de suporte. A micro-infiltração de bactérias ou de seus

subprodutos pode resultar da contração de polimerização, dissolução ou da microfratura do agente de cimentação.

Uctasli; Hasanreisoglu; Wilson (1994) determinaram o efeito da atenuação de várias espessuras e opacidades das porcelanas, sob radiação e a subsequente polimerização de diferentes tipos de cimentos à base de resina. Esclareceram que a dureza e o grau de conversão destes materiais diminui com o aumento da profundidade da superfície exposta. Adicionalmente, a intervenção da porcelana, entre a fonte de luz e os cimentos resinosos, pode contribuir para uma polimerização incompleta. Os autores têm observado que uma polimerização incompleta dos cimentos resinosos é acompanhada pela diminuição das propriedades mecânicas e da performance clínica destes materiais. Observou-se ainda que, à medida que se aumentava a espessura de porcelana, diminuía-se os valores de dureza dos materiais. Estes resultados não suportam o conceito de que o componente ativador químico proverá o endurecimento destes cimentos, em partes do dente não alcançadas pela luz, dentro de um período de 24 horas. Pôde-se concluir que o efeito de atenuação da porcelana na penetração da luz é dependente da composição dos cimentos, tanto quanto, da espessura e opacidade da porcelana. Além de que, materiais micro-particulados apresentam uma performance melhor do que materiais híbridos, por causa da melhora na transmissão da luz.

Darr e Jacobsen (1995) investigaram a eficiência e a taxa de polimerização de agentes de cimentação duais, quando estes foram polimerizados sob as instruções do fabricante, com fonte de luz apropriada, e sob condições onde a luz foi excluída e a polimerização foi confiada somente à reação química. Embora a conversão, como demonstrada pelos valores de dureza, foi boa, ainda permanece o fato de que os cimentos testados necessitaram de 24 horas para alcançar suas polimerizações máximas. Os resultados sugeriram que os cimentos foram de fato ineficientemente polimerizados pela ativação dual ou química durante os primeiros estágios da cimentação da restauração. Se a ativação do material dependeu somente da reação química, sugeriu-se que o “inlay” poderia ser deslocado nos procedimentos de acabamento. Afirmaram que é provável que a ativação pela luz, com o condicionamento ácido do esmalte, sejam responsáveis pela estabilização da

restauração enquanto a ativação mais demorada ocorre nas regiões mais profundas. Uma outra possibilidade é que a restauração poderia se tornar mais vulnerável sob cargas nas primeiras 24 horas. Os corpos de prova polimerizados pela luz tiveram maiores valores de resistência flexural e dureza. Como a ativação química é freqüentemente insuficiente para estimular completamente os cimentos resinosos de polimerização dual, uma ativação com a luz permanece essencial para garantir uma taxa de conversão adequada do material. Os autores recomendaram que na tentativa de prover uma polimerização satisfatória quando a fonte de luz é atenuada pelo ar, dente ou pela restauração, os fabricantes deveriam aumentar as concentrações de amina terciária. Entretanto, isto causaria um efeito indesejável, fazendo do material menos estável em relação à cor.

El-Badrawy e El-Mowafy (1995) avaliaram o endurecimento de um grupo de cimentos resinosos de ativação dual, quando a polimerização foi dada somente pela ativação química e os que polimerizaram tanto quimicamente, quanto através da luz. O efeito da espessura da cerâmica e da resina dos “inlays” no endurecimento dos cimentos também foi investigado. A extensão da polimerização dos cimentos testados polimerizados somente pelo componente químico foi significativamente mais baixo do que quando foram polimerizados tanto quimicamente, quanto através da fotopolimerização. Quanto à espessura do material restaurador, a redução gradual que ocorreu com os valores de dureza com o aumento da espessura pôde ser atribuída à atenuação da luz causada pelo aumento da opacidade, aumentando a espessura do espaçador.

Peutzfeldt (1995) avaliou “*in vitro*” o desgaste, a quantidade de ligações duplas remanescentes e a quantidade de partículas inorgânicas em volume, de oito cimentos resinosos duais. E avaliou também o efeito da luz fotopolimerizadora no desgaste e quantidade de ligações duplas remanescentes. A quantidade de ligações duplas remanescentes medida reflete não somente o efeito dos dois mecanismos catalisadores de um cimento resinoso, mas também caracteriza toda composição do cimento resinoso - por exemplo, os tipos de monômeros utilizados e a proporção entre os monômeros. Diferenças entre os cimentos, em relação à composição, provavelmente conta para a diferença do nível de conversão entre os cimentos

resinosos. Diferenças na eficiência da parte de reação química e da parte de reação de fotopolimerização são responsáveis pelo grau de fotopolimerização. Quanto ao desgaste dos cimentos, quanto maior o teor de carga e o grau de conversão, maior é a resistência ao desgaste. Informação sobre o teor de carga de um compósito específico é prontamente acessível, enquanto informação sobre o grau de conversão é muito difícil para se obter. Conseqüentemente, usar o teor de carga como um critério de seleção de cimentos resinosos pode ser praticável e recomendável. Diferenças substanciais foram encontradas em relação ao desgaste, quantidade de ligações duplas remanescentes, teor de carga e o efeito da luz na reação de presa dos oito cimentos testados.

Burgess; Norling; Cardenas (1996) estudaram duas categorias de agentes cimentantes que liberam flúor: os cimentos ionômeros de vidro modificados com resina e alguns cimentos resinosos. Este estudo mediu a liberação de flúor a curto prazo e a resistência flexural de cinco novos agentes de cimentação. Os cimentos resinosos obtiveram a resistência flexural significativamente maior, comparada aos cimentos de ionômero de vidro modificados com resina. Concluíram que em termos de resistência, os cimentos resinosos são preferidos, mas considerando a liberação de flúor, opta-se pelos cimentos de ionômero de vidro modificados com resina.

Mccomb (1996) salientou que a cimentação de restaurações indiretas tem se tornado muito mais complexa nos últimos anos, com várias opções de classes de materiais para cimentação, cobrindo uma larga variedade de situações clínicas e tendo um aumento na ênfase da adesão. A escolha do cimento apropriado poderia ser determinada pela situação clínica, sendo que, uma escolha inapropriada afetaria, em muitos casos, significativamente o prognóstico da restauração final. Confirmou que fracassos ocorrem e agora muitos profissionais optam por cimentos com melhores atributos físicos que poderiam proporcionar propriedades terapêuticas ou adesivas adicionais. Considerou também que os cimentos resinosos são geralmente resinas modificadas, que quando combinadas com procedimentos adesivos propiciam um cimento extremamente forte, muito retentivo e quase insolúvel frente aos fluidos orais. Enfatizou que para a obtenção de uma adequada resistência, retenção e longevidade das restaurações cimentadas, uma completa polimerização

dos cimentos resinosos é essencial. E que, uma polimerização inadequada poderia ser também um fator de sensibilidade pós-operatória.

Pameijer e Jefferies (1996) afirmaram que, no passado, a retenção de próteses era dependente do embricamento mecânico, ou no caso de alguns tipos de cimentos, da adesão ao esmalte e dentina por quelação. Alguns novos cimentos aderem-se ao metal e à estrutura dental. A era das restaurações cimentadas adesivamente tem chegado em virtude dos agentes adesivos dentinários. Confirmaram que os novos desenvolvimentos são surpreendentes, entretanto, o tempo irá dizer se o cimento de fosfato de zinco, depois de mais de um século de serviços confiáveis, se tornará obsoleto.

Peters e Meiers (1996) avaliaram o efeito do modo de polimerização de um cimento resinoso dual, dependendo do tempo, na resistência de união ao cisalhamento à porcelana. Os resultados obtidos neste estudo indicaram que a máxima resistência de união ao cisalhamento do Variolink, com apenas a polimerização química, foi significativamente menor, quando da combinação das polimerizações química e pela luz. O tempo para alcançar estas resistências máximas de união diferiu significativamente entre as duas formas de polimerização. Quando se confiou somente na ativação química, levou-se 60 minutos para desenvolver uma resistência de união alta o suficiente para fraturar a porcelana, contra 5 minutos se irradiado pela luz. Acredita-se que estes achados poderiam ser considerados fatores importantes para os clínicos levarem em consideração, quando da utilização deste cimento resinoso. O fabricante do Variolink recomenda o ajuste e polimento imediato da restauração após a fotopolimerização. Porém, baseando-se nas informações deste estudo, seria mais prudente considerar este cimento como um material fotopolimerizável, com maiores exposições, para compensar a espessura e opacidade da restauração e do dente, assegurando uma fotopolimerização de todo cimento. Se houver a necessidade de depender somente do componente da reação química para o cimento polimerizar, estes achados indicaram que haverá uma perda significativa da resistência de união ao cisalhamento. Além da recomendação de se aplicar uma força maior na restauração por pelo menos uma hora após a cimentação.

Com relação à composição de materiais resinosos, Asmussen e Peutzfeldt (1998) determinaram o efeito de UEDMA, Bis-GMA e TEGDMA nas propriedades mecânicas selecionadas de compósitos resinosos experimentais. Os autores comentaram que as propriedades dos compósitos resinosos dependem de inúmeros fatores relacionados à matriz polimérica, às partículas de carga e da união entre as partículas e a matriz. Os resultados deste estudo mostraram que as propriedades mecânicas testadas foram influenciadas pela composição do monômero, e então pela natureza do copolímero constituindo a matriz. Pôde ser visto que a resistência aumentou quando o Bis-GMA ou o TEGDMA foi repostado pelo UEDMA, e quando o Bis-GMA foi repostado pelo TEGDMA. Estes resultados podem, em parte, serem explicados pelo grau de conversão da matriz polimérica. Porém, em relação à resistência flexural, a substituição de Bis-GMA por TEGDMA reduziu a mesma. Porém, isto não é facilmente explicável, visto que pelo constatado anteriormente, o grau de conversão aumentou com o conteúdo de TEGDMA. Concluíram que com a escolha ponderada de conteúdo relativo de UEDMA, Bis-GMA e TEGDMA, e em conjunto com uma seleção apropriada de partículas de carga, os compósitos podem ser designados para preencher as necessidades de indicações específicas de uso.

Dietschi e Spreafico (1998) consideraram que pelo fato da ativação química por si só ser geralmente insuficiente para polimerizar completamente os cimentos resinosos duais, uma fotoativação apropriada permanece essencial para garantir uma taxa de conversão ideal do material. E que a completa polimerização do cimento resinoso ativado pela luz apenas é dependente da espessura e opacidade do material restaurador. Completaram dizendo que o uso de um cimento resinoso com um alto teor de partículas e viscoso (de ativação dual) para a cimentação de restaurações tem vantagens óbvias sobre os cimentos convencionais ou quimicamente ativados.

Com relação aos cimentos resinosos, Nagem Filho; Schuckar; Maria (1998) afirmaram que frente à literatura consultada, no que se refere aos cimentos resinosos, estes seriam materiais formulados mais recentemente e que apresentariam resistências à tração e compressão mais elevadas, associadas à

elevada adesividade às estruturas dentais. A resistência à compressão poderia ser considerada um indicador crítico de sucesso dos materiais odontológicos, pois seria necessária uma alta resistência à compressão para que eles resistissem adequadamente aos esforços mastigatórios diretos. Os valores de resistência dos materiais já disponíveis e utilizados com sucesso pelos profissionais, há longo tempo, poderia servir como parâmetro de comparação ao se estudar a resistência de novos produtos similares. A resistência à tração também seria importante, pois é sabido que os cimentos são frágeis e, portanto, apresentariam grande possibilidade de falharem nos testes de tração. Embora a resistência não fosse utilizada como um critério único para a seleção de um determinado agente para cimentação, os cimentos mais resistentes possibilitariam uma melhor distribuição dos esforços mastigatórios. Desta forma, se as demais características fossem semelhantes, o material que apresentasse a maior resistência deveria ser escolhido.

Rosenstiel; Land; Crispin (1998) realizaram uma revisão de diversas publicações científicas, consideradas pertinentes no que tange os diversos sistemas de cimentação existentes, possibilitando uma escolha mais adequada do agente cimentante. Nesta revisão, afirmaram que muitas alternativas de materiais têm sido introduzidas e recentemente os cimentos resinosos têm se tornado popular, primariamente por eles terem suprido as desvantagens de solubilidade e falta de adesão. Salientaram também que em relação às propriedades mecânicas, os agentes de cimentação com partículas de carga geralmente exibem valores mais altos, em comparação aos tradicionais e aos sem conteúdo de carga. Pesquisadores têm procurado melhorar as propriedades dos agentes de cimentação modificando a sua composição.

Radz e Leinfelder (1998) realizaram um estudo quanto às aplicações clínicas dos cimentos resinosos. Para iniciar, comentaram que os cimentos resinosos são virtualmente insolúveis nos fluidos orais. Além do mais, e talvez mais importante, os cimentos à base de resina oferecem potencial para uma incomparável adesão. Em conjunto com as técnicas mais recentes de adesão, tornaram possível a adesão de cerâmicas, metal e restaurações de resinas compostas ao dente preparado, sem a preocupação de deslocar. Afirmaram que os cimentos resinosos oferecem uma

grande resistência contra fraturas, em associação às restaurações cerâmicas. Além desta classe de agentes de cimentação prover um alto nível de adesão, e com isso, uma melhor distribuição das forças aplicadas ao longo da interface dente/restauração.

Quanto ao processo de polimerização dos cimentos resinosos, El-Mowafy; RUBO; El-Badrawy (1999) avaliaram o endurecimento de um grupo de oito cimentos resinosos duais, quando somente polimerizaram-se quimicamente e quando sofreram a polimerização dual. Também, foi investigado o efeito da espessura de cerâmica de restaurações do tipo “inlay”, no endurecimento destes cimentos. O grau de endurecimento dos cimentos testados, o qual é um indicador da extensão de polimerização, foi significativamente mais baixo quando somente a presa química foi usada. Diferente do grau de endurecimento quando os cimentos foram submetidos à polimerização dual. Para muitos dos cimentos testados, houve uma diminuição significativa nos valores de endurecimento, quando a espessura da cerâmica variou de 2 a 3 mm. Alguns cimentos, como o Variolink, a polimerização apenas na forma química, resultou em um endurecimento menor que 50% do que aquele obtido quando a polimerização dual foi utilizada, mesmo depois de uma semana de armazenamento. Para o Enforce, o grau de polimerização não variou quando foram utilizadas as duas reações de ativação. A razão para esta variabilidade entre os cimentos parece ser devido à maneira pela qual estes cimentos foram formulados. Quando uma quantidade suficiente de ativador químico é incorporada ao material, isto permite que o cimento atinja uma quantidade suficiente de endurecimento na ausência da luz. Porém, quando o elemento ativador químico é deficiente, o máximo de endurecimento do cimento não pode ser atingido.

Estudando diversos agentes de cimentação odontológicos, Arnold; Vargas; Haselton (1999) descreveram vários tipos de cimentos, entre eles, os cimentos resinosos que são variações de resinas de Bis-GMA e outros metacrilatos. Confirmaram que a maioria dos cimentos resinosos adesivos é composta de 50% a 70% do peso, com vidro ou sílica; exibem uma alta resistência à compressão e tração e são virtualmente insolúveis no meio oral.

Salientaram também que eles possuem variadas e complexas formulações químicas que afetam suas propriedades físicas, longevidade e adaptabilidade às situações clínicas.

Li e White (1999) estudando as propriedades mecânicas dos agentes de cimentação odontológicos relataram que os diferentes tipos de cimentos comportam-se mecanicamente de diversas maneiras. Os cimentos devem manter sua integridade, enquanto as tensões são transferidas das coroas protéticas e próteses parciais fixas, à estrutura dental. Afirmaram que a tensão causa deformação, mais claramente alteração na forma do corpo, a qual pode ir desde a deformação elástica reversível, a uma deformação plástica permanente, e à fratura. E que o deslocamento das restaurações pode estar relacionado diretamente ao fracasso mecânico puro dos cimentos dentais. Salientaram que poucos artigos que relatam a performance clínica comparativa entre os cimentos dentais têm sido publicados. As propriedades mecânicas ideais, ou o comportamento de tensão / deformação dos cimentos dentais são desconhecidos. Desta forma, este estudo é um passo inicial em direção à eventual correlação das propriedades mecânicas com a performance clínica. Nesta pesquisa, oito cimentos dentais representativos foram utilizados, sendo submetidos a testes relacionados às propriedades físicas. Os corpos de prova úmidos foram submetidos a uma máquina de teste universal servohidráulica com um peso de 20.000 libras (Instron, Canton, Mass.), a uma velocidade de teste de 0.5 ou 5mm/min. Foi plotado então um gráfico de carga X tempo. No teste flexural nenhuma deformação permanente foi demonstrada em quaisquer cimentos. Os materiais mais resinosos exibiram resistências flexurais em ordem de magnitudes maiores, do que os outros cimentos. Isto indicou que quanto mais resinosos eram os materiais, muitos menos friáveis, comparados aos outros materiais quando testados em flexão. Neste estudo, a velocidade de aplicação da carga não teve efeitos estatisticamente significantes na resistência flexural. Como todos os corpos de prova de teste falharam sem qualquer deformação permanente mensurável, as resistências flexurais foram coincidentes para cada material. Enormes diferenças no comportamento flexural entre os tipos de cimentos foram encontradas, podendo estas diferenças ser consideradas em implicações clínicas. Os cimentos resinosos e um dos cimentos de ionômero de vidro modificado com resina foram muito mais

vezes resistentes (até 20x) em flexão do que os outros cimentos. Enfatizaram que maiores informações clínicas são urgentemente necessárias para que parâmetros de sucesso clínicos críticos sejam elucidados e a escolha clínica racional possa ser feita.

Quanto aos materiais mais modernos para cimentação, Duke (1999) afirmou que os cimentos são freqüentemente o passo crítico entre o sucesso e o fracasso do procedimento restaurador. O critério de seleção de um material de cimentação pode ser complexo e sempre envolve um número de parâmetros. O contínuo desenvolvimento dos cimentos à base de resina tem oferecido materiais com propriedades físicas e mecânicas mais favoráveis, assim como com características estéticas evidentes para complementar os materiais restauradores estéticos mais recentemente introduzidos no mercado. Melhoras nas características de solubilidade e adesividade têm sido evidentes nestes materiais. As propriedades físicas que são mais importantes em relação aos cimentos resinosos, incluem uma fina película de cimento, a total falta de solubilidade na cavidade oral, e altas resistências à compressão e tração.

Platt (1999) avaliando os cimentos resinosos, afirmou que normalmente deve-se analisar a resistência e outras propriedades importantes quando da avaliação de um agente cimentante. As tensões intra-orais têm um papel importante no sucesso do agente de cimentação. As propriedades mecânicas dos cimentos estão relacionadas a estes mecanismos de fracasso. Por o ingresso de bactérias ser uma forma muito mais incidente no fracasso dos cimentos, a micro-fratura e a deformação destes materiais pode ser a forma mais importante de fracasso a se prevenir. Acrescentou ainda que a resistência limite pode desempenhar um papel importante na prevenção de micro-fraturas, embora os cimentos resinosos tenham uma boa performance frente a estas propriedades. A contração de polimerização também contribui para as tensões interfaciais e diminui a predictibilidade destes cimentos. A interação do agente cimentante com a estrutura dental é um fator importante para o sucesso clínico. Isto se deve ao fato da associação destes cimentos aos sistemas adesivos. Concluiu que grandes avanços têm sido realizados no uso dos cimentos resinosos na odontologia. Deixou evidente que sua performance não é garantida e a aplicação

destes materiais em situações clínicas específicas requer conhecimento, julgamento e entendimento.

Conceição et al. (2000) comentaram que a composição básica dos cimentos resinosos é similar à das resinas compostas, ou seja, apresenta uma matriz orgânica e uma inorgânica unidas pelo silano. Estes cimentos apresentam propriedades superiores comparativamente aos cimentos odontológicos tradicionais. Atualmente, os cimentos resinosos também têm sido largamente empregados em função da possibilidade de união, tanto à estrutura dental, quanto ao material restaurador indireto, através da associação com os sistemas adesivos. Outro aspecto interessante é a quase total insolubilidade destes cimentos no meio bucal. Sugeriram que como há uma grande variedade de marcas comerciais de cimentos resinosos disponíveis no mercado, é importante que o profissional saiba classificar e identificar os mecanismos de ativação e as propriedades desses cimentos, a fim de selecioná-los adequadamente para as diversas situações clínicas.

El-Mowafy e Rubo (2000) estudaram e avaliaram a influência da espessura de restaurações do tipo “inlay” e “onlay” de resina composta, no endurecimento, de oito cimentos à base de resina, de polimerização dual. O cimento Variolink teve um componente de ativação química relativamente fraco, sendo capaz de atingir somente 30% ou menos do endurecimento máximo quando a espessura da resina composta foi de 5mm, mesmo quando as medições foram feitas uma semana após a polimerização dual. Valores baixos de dureza indicam a presença de um mecanismo de ativação química fraco, o qual pode comprometer a qualidade do cimento em áreas não acessíveis a presença da luz. O cimento Enforce exibiu os maiores valores de dureza, os quais foram sustentados em restaurações com espessura de até 6 mm. Reforçaram o fato de que, quando da fabricação dos cimentos de polimerização dual, a proporção dos ingredientes deve ser feita de tal forma que os materiais sejam capazes de atingir um grau de endurecimento através da autopolimerização, similar ou pelo menos não significativamente mais baixo, que aquele atingido através da polimerização dual.

Fraga; Luca-Fraga; Pimenta (2000) propuseram-se a avaliar algumas propriedades físicas de alguns cimentos resinosos e de um cimento de fosfato de zinco, que serviu como o grupo controle. Comentaram que a performance clínica dos agentes cimentantes depende de suas propriedades físicas. Alguns cimentos resinosos têm sido desenvolvidos com propriedades físicas melhoradas, comparadas aos cimentos de fosfato de zinco. Diferentes tipos de partículas inorgânicas podem ser responsáveis pelas diferenças entre os materiais. O resultado do presente estudo sugeriu que os cimentos resinosos apresentam boas propriedades mecânicas. Embora, o uso clínico destes materiais deve depender de regras básicas relacionadas à aplicação de procedimentos adesivos, procedimento este, que aumenta a efetividade das restaurações indiretas.

Örtengren et al. (2000) avaliaram se existe diferença na absorção de água entre cimentos resinosos de diferentes viscosidades e se a água tem influência nas propriedades flexurais destes cimentos. Todos os corpos de prova de cada viscosidade obtiveram valores acima de 50 MPa. Os corpos de prova armazenados em água obtiveram uma resistência flexural menor do que os armazenados a seco. Nenhuma diferença na absorção de água estatisticamente significativa foi registrada entre as duas viscosidades testadas. A razão pela não existência de diferença entre as duas viscosidades é provavelmente por causa da mínima diferença na composição. No presente estudo, todos os corpos de prova de cimentos resinosos testados demonstraram valores de resistência flexural de acordo com os requerimentos do padrão da ISO, embora os corpos de prova armazenados em água demonstraram uma resistência flexural mais baixa que os armazenados a seco. Todos os corpos de prova exibiram uma resistência flexural maior depois de 60 dias, do que eles apresentaram inicialmente. A razão para isto não pode ser completamente explicada. Concluíram que a água tem um efeito importante nas propriedades flexurais dos materiais de compósitos resinosos.

Caughman; Chan; Rueggeberg (2001) conduziram um estudo para determinar se os seis cimentos resinosos duais testados poderiam ser classificados como cimentos resinosos “multiusos” após 7 dias de armazenamento na ausência de luz e à temperatura ambiente. Para maioria dos cimentos testados neste cenário, o uso dos

de polimerização dual resultou em uma conversão maior, do que quando o cimento foi polimerizado somente pela luz. Embora exista uma relação entre a extensão de conversão do compósito e o aumento das propriedades físicas, um cuidado deve ser tomado para não inferir no sucesso clínico apenas pelos valores de conversão. A conversão do cimento Variolink II, testado neste estudo na ausência da luz, produziu somente 62% do valor máximo de conversão. Para ajudar a esclarecer a absoluta relação entre o percentual de conversão e as propriedades físicas de um compósito, mais testes são necessários. Concluiu-se que o máximo de conversão para um cimento resinoso polimerizado de forma dual foi maior que a conversão máxima do cimento fotopolimerizado, em uma pasta única. Quando da cimentação de restaurações com espessura superior a 3mm, o uso de cimentos de polimerização dual pode ser mais efetivo. A extensão na qual os cimentos de polimerização dual são capazes de autopolimerizar, pareceu ser específica de cada produto. A escolha de um cimento dual deve ser baseada na sua proposta de utilização, porque nem todos os produtos polimerizam adequadamente em todas as situações clínicas. Caso isto venha ocorrer, suas propriedades físicas e biológicas podem ficar comprometidas.

Hofmann et al. (2001) em seu trabalho testaram se o mecanismo de polimerização química dos cimentos resinosos de ativação dual disponíveis comercialmente é efetivo na polimerização destes materiais, após 24 horas de armazenamento. Além, de determinar a influência da irradiação através de uma camada de porcelana dental de 2 a 5 mm, na fotopolimerização e na polimerização dual. Como a medida direta de conversão de ligações duplas não é facilmente alcançada, a polimerização foi estudada indiretamente medindo a resistência flexural, o módulo de elasticidade e a dureza de superfície. Como resultados, todos os cimentos de polimerização dual apresentaram a resistência flexural, o módulo elástico e as durezas mais elevadas, que quando submetidos somente à fotoativação, independentemente se a irradiação foi aplicada diretamente ou através da porcelana com espessura de 2 a 5 mm. Para os corpos de prova de polimerização dual, a irradiação através da porcelana não reduziu a resistência flexural de nenhum material. Os autores afirmaram que as propriedades mecânicas dos cimentos resinosos são influenciadas pelo tipo e composição da matriz resinosa,

pelo tipo de partículas, pela quantidade de carga e modo de polimerização. As partículas de carga incorporadas à matriz provêm melhores propriedades mecânicas do que a matriz sozinha. Assim sendo, até um determinado limite, um teor de carga mais alto pode ser esperado para melhorar as propriedades mecânicas dos cimentos. As diferenças entre os cimentos resinosos incluídos neste estudo podem ser explicadas por suas diferentes quantidades de carga. Estas diferenças são inerentes aos materiais e não podem ser compensadas pelo modo de polimerização. Para os materiais testados neste estudo, a eficiência da ativação química foi claramente verificada.

Braga; César; Gonzaga (2002) propuseram-se a verificar se existe uma correlação positiva entre a dureza (como uma medida indireta do grau de conversão) e a resistência flexural de quatro cimentos resinosos: um auto-polimerizável (C&B), um auto-polimerizável e dual (RelyX CRA) e finalmente dois deles, auto-polimerizáveis, fotopolimerizáveis e duais (Enforce e Variolink II), testados em 24 horas de armazenamento. Os resultados do teste de dureza deste estudo mostraram que os cimentos duais dependem da fotoativação para atingirem valores de dureza mais elevados. Todos os grupos de polimerização química, exceto do Enforce, testados em mais de um modo de ativação, apresentaram a dureza mais baixa para o modo de polimerização química. Neste estudo não houve uma correlação estatisticamente significativa entre a dureza e a resistência flexural nos grupos experimentais.

3 PROPOSIÇÃO

Tendo em vista a influência do grau de polimerização nas propriedades mecânicas dos materiais resinosos, este trabalho teve por objetivo determinar a resistência flexural de três cimentos resinosos comerciais do tipo dual, com e sem a fotopolimerização, aos 30 minutos e 24 horas de tempo de pós-ativação.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Materiais

Para a realização deste trabalho foram selecionadas três marcas comerciais de cimentos resinosos de dupla polimerização, facilmente encontradas no comércio especializado (FIG. 1A a 1C).

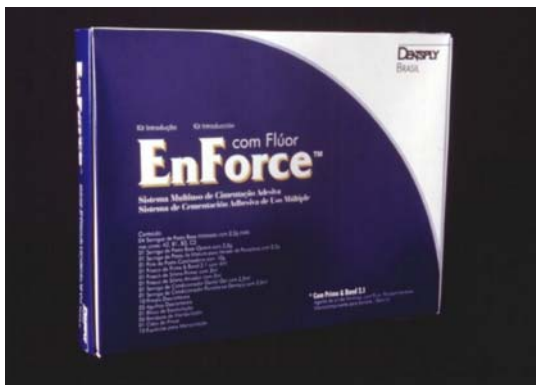


Figura 1A – Cimento resinoso dual (Enforce, Dentsply Ind. e Com.).



Figura 1B – Cimento resinoso dual (RelyX CRA, 3M ESPE).



Figura 1C – Cimento resinoso dual (Variolink II, Ivoclar-Vivadent).

São materiais resinosos constituídos, basicamente, de partículas inorgânicas de vidro e/ou de sílica coloidal unidas a uma matriz de resina à base de Bis-GMA e/ou UEDMA e TEGDMA, através de um agente de ligação do tipo gamatrimetóxi-propilsilano. São cimentos denominados duais por apresentarem duplo sistema de ativação: um sistema químico à base de peróxido/amina e um sistema físico à base de luz visível/canforoquinona/amina. Algumas características individuais dos três cimentos selecionados encontram-se descritas na Tabela 1.

Tabela 1 – Características e informações dos cimentos resinosos selecionados

Marca Comercial	Matriz Resina	Carga %	Sistema Ativação	Lote Código
Enforce (Dentsply)	Bis-GMA / TEGDMA	66,0	Dupla	Base: 65533 / 67331 / 67331 / 67331 Catalisador: 66205 / 67966
RelyX CRA (3M ESPE)	Bis-GMA / TEGDMA	67,5	Dupla	BFBF / BTBT / BWBW / CBCB / CBCB
Variolink II (Ivoclar-Vivadent)	Bis-GMA / UEDMA / TEGDMA	73,0	Dupla	Base: D52080 / B23327 / B25605 / B23598 / B23598 Catalisador: C15026 / B18868 / B25948 / D20819 / B25948

4.2 Confeção dos Corpos de Prova

A realização da etapa laboratorial deste trabalho obedeceu às recomendações da norma da ISO (International Standard Organization), padrão 4049: 2000, para materiais de preenchimento, restauradores e de cimentação à base de polímero.

Foram confeccionados corpos de prova dos cimentos resinosos previamente selecionados, através da dupla ativação ou da ativação apenas química, para serem submetidos ao teste de resistência flexural aos 30 minutos ou às 24 horas, após o início da polimerização.

Inicialmente seria confeccionado um total de 144 corpos de prova, distribuídos em 4 grupos, de 36 amostras cada um, de acordo com a marca comercial do

cimento, a forma de ativação e o tempo de armazenamento das amostras, conforme a Tabela 2. Porém, no grupo B dos três cimentos e no grupo C do cimento Variolink II, os corpos de prova que foram confeccionados a mais por medida de segurança, também foram submetidos ao teste de resistência flexural e incluídos na análise estatística, após o parecer do estaticista, relatando que o número desigual de corpos de prova entre os grupos não alteraria os resultados.

Tabela 2– Divisão dos grupos

	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Grupo D	Total
	Ativação dupla 30 minutos	Ativação dupla 24 horas	Ativação química 30 minutos	Ativação química 24 horas	
Enforce	12	15	12	12	51
RelyX CRA	12	16	12	12	52
Variolink II	12	13	13	12	50

4.2.1 Instrumental utilizado no preparo das amostras

- a) Molde de aço inoxidável para a preparação das amostras, medindo (25 ± 2) mm x $(2 \pm 0,1)$ mm x $(2 \pm 0,1)$ mm
- b) Lâminas de alumínio
- c) Lâminas de vidro para microscopia
- d) Grampo para prender as lâminas de alumínio
- e) Placa de vidro
- f) Tiras de poliéster
- g) Espátulas de inserção para resina composta
- h) Aparelho Fotopolimerizador OPTILIGHT 600 (Gnatus)
- i) Lixas de papel de granulação 320
- j) Água destilada
- k) Recipiente para o armazenamento das amostras
- l) Paquímetro

4.2.2 Dupla ativação (dual)

Os corpos de prova foram confeccionados a partir de um molde metálico bipartido (FIG. 2A).



Figura 2A – Molde metálico bipartido utilizado para a confecção dos corpos de prova.

O molde foi posicionado sobre uma placa de vidro e interpostos entre eles havia uma lâmina de vidro para microscopia e uma tira de poliéster (FIG. 2B).



Figura 2B – Molde metálico bipartido posicionado sobre uma placa de vidro, interpostos com uma lâmina de vidro para microscopia e uma tira de poliéster.

O cimento foi preparado e manipulado de acordo com as instruções do fabricante. O molde foi então imediatamente preenchido com o auxílio de uma espátula de inserção para resina composta (FIG. 2C).

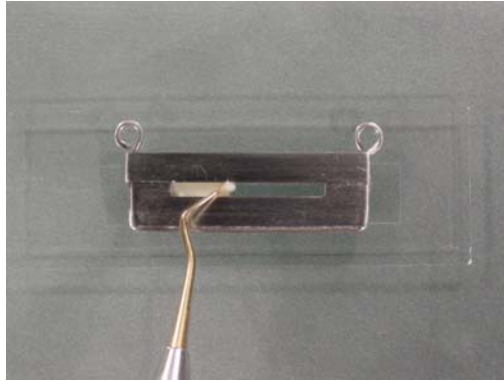


Figura 2C – Preenchimento do molde metálico bipartido com cimento resinoso.

Sendo então, o molde coberto com uma segunda tira de poliéster e lâmina de vidro para microscopia (FIG. 2D).



Figura 2D – Recobrimento do molde metálico bipartido com uma segunda tira de poliéster e lâmina de vidro para microscopia.

Em seguida, o cimento foi fotoativado de acordo com o tempo recomendado pelo fabricante, para cada ponto de fotoativação. Iniciou-se a fotoativação no centro do corpo de prova, em seguida, entre o centro e uma das extremidades de um lado. Posteriormente, entre o centro e a extremidade do outro lado. E finalmente, nas duas extremidades. Sempre cuidando para que toda extensão do corpo de prova fosse atingida pela irradiação. Logo após, virou-se o molde e repetiu-se o procedimento de fotoativação do outro lado do corpo de prova (FIG. 2E).

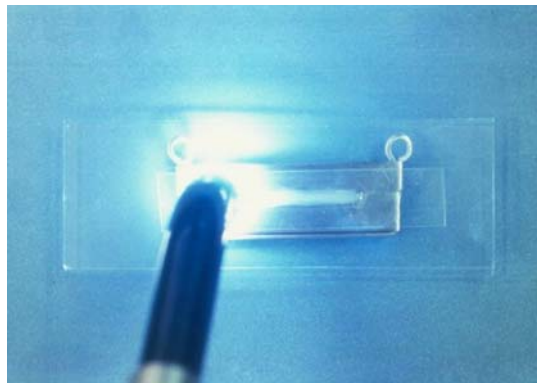


Figura 2E – Fotopolimerização do cimento resinoso inserido no molde.

O molde preenchido e já fotopolimerizado foi colocado em um recipiente com água destilada, e mantido à 37°C, durante 15 minutos. Então, abriu-se o molde metálico bipartido e retirou-se o corpo de prova (FIG. 2F).



Figura 2F – Corpo de prova recém-retirado do molde e com excessos de cimento.

Cuidadosamente removeu-se o excesso de material com uma lixa de papel de granulação 320 (FIG. 2G).

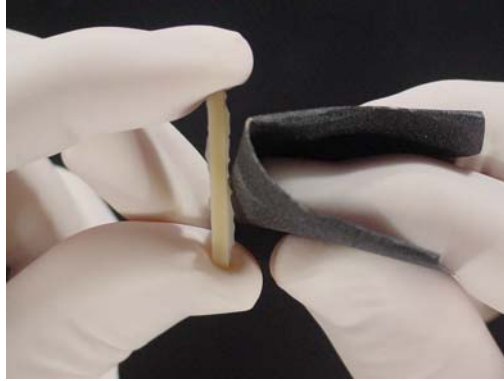


Figura 2G – Remoção dos excessos de cimento do corpo de prova com uma lixa de granulação 320.

Sendo então, o corpo de prova armazenado à 37°C, por 24 horas até o momento do teste (FIG. 2H).



Figura 2H – Corpo de prova pronto para ser armazenado até o momento do teste.

Para os corpos de prova que seriam testados 30 minutos após o início da fotoativação, os procedimentos foram os mesmos, apenas diferenciando-se no tempo de armazenamento final.

4.2.3 Ativação química

Os corpos de prova foram confeccionados a partir de um molde metálico bipartido (FIG. 3A).



Figura 3A – Molde metálico bipartido utilizado para a confecção dos corpos de prova.

O molde foi posicionado sobre uma placa de vidro e interpostos entre eles havia uma lâmina de metal, para impedir a penetração de luz durante a polimerização do cimento, e uma tira de poliéster (FIG. 3B).

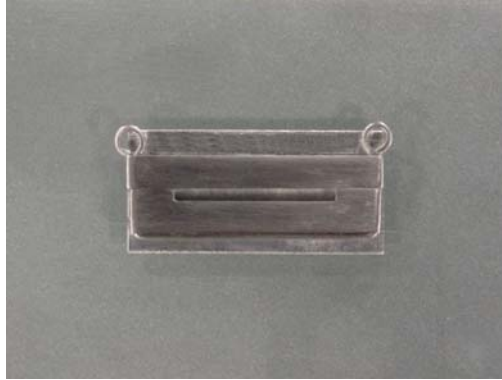


Figura 3B – Molde metálico bipartido posicionado sobre uma placa de vidro, interpostos com uma lâmina de metal e uma tira de poliéster.

O cimento foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante. O molde foi imediatamente preenchido com o auxílio de uma espátula de inserção para resina composta (FIG. 3C).

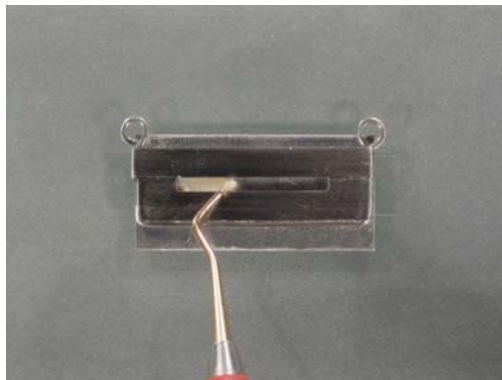


Figura 3C – Preenchimento do molde metálico bipartido com cimento resinoso.

Sendo então, o molde coberto com uma segunda tira de poliéster e lâmina de metal (FIG. 3D).

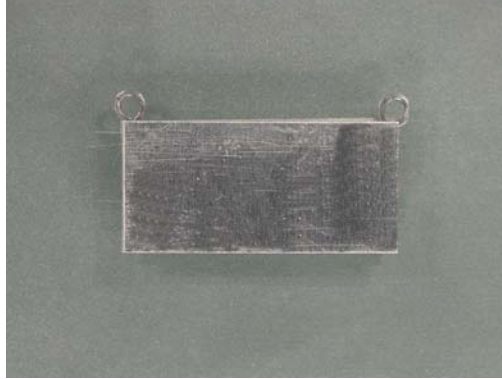


Figura 3D – Recobrimento do molde metálico bipartido com uma segunda tira de poliéster e lâmina de metal.

O molde ficou firmemente interposto entre as duas lâminas de metal às expensas da pressão de um grampo (FIG. 3E).



Figura 3E – Grampo prendendo firmemente o conjunto lâminas de metal / molde.

Após 3 minutos do início da mistura do cimento, este conjunto foi colocado em um recipiente com água destilada, e mantido à 37°C, durante 60 minutos. Após este tempo, removeu-se o grampo, abriu-se o molde metálico bipartido e retirou-se o corpo de prova (FIG. 3F).



Figura 3F – Corpo de prova recém-retirado do molde e com excessos de cimento.

Cuidadosamente removeu-se qualquer excesso de material com uma lixa de papel de granulação 320 (FIG. 3G).

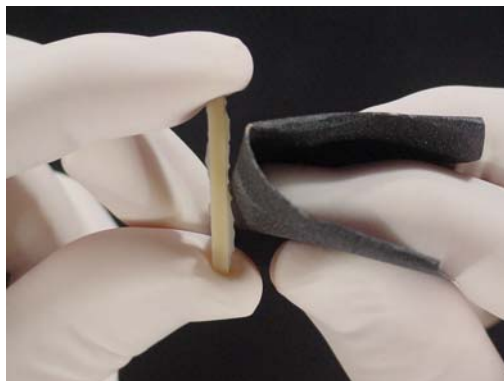


Figura 3G – Remoção dos excessos de cimento do corpo de prova com uma lixa de granulação 320.

Finalmente, o corpo de prova foi armazenado à 37°C, por 24 horas até o momento do teste (FIG. 3H).



Figura 3H – Corpo de prova pronto para ser armazenado até o momento do teste.

No caso dos grupos de cimentos que foram testados em 30 minutos, os procedimentos para a confecção dos corpos de prova foram os mesmos. Entretanto, o conjunto molde/corpo de prova, foi armazenado em água destilada à 37°C, por apenas 30 minutos.

4.3 Peça de Teste

A peça de teste consiste de dois cilindros medindo 2mm de diâmetro, montados paralelamente entre si, com uma distância de 20 mm entre eles. E um terceiro cilindro, também medindo 2mm de diâmetro, centrado entre, e paralelo aos outros dois. Os três cilindros em combinação puderam ser utilizados para aplicar uma carga de três pontos no corpo de prova (FIG. 4).



Figura 4 – Peças de teste utilizadas para a realização do teste de resistência flexural.

4.4 Teste de Resistência Flexural

Após 30 minutos ou 24 horas de armazenamento, os corpos de prova foram medidos individualmente com um paquímetro com precisão de $\pm 0,05\text{mm}$ para conferir a exatidão de suas dimensões: $(25\pm 2)\text{ mm} \times (2\pm 0,1)\text{ mm} \times (2\pm 0,1)\text{ mm}$ (FIG. 5A a 5C).

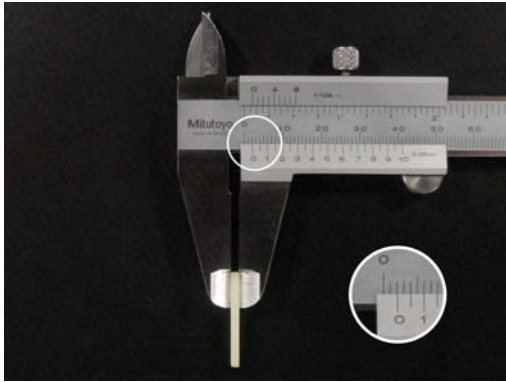


Figura 5A – Paquímetro conferindo a primeira dimensão do corpo de prova.

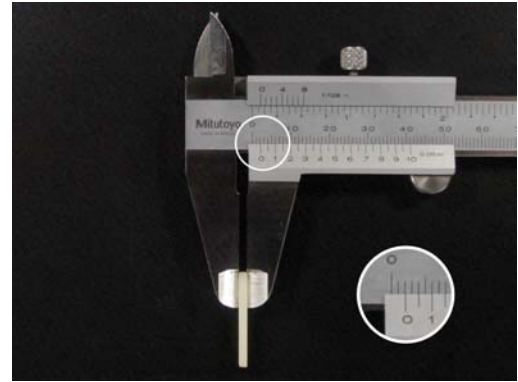


Figura 5B – Paquímetro conferindo a segunda dimensão do corpo de prova.

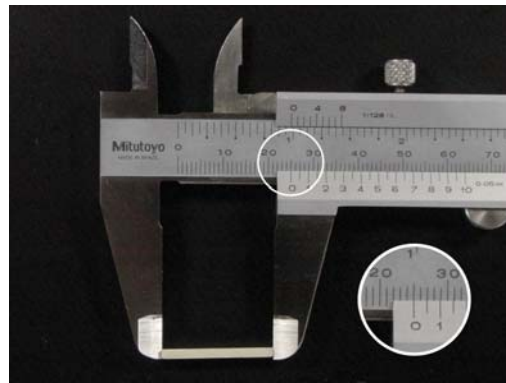


Figura 5C - Paquímetro conferindo a terceira dimensão do corpo de prova.

Em seguida, os corpos de prova foram submetidos ao teste de resistência flexural de três pontos, em uma máquina de teste, Instron Universal Test 4444 (Instron Corp, Canton, Mass, USA), com capacidade de carga de 2 KN, do Departamento de Estomatologia, CCS–UFSC. A velocidade utilizada no teste de resistência flexural foi de 0,75 mm/min. (FIG. 6A e 6B).

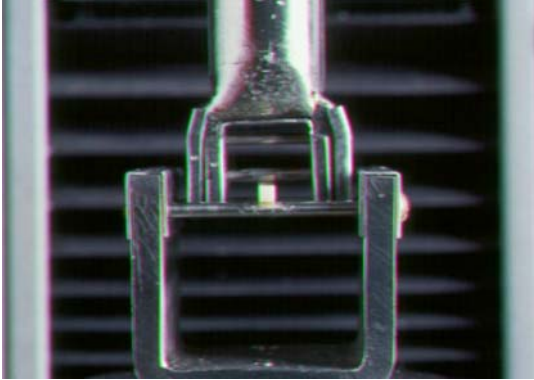


Figura 6A – Corpo de prova posicionado na máquina de teste (Instron Universal Test 4444) para realização do teste de resistência flexural.

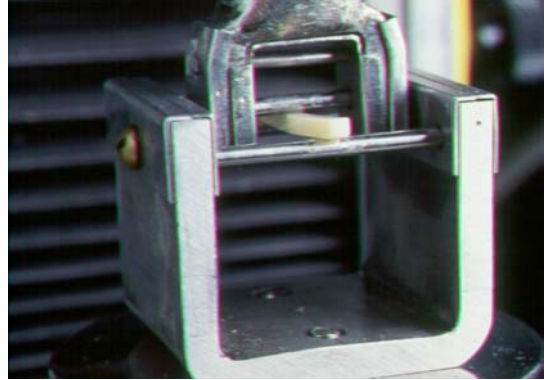


Figura 6B – Corpo de prova flexionando durante a realização do teste de resistência flexural.

O teste de resistência flexural é, de certo modo, uma mensuração coletiva de tensões de tração, compressão e cisalhamento simultaneamente. Quando uma carga é aplicada, o corpo de prova se flexiona. A deformação resultante é representada pela diminuição em comprimento da superfície superior (deformação compressiva) de um corpo de prova em forma de barra e um aumento do comprimento da superfície inferior (deformação de tração). Conseqüentemente, as tensões principais na superfície superior são compressivas, enquanto aquelas na superfície inferior são de tração. Mas na maioria dos casos a fratura ocorre decorrente do componente de tração. Uma tensão de cisalhamento é também produzida perto das extremidades apoiadas do corpo de prova, porém este tipo de tensão não constitui um fator primordial no processo de fratura.

Um computador ligado à máquina universal mostrava a carga aplicada, ao longo do tempo de aplicação.

A fórmula utilizada para calcular a resistência flexural dos corpos de prova, em megapascals, foi:

$$\text{Resistência Flexural} = \frac{3FI}{2bh^2}$$

Onde:

F é a carga máxima, em newtons, exercida sobre o corpo de prova;

I é a distância, em milímetros, entre os suportes, com precisão de $\pm 0,01\text{mm}$;

b é a largura, em milímetros, do corpo de prova medido imediatamente antes do teste;

h é a altura, em milímetros, do corpo de prova medido imediatamente antes do teste.

4.5 Tratamento Estatístico

Após a realização dos testes de resistência flexural, foi realizada a análise de variância a 2 critérios (ANOVA2) e as comparações individuais feitas com o teste de Tukey para números desiguais, para verificar as diferenças estatísticas entre os grupos.

5 RESULTADOS

Os valores originais, em MPa, determinados para a resistência flexural dos corpos de prova (Total = 153) estão descritos, individualmente, nos grupos experimentais de origem A, B, C e D, no (ANEXO 1, para o cimento Enforce; ANEXO 2, para o cimento RelyX CRA e ANEXO 3, para o cimento Variolink II). Estes valores foram submetidos a análise estatística e os resultados deste estudo sobre a resistência flexural, estão apresentados nas tabelas e figuras subseqüentes.

Tabela 3 - Médias e desvios-padrão da resistência flexural, em MPa, e respectivos números de corpos de prova, testados no período de 30 minutos.

Grupos	Médias	Desvios	N
Enforce dual	112,00	20,95	12
Enforce química	90,03	14,09	12
RelyX CRA dual	109,09	19,11	12
RelyX CRA química	63,91	7,71	12
Variolink II dual	99,81	18,18	12
Variolink II química	33,43	9,61	13

Tabela 4 - Médias e desvios-padrão de resistência flexural, em MPa, e respectivos números de corpos de prova, testados no período de 24 horas.

Grupos	Médias	Desvios	N
Enforce dual	145,93	23,40	15
Enforce química	114,19	8,97	12
RelyX CRA dual	122,30	20,92	16
RelyX CRA química	86,88	8,82	12
Variolink II dual	134,08	17,14	13
Variolink II química	82,81	12,29	12

Os grupos foram avaliados por meio do teste de Análise de Variância a 2 critérios (ANOVA2). Esta técnica foi escolhida por permitir verificar o efeito de cada um dos critérios, independentemente dos possíveis efeitos do outro critério. Neste estudo, foram considerados 2 critérios: Materiais, com 3 modalidades – Enforce, RelyX CRA e Variolink II e Polimerizações, com 2 modalidades – dual e química. A variável Tempo foi considerada de maneira independente, ou seja, o trabalho foi

desenvolvido como dois experimentos: nas modalidades – 30 minutos e 24 horas. Assim, pode-se avaliar o efeito dos Materiais, isolando a interferência devida aos efeitos dos tipos de Polimerizações. Ainda, foi possível avaliar as interações, sempre isolando o efeito das variáveis. Os resultados do teste de ANOVA2 e as comparações individuais feitas com o teste de Tukey para números desiguais (HSD), estão descritas a seguir:

Tabela 5 - Resultados do teste ANOVA2, para os grupos experimentais testados, da resistência flexural, medida em MPa, no período de 30 minutos.

Comparações	GL	QM	GL	QM	F	p
	Efeito	Efeito	Resíduo	Resíduo		
Materiais	2	7309,794	67	245,1761	29,81447	<0,0001
Polimerizações	1	36126,92	67	245,1761	147,3509	<0,0001
Materiais X Polimerizações	2	3017,195	67	245,1761	12,30624	<0,0001

Estes resultados demonstram que houve significância estatística entre os materiais, entre as técnicas de polimerização testadas e a interação entre estas variáveis. As comparações individuais estão apresentadas a seguir.

Tabela 6 - Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), da variável Materiais, no período de 30 minutos.

Médias		Enforce	RelyX CRA	Variolink II
101,02	Enforce	-	p<0,001	p<0,001
86,50	RelyX CRA		-	p<0,001
66,62	Variolink II			-

Médias dos valores de Resistência Flexural

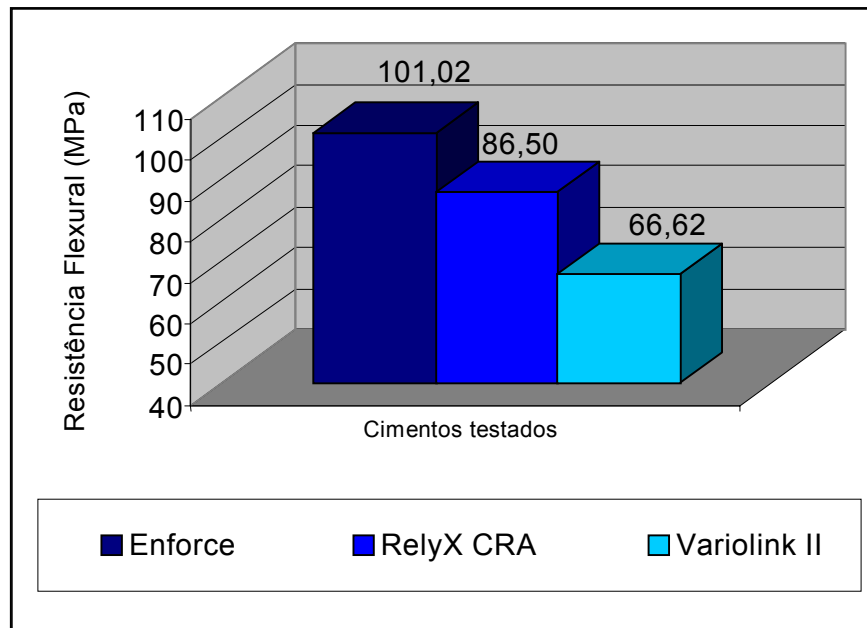


Figura 7A - Comparações individuais da variável Materiais, no período de 30 minutos.

Estes resultados demonstram que o cimento Enforce obteve resultados médios maiores do que os outros dois materiais, independentemente do tipo de polimerização em que tenha sido testado, com um nível de significância muito alto. Do mesmo modo, o RelyX CRA foi mais resistente que o Variolink II.

Tabela 7 - Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), da variável Polimerizações, no período de 30 minutos.

Médias		Dual	Química
106,97	Dual	-	p<0,001
62,46	Química		-

Médias dos valores de Resistência Flexural

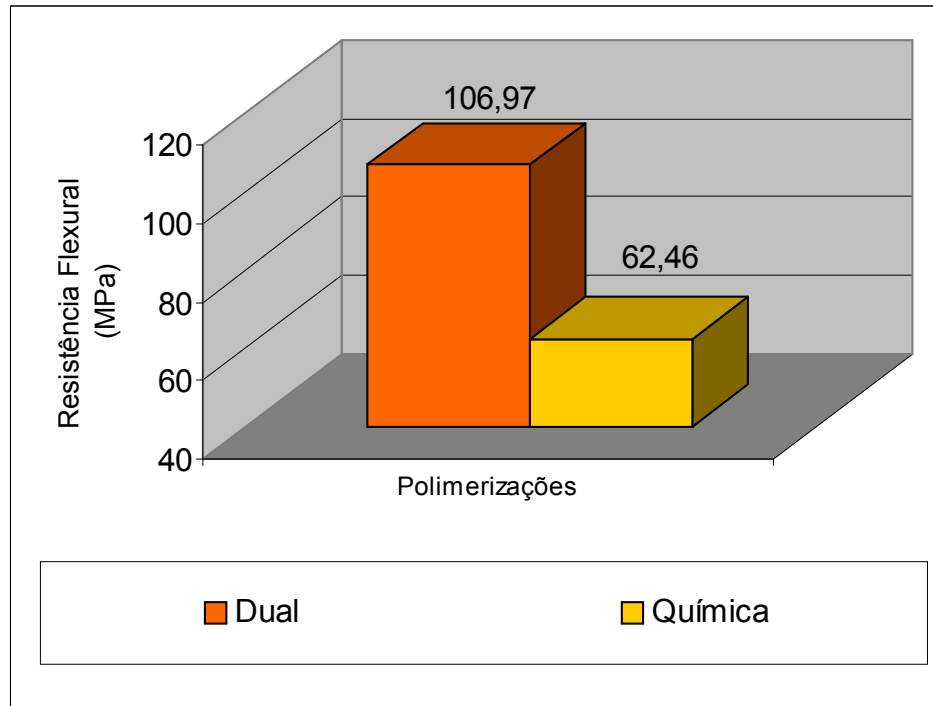


Figura 7B - Comparações individuais da variável Polimerizações, no período de 30 minutos.

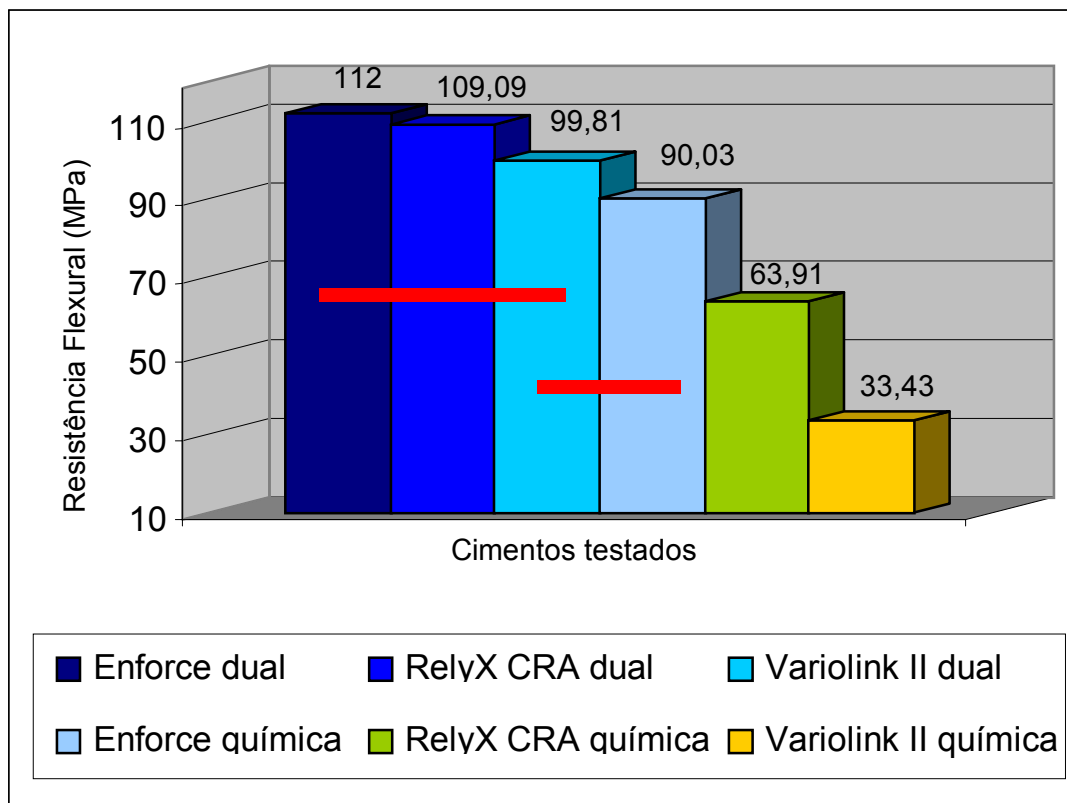
Estes resultados demonstram que a polimerização dual obteve resultados médios maiores que a polimerização química, independentemente do tipo de material utilizado.

Tabela 8 - Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), da interação Materiais x Polimerizações, no período de 30 minutos.

Interações	Médias
Enforce dual	112,00
RelyX CRA dual	109,09
Variolink II dual	99,81
Enforce química	90,03
RelyX CRA química	63,91
Variolink II química	33,43

Obs: As barras verticais indicam equivalência estatística.

Médias dos valores de Resistência Flexural



Obs: As barras horizontais indicam equivalência estatística.

Figura 7C - Comparações individuais da interação Materiais x Polimerizações, no período de 30 minutos.

Estes resultados demonstram que a polimerização dual obteve resultados médios maiores que a polimerização química, exceto para a interação Enforce/química, que foi equivalente ao Variolink II/dual. A resistência do material Enforce com polimerização química foi superior a dos outros dois materiais testados com esta mesma polimerização. O Variolink II obteve valores muito baixos com a polimerização química, embora equivalente aos outros materiais na polimerização dual.

Tabela 9 - Resultados do teste ANOVA2, para os grupos experimentais testados, da resistência flexural, medida em MPa, no período de 24 horas.

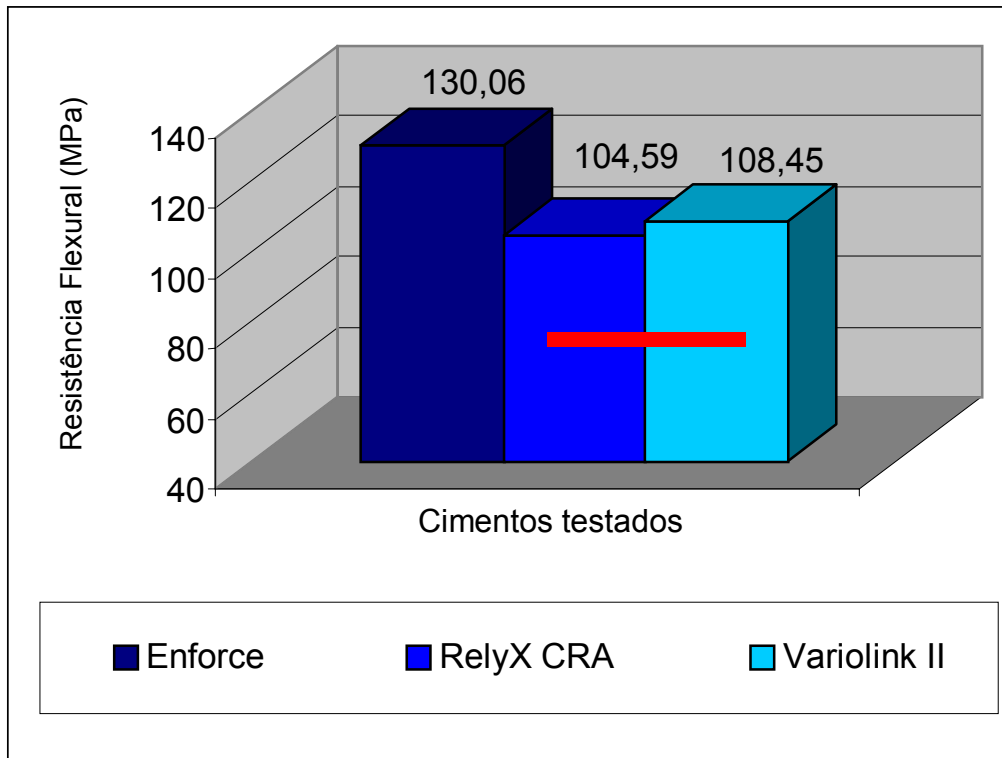
Comparações	GL	QM	GL	QM	F	p
	Efeito	Efeito	Resíduo	Resíduo		
Materiais	2	5031,753	74	285,9439	17,59699	<0,0001
Polimerizações	1	30748,76	74	285,9439	107,5342	<0,0001
Materiais X Polimerizações	2	688,6833	74	285,9439	2,408456	0,0969

Estes resultados demonstram que houve significância estatística entre os materiais e entre as técnicas de polimerização testadas. Porém, não houve significância estatística para a interação destas variáveis. Assim, deve-se considerar que as diferenças encontradas entre grupos experimentais ou algumas de suas combinações são casuais, ou já estão explicadas pelas situações anteriores. Assim, não foram montadas as tabelas com as comparações pelo teste de Tukey para a interação Materiais x Polimerizações.

Tabela 10 - Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), da variável Materiais, no período de 24 horas.

Médias		Enforce	RelyX CRA	Variolink II
130,06	Enforce	-	p<0,001	p<0,001
104,59	RelyX CRA		-	p= 0,0373
108,45	Variolink II			-

Médias dos valores de Resistência Flexural



Obs: As barras horizontais indicam equivalência estatística.

Figura 7D - Comparações individuais da variável Materiais, no período de 24 horas.

Estes resultados demonstram que o Enforce obteve resultados médios maiores do que os outros dois materiais, independentemente do tipo de polimerização em que tenha sido testado, com um nível de significância muito alto. Já, o RelyX CRA e o Variolink II não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre eles.

Tabela 11 - Comparações individuais, pelo teste de Tukey (HSD), da variável Polimerizações, no período de 24 horas.

Médias		Dual	Química
134,10	Dual	-	p<0,001
94,63	Química		-

Médias dos valores de Resistência Flexural

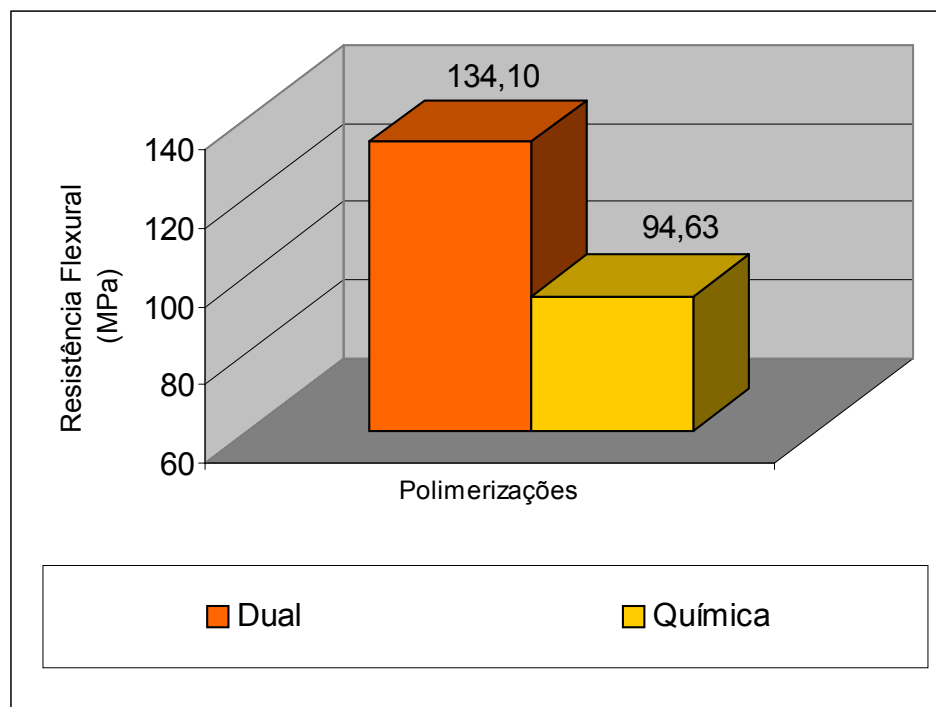


Figura 7E - Comparações individuais da variável Polimerizações, no período de 24 horas.

Estes resultados demonstram que a polimerização dual obteve resultados médios maiores que a polimerização química, independentemente do tipo de material utilizado.

6 DISCUSSÃO

Nas últimas duas décadas, os procedimentos de adesão têm expandido as indicações de restaurações indiretas e permitido o desenvolvimento de novos tratamentos alternativos. Muitas opções de materiais têm sido introduzidas e recentemente os cimentos resinosos têm se tornado populares, primariamente por terem suprido as desvantagens de solubilidade e falta de adesão (WHITE, 1993; CHRISTENSEN, 1993; MCCOMB, 1996; ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998; ARNOLD; VARGAS; HASELTON, 1999). Esta popularidade vem acompanhada pelo desenvolvimento aprimorado de restaurações indiretas de cerâmicas e resinas compostas. O contínuo desenvolvimento dos cimentos à base de resina tem oferecido materiais com propriedades físicas e mecânicas mais favoráveis, assim como com características estéticas evidentes para complementar os materiais restauradores estéticos mais recentemente introduzidos no mercado (DUKE, 1999). Esta classe de agentes de cimentação provê um alto nível de adesão a estes materiais restauradores, e com isso, uma melhor distribuição das forças aplicadas ao longo da interface dente/restauração (RADZ e LEINFELDER, 1998).

A razão fundamental da criação dos cimentos resinosos de dupla ativação, os quais atualmente formam um grupo predominante nesta classe de cimentos, foi a de ter um material com um tempo de trabalho mais extenso e capaz de alcançar um alto grau de conversão, tanto na presença, quanto na ausência de luz (PEUTZFELDT, 1995; PETERS e MEIERS, 1996; BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002). Uma atuação lenta do sistema peróxido/amina é usada para fornecer um tempo de trabalho mais prolongado e para polimerizar adequadamente as superfícies do cimento insuficientemente expostas à luz, o que teoricamente deveria garantir uma polimerização completa do cimento, sob a restauração. O componente fotoativador provê uma polimerização rápida inicial do cimento para a estabilização da restauração (HASEGAWA; BOYER; CHAN, 1991; PETERS e MEIERS, 1996). Os cimentos de polimerização dual para serem efetivos devem fazer com que o sistema de polimerização química, por si só, converta os monômeros tão eficientemente, quanto o sistema de fotoativação (DARR e JACOBSEN, 1995).

A performance clínica dos agentes cimentantes depende de suas propriedades (FRAGA; LUCA-FRAGA; PIMENTA, 2000). E conseqüentemente, a durabilidade de próteses cimentadas depende da integridade da camada de cimento (KAMPOSIORA, 1994). A resistência é somente um dos critérios para a seleção de um agente cimentante, porém é crucial. Cimentos resistentes promovem uma melhor distribuição de tensão, uma menor probabilidade de falha compressiva ou de tração e maiores probabilidades de sucesso clínico (WHITE e YU, 1993a). Conseqüentemente, estes materiais mais resistentes são requisitados onde tensões maiores são encontradas. Daí a importância de estar consciente quanto à resistência do material para a restauração ter longevidade e sucesso clínico.

Este trabalho priorizou testar a resistência flexural de alguns cimentos resinosos dentais atualmente disponíveis, por julgarmos ser esta propriedade de muita importância, pois os mesmos submetem-se a estas tensões com mais freqüência no dia-a-dia, por a resistência flexural envolver tensões de tração, compressão e cisalhamento, sendo, portanto o ensaio mais complexo. Ban e Anusavice (1990) relataram que usualmente, distribuições complexas de tensões que são induzidas por tensões de compressão, tração e cisalhamento estão presentes na maioria dos corpos de prova, sob condições práticas. E que é extremamente difícil induzir uma tensão pura de um único tipo, em um corpo. O teste flexural de três pontos é muito utilizado para avaliação da resistência de materiais fráveis (BAN e ANUSAVICE, 1990). Os cimentos, assim como os compósitos dentais são considerados materiais fráveis, portanto, exibem apenas deformações elásticas e nenhuma deformação plástica, e tensões ligeiramente acima ou equivalentes à tensão elástica máxima resultam em fratura (ANUSAVICE, 1998).

É de senso comum que os compósitos com um elevado grau de conversão também apresentem boas propriedades mecânicas. Por esta razão, a maioria das pesquisas relacionadas aos cimentos resinosos duais tem se focado em comparar seu potencial de polimerização sob diferentes modos de ativação (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002). Como a medida direta do grau de conversão não é facilmente alcançada, o grau de polimerização nesta pesquisa, igualmente a de outros estudos

(HOFMANN et al., 2001; BRAGA; CESAR; CONZAGA, 2002), foi estudada indiretamente medindo a resistência flexural dos cimentos resinosos testados.

De acordo com os resultados encontrados na presente pesquisa, foram constatados diferentes valores de resistência flexural entre os três cimentos testados, nos dois diferentes modos de ativação (química e dual), e quando testados em 30 minutos e 24 horas de armazenamento, estando de acordo com resultados de estudos anteriores (HOFMANN et al., 2001; BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002).

Este trabalho foi desenvolvido como dois experimentos, nas modalidades de 30 minutos e 24 horas. Considerando o tempo de armazenamento dos corpos de prova de 30 minutos, isolando a variável “materiais”, o cimento Enforce obteve resultado médio superior, isto é, de 101,02 MPa, comparado ao cimento RelyX CRA, que apresentou 86,50 MPa de valor de resistência, obtendo por sua vez, um valor mais elevado que o cimento Variolink II, com 66,52 MPa. Agora, considerando o tempo de armazenamento dos corpos de prova de 24 horas, o cimento Enforce continuou sendo o material com resultados médios maiores, com um nível de significância muito alto, isto é, 130,06 MPa, contra 104,59 MPa do cimento RelyX CRA e 87,53 MPa do cimento Variolink II, os quais não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre eles. O mesmo ocorreu no estudo de El-Mowafy e Rubo (2000), no qual o cimento Enforce também exibiu os valores de dureza mais elevados, indicando que o grau de conversão foi maior, pois no estudo citado relacionou-se a dureza ao grau de conversão. E o cimento Variolink II apresentou os valores mais inferiores de dureza.

Isolando-se a variável “polimerização”, e considerando-se os tempos de 30 minutos e 24 horas, a polimerização do tipo dual foi mais efetiva, apresentando os valores de 106,97 MPa e 134,10 MPa, respectivamente, comparada à polimerização química, que apresentou 62,46 MPa, no tempo de 30 minutos e 94,63 MPa, em 24 horas. Ressaltando que, com o aumento do grau de conversão de monômeros, o que vem a acontecer em uma polimerização do tipo dual, a resistência do material conseqüentemente se eleva (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGEBERG, 2001). Ou, segundo alguns pesquisadores, quando somente da polimerização química, estes

materiais detectados como menos resistentes poderiam apresentar quantidades insuficientes de ativadores químicos, tornando-os menos resistentes na ausência da luz fotopolimerizadora (EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWY, 1999; EL-MOWAFY e RUBO, 2000).

Considerando-se a interação “materiais e polimerizações”, no tempo de 30 minutos de armazenamento, não houve diferenças estatisticamente significantes entre os cimentos testados no modo de ativação dual. Isto pode significar que, a polimerização do tipo dual potencializou a resistência dos cimentos em um nível tal, igualando os resultados dos três materiais testados, isto é, 112 MPa do cimento Enforce, 109,09 do cimento RelyX CRA e 99,81 MPa do cimento Variolink II. Já, nos achados de Braga; César; Gonzaga (2002), o cimento RelyX CRA na ativação dual obteve valores estatisticamente superiores aos outros grupos experimentais do trabalho. Isto é, com valor médio de 200,08 MPa. Já, o cimento Enforce obteve valor de 154,80 MPa e o cimento Variolink II, 164,60 MPa, que também não apresentaram diferenças estatísticas entre eles.

Ainda em 30 minutos, no presente estudo, o cimento Enforce testado apenas quimicamente obteve resultado médio superior (90,03 MPa) aos outros dois materiais, isto é, o cimento RelyX CRA obteve 63,91 MPa, sendo ainda superior ao cimento Variolink II, o qual apresentou o valores mais inferior quando testado apenas quimicamente (33,43 MPa). Entretanto, o cimento Enforce apenas quimicamente ativado (90,03 MPa), comparado ao cimento Variolink II (99,81 MPa) testado sob a polimerização dual, não apresentou diferenças estatísticas significantes. Constatou-se que, em regiões mais profundas, o cimento Enforce apresenta capacidade superior de polimerização na ausência da luz. Estes resultados são confirmados com estudos anteriores, no qual o Enforce manteve-se resistente mecanicamente quando foi apenas polimerizado através da ativação química (EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWY, 1999; EL-MOWAFY e RUBO, 2000; BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002). E novamente, o cimento Variolink II testado apenas quimicamente foi o que apresentou os valores mais inferiores (33,43 MPa), o mesmo ocorrendo nos estudos citados acima e em outras pesquisas realizadas por Hofmann et al. (2001) e por Caughman; Chan; Rueggeberg (2001), os quais

determinaram a dureza como uma medida indireta do grau de conversão, onde o cimento Variolink II atingiu níveis mínimos de polimerização sob a ativação química. Em nosso estudo, todos os cimentos testados sob a polimerização dual obtiveram valores superiores quando comparados aos mesmos materiais testados sob a polimerização química. Os resultados deste estudo são confirmados por vários trabalhos em que os cimentos testados não apresentaram uma polimerização completa quando não foram expostos à luz (HASEGAWA; BOYER; CHAN, 1991; RUEGGERBERG e CAUGHMAN, 1993; DARR e JACOBSEN, 1995; EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWY, 1999), sendo um motivo de preocupação, particularmente na atenuação da luz, quando a espessura das restaurações de compósito ou de porcelana ultrapassa 2 mm (MCCOMB, 1996). E o conceito de que o componente ativador químico proveria uma polimerização completa dos cimentos em partes do dente não alcançadas pela luz fotopolimerizadora passa a ser questionado (HASEGAWA; BOYER; CHAN, 1991; UCTASLI; HASANREISOGLU; WILSON, 1994; PETERS e MEIERS, 1996). Constata-se que é difícil obter uma continuação da polimerização de maneira significativa apenas pela reação química. Assim, o nível de conversão inicial causado pela exposição à luz é um fator de alta influência no resultado final da polimerização de cimentos duais. Clinicamente, sempre que possível deveríamos incidir a luz fotopolimerizadora em direção ao cimento e optar por cimentos mais resistentes quando apenas quimicamente ativados. Regiões onde a luz não alcança ou mesmo em restaurações mais espessas em que a passagem da luz é atenuada, estes materiais certamente teriam sua resistência comprometida, pois dependeriam apenas da ativação química para polimerizar. Quando comparamos os dois modos de ativação dos cimentos, dual e química, a razão para a variabilidade de valores de resistência do mesmo material testado nas duas diferentes formas, pode ser devido à maneira pela qual estes cimentos são formulados. Quando uma quantidade suficiente de ativador químico é incorporada ao material, permite que o cimento atinja uma quantidade suficiente de endurecimento na ausência da luz. Porém, quando o ativador químico é deficiente, o máximo de endurecimento do cimento não pode ser atingido, comprometendo assim sua resistência sob flexão nas áreas mais profundas ou em restaurações com maiores espessuras que atenuam a passagem de luz (EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWY, 1999; EL-MOWAFY e RUBO, 2000).

E ainda, considerando o tempo de 24 horas, a interação dos materiais com o modo de polimerização, não apresentou significância estatística entre os grupos experimentais. Devendo-se considerar que as diferenças que possam ser encontradas entre os grupos experimentais são casuais, ou já estão explicadas pelas situações anteriores. Poderíamos apenas comparar os valores encontrados na interação dos materiais com o modo de polimerização na presente pesquisa, com os resultados de outros trabalhos, também em 24 horas (BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002). Como por exemplo, na polimerização do tipo dual obtivemos o valor de 145,93 MPa para cimento Enforce, 122,30 MPa para o cimento RelyX CRA e 134,08 para o cimento Variolink II. No estudo citado anteriormente, os valores encontrados foram de 154,80 MPa, 200,08 MPa e 164,60 MPa, respectivamente. No modo de ativação somente químico, em nossa pesquisa constatamos valores de 114,19 MPa para o Enforce, 86,88 para o RelyX CRA e 82,81 para o Variolink II. Contra 151,10 MPa, 172,10 MPa e 137,10 MPa, respectivamente, no trabalho citado anteriormente. Sendo que estes últimos resultados foram relativamente superiores aos encontrados em nosso estudo, podendo ser atribuídos à variação da metodologia aplicada. No estudo de Hofmann et al. (2001), o cimento Variolink II, sob a polimerização dual, obteve valores entre 100 e 120 MPa de resistência flexural. Já, sob a polimerização química, os valores obtidos para este mesmo cimento foram próximos à 80 MPa.

Durante a cimentação de um “inlay”, por exemplo, as partes periféricas da interface do cimento, principalmente as oclusais, são as únicas partes que são beneficiadas amplamente pela fotopolimerização, pois estas áreas estão prontamente acessíveis à penetração da luz. A polimerização das partes mais remotas do cimento, por exemplo, entre a parede gengival da cavidade com a superfície da restauração, o mecanismo de ativação nesta região depende muito mais do componente químico do mecanismo de polimerização (EL-BADRAWY e EL-MOWAFY, 1995). Por este motivo, idealmente, os cimentos resinosos duais deveriam ser capazes de atingir um grau de endurecimento através da ativação química, similar ou não muito inferior àquele atingido pela ativação dual. Isto garantiria uma polimerização adequada do cimento naquelas áreas da restauração inacessíveis à passagem da luz (EL-MOWAFY; RUBO; EL-BADRAWY, 1999).

O fato dos cimentos resinosos testados apresentarem diferentes resultados entre si e comparados a outros estudos, frente à resistência flexural, quando testados sob as mesmas condições, isto é, mantendo-se constante a forma de ativação ou o tempo de armazenamento, muito provavelmente a razão esteja relacionada ao grau de conversão e/ou à composição química destes materiais.

Ferracane e Greener (1986) testando alguns compósitos correlacionaram significativamente o aumento no grau de conversão de monômeros com o aumento das propriedades mecânicas destes materiais. O mesmo pôde ser observado em outros trabalhos realizados por Uctasli; Hasanreisoglu; Wilson (1994); El-Badrawy e El-Mowafy (1995); Hofmann et al. (2001) em que os cimentos resinosos que apresentaram uma polimerização incompleta foram acompanhados pela diminuição de suas propriedades mecânicas e de suas performances clínicas. A completa polimerização dos cimentos resinosos é essencial para uma adequada resistência, retenção e longevidade das restaurações cimentadas (MCCOMB, 1996). Braga; Cesar; Gonzaga (2002) revelaram ser de senso comum que os compósitos com um elevado grau de conversão também apresentam boas propriedades mecânicas. Porém, nenhuma correlação estatisticamente significativa foi encontrada entre a dureza, considerada como uma medida indireta do grau de conversão, e a resistência flexural nos grupos experimentais. Embora exista uma correlação entre a extensão de conversão dos compósitos e o aumento de suas propriedades físicas, cautela deve ser tomada para não inferir no sucesso clínico apenas pelos valores de conversão. Para ajudar a esclarecer a absoluta relação entre o percentual de conversão e as propriedades físicas de um compósito, mais testes seriam necessários (CAUGHMAN; CHAN; RUEGGERBERG, 2001). Já, nenhuma correlação foi encontrada entre o grau de conversão e as propriedades mecânicas entre as resinas testadas em um estudo realizado por Chung e Greener (1990).

Assim parece plausível assumir que a composição destes materiais, considerando o tipo da matriz resinosa e as características das partículas, também pode ter um papel importante na determinação das propriedades dos cimentos dentais contemporâneos. Muitos fatores podem afetar o grau de polimerização

destes materiais, como por exemplo, os tipos de monômeros que constituem a cadeia polimérica (FERRACANE e GREENER, 1986). Asmussem e Peutzfeldt (1998) em seu estudo constataram que as resinas baseadas no UEDMA tiveram melhores propriedades mecânicas comparadas às resinas baseadas no Bis-GMA. Os agentes de cimentação resinosos devem conter partículas de carga inorgânicas suficientes e apresentar adequada polimerização para prevenir o escoamento ou a deformação sob cargas funcionais, devendo, portanto, ser resistentes mecanicamente (WHITE, 1993). Li et al. (1985) analisando os resultados obtidos em seu estudo observaram que o nível de partículas teve um efeito significativo nas propriedades físicas e mecânicas dos compósitos. E como foi o esperado, um aumento no teor de carga em ambas as séries de resina, resultou no aumento da dureza e da resistência à compressão. O mesmo foi relatado por Chung e Greener (1990) que muitas tentativas têm sido feitas para correlacionar as propriedades mecânicas dos compósitos com diferentes concentrações de carga. Uma correlação positiva foi estabelecida entre o percentual em volume de carga e a resistência à tração diametral. O conteúdo de partículas foi encontrado como sendo um fator determinante de uma alta resistência à tração diametral. White e Yu (1993a); White e Yu (1993b) sugeriram em suas pesquisas que a quantidade de carga dos cimentos estava relacionada às suas propriedades mecânicas, pois a quantidade de carga e as propriedades físicas dos agentes cimentantes resinosos variaram grandemente entre os produtos testados. Quantidades maiores de carga pareceram estar relacionadas a uma maior resistência à compressão e tração diametral. Enfim, muitos são os autores que correlacionam as diversas e complexas formulações químicas dos cimentos resinosos, incluindo tipo de matriz, tipo e quantidade de partículas, às suas propriedades mecânicas (ROSENSTIEL; LAND; CRISPIN, 1998; ARNOLD; VARGAS; HASELTON, 1999; FRAGA; LUCA-FRAGA; PIMENTA, 2000; ÖRTENGREN, 2000). Em trabalhos realizados recentemente relatou-se que um teor de carga mais elevado pode ser esperado para melhorar as propriedades mecânicas dos cimentos resinosos. As diferenças encontradas entre os cimentos resinosos puderam ser explicadas por suas diferentes quantidades de carga. Ou seja, os materiais com maiores conteúdos de partículas, foram mais resistentes mecanicamente. Os autores sugeriram que estas diferenças são inerentes aos materiais e não podem ser compensadas pelo modo de polimerização (HOFMANN et al., 2001; BRAGA; CESAR; GONZAGA, 2002). Porém, este resultado não foi

diretamente constatado em nossa pesquisa, pois o cimento Variolink II, o qual possui um maior teor de carga comparado aos demais cimentos testados, isoladamente, não foi o que apresentou a melhor performance. Muito provavelmente outros fatores podem estar associados, como já citados anteriormente, como a relação do grau de conversão e as propriedades mecânicas.

A cimentação é um passo crítico que contribui significativamente para o sucesso e a longevidade da restauração final. A escolha de um cimento resinoso dual deve ser baseada na sua proposta de utilização, porque nem todos os produtos polimerizam adequadamente em todas as situações clínicas. Caso isto venha ocorrer, suas propriedades físicas e biológicas poderiam ficar comprometidas.

7 CONCLUSÕES

Após a análise dos resultados estatísticos determinados para a resistência flexural pode-se concluir:

- 1) Em 30 minutos de armazenamento, o cimento Enforce, isoladamente, obteve os valores mais elevados de resistência flexural, seguido do cimento RelyX CRA e por fim, o cimento Variolink II. Já, em 24 horas de armazenamento, o cimento Enforce também apresentou resultados médios maiores do que os outros dois materiais. Porém, o cimento RelyX CRA e o cimento Variolink II não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre eles.
- 2) A polimerização do tipo dual mostrou ser mais efetiva, isto é, obteve resultados médios maiores, do que a polimerização química aos 30 minutos e 24 horas de armazenamento.
- 3) À partir da interação entre as variáveis “materiais e polimerizações”, aos 30 minutos:
 - a) a polimerização dual potencializou a resistência dos cimentos, fazendo com que não houvesse significância estatística entre eles, quando testados neste sistema de polimerização;
 - b) o cimento Enforce testado quimicamente apresentou resultados médios maiores que os outros dois materiais testados neste mesmo tipo de polimerização, seguido do cimento RelyX CRA e por fim, o cimento Variolink II. Porém, o cimento Enforce quando ativado quimicamente apresentou equivalência estatística ao cimento Variolink II testado sob a polimerização dual.
- 4) Não houve significância estatística na interação entre as variáveis “materiais e polimerizações”, no período de 24 horas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS²

ANUSAVICE, K.J. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In: _____.
Phillips: materiais dentários. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
cap.4, p.28-43.

ARNOLD, A.M.D.; VARGAS, M.A.; HASELTON, D.R. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.81, n.2, p.131-141, Feb. 1999.

ASMUSSEM, E.; PEUTZFELDT, A. Influence of UEDMA, Bis-GMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. **Dent. Mater.**, Washington, v.14, n.4, p.51-56, Jan. 1998.

BAN, S.; ANUSAVICE, K.J. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. **J. Dent. Res.**, Washington, v.69, n.12, p.1791-1799, Dec. 1990.

BAN, S.; HASEGAWA, J.; ANUSAVICE, K.J. Effect of loading conditions on bi-axial flexure strength of dental cements. **Dent. Mater.**, Washington, v.8, n.2, p.100-104, Mar. 1992.

BRAGA, R.R.; CESAR, P.F.; GONZAGA, C.C. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.29, n.3, p.257-262, Mar. 2002.

BURGESS, J.O.; NORLING, B.K.; CARDENAS, H.L. Fluoride release and flexural strength of five fluoride releasing luting agents. **J. Dent. Res.**, Washington, v.75 (special issue), p.70, 1996.

CAUGHMAN, W. F.; CHAN, D. C. N.; RUEGGERBERG, F. A. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.85, n.5, p.479-484, May 2001.

CHRISTENSEN, G.J. The rise for cementing restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.124, n.10, p.104-105, Oct. 1993.

² Baseada na NBR 6023:2000 da ABNT

CHUNG, K. H.; GREENER, E. H. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.17, n.5, p.487-494, Sept. 1990.

CONCEIÇÃO, E. N. et al. Materiais restauradores indiretos. In:_____. **Dentística: saúde e estética**. Porto Alegre: Artmed, 2000. cap.17, p.249-262.

DARR, A. H.; JACOBSEN, P. H. Conversion of dual cure luting cements. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.22, n.1, p. 43-47, Jan. 1995.

DIETSCHI, D.; SPREAFICO, R. Current clinical concepts for adhesive cementation tooth-colored posterior restorations. **Pract. Periodont. Aesthet. Dent.**, v.10, n.1, p.47-54, Jan./Feb. 1998.

DUKE, S. Materials for modern dental cementations. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.20, n.7, p.652-653, July 1999.

EL-BADRAWY, W.A.; EL-MOWAFY, O.M. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.73, n.6, p.515-524, June 1995.

EL-MOWAFY, O. M.; RUBO, M. H.; EL-BADRAWY, W. A. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. **Oper. Dent.**, v.24, n.1, p.38-44; Jan./Feb. 1999.

EL-MOWAFY, O. M.; RUBO, M. H. Influence of composite inlay/onlay thickness on hardening of dual-cured resin cements. **J. Can. Dent. Assoc.**, Ottawa, v.66, n.3 p.147, 2000.

FERRACANE, J.L.; GREENER, E.H. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 20, n.1, p.121-131, Jan.1986.

FRAGA, R.C.; LUCA-FRAGA, L.R.L.; PIMENTA, L.A.F. Physical properties of resinous cements: an "in vitro" study. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.27, p.1064-1067, 2000.

GORODOVSKY, S.; ZIDAN, O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.68, n.2, p.269-274, Aug. 1992.

HASEGAWA, E. A.; BOYER, D. B.; CHAN, D. C. N. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.66, n.2, p.187-192, Aug. 1991.

HOFMANN, N. et al. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.28, n.11, p.1022-1028, Nov. 2001.

International Standard Organization. ISO standard 4049. Dentistry- Polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva: ISO, 2000.

KAMPOSIORA, P. et al. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.71, n.5, p.435-441, May 1994.

LEE, H.; SWARTZ, M. L. Evaluation of a composite resin crown and bridge luting agent. **J. Dent. Res.**, Washington, v.51, n.3, p.756-766; May/Jun. 1972.

LI, Y. et al. Effect of filler content and size on properties of composites. **J. Dent. Res.**, Washington, v.64, n.12, p.1396-1401, Dec.1985.

LI, Z.C.; WHITE, S.N. Mechanical properties of dental luting cements. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.81, n.5, p.597-609, May 1999.

MCCOMB, D. Adhesive luting cements – classes, criteria, and usage. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.17, n.8, p.759-773, Aug. 1996.

NAGEM FILHO, H.; SCHUCKAR, M.; MARIA, V.S. Cimentos resinosos. **Salusvita**, Bauru, v.17, n.1, p.81-88, 1998.

NICHOLLS, J. I. Crown retention. Part II. The effect of convergence angle variation on the computed stresses in the luting agent. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.13, n.6, p.651-657, June 1974.

OILO, G.; ESPEVIK, S. Stress / strain behavior of some dental luting cements. **Acta Odont. Scand.**, Oslo, v.36, n.1, p.45-49, 1978.

OILO, G.; ORSTAVIK, D. The temperature of cement specimens and its influence on measured strength. **Dent. Mater.**, Washington, v.1, p.71-73, 1985.

ÖRTENGREN, U. et al. Water sorption and flexural properties of a composite resin cement. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.13, n.2, p.141-147, Mar./Apr. 2000.

PAMEIJER, C.H.; NILNER, K. Long term clinical evaluation of three luting materials. **Swed. Dent. J.**, Jonkoping, v.18, n.1-2, p.59-67, 1994.

PAMEIJER, C.H.; JEFFERIES, S.R. Retentive properties and film thickness of 18 luting agents and systems. **General Dentistry**, Chicago, v.44, n.6, p.524-530, Nov./Dec. 1996.

PETERS, A. D.; MEIERS, J. C. Effect of polymerization mode of a dual-cured resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. **Am. J. Dent.**, v.9, n.6, p.264-268, Dec. 1996.

PEUTZFELDT, A. Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v.53, p.29-34, 1995.

PLATT, J.A. Resin cements: into the 21st century. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.20, n.12, p.1173-1182, Dec. 1999.

RADZ, G.M.; LEINFELDER, K.F. Clinical applications of composite resin luting agents. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v.19, n.11, p.1168-1175, Nov. 1998.

ROSENSTIEL, S.F.; LAND, M.F.; CRISPIN, B.J. Dental luting agents: a review of the current literature. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v.80, n.3, p.280-301, Sept. 1998.

RUEGGEBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. **Oper. Dent.**, v.18, n.2, p.48-55, Mar./Apr. 1993.

SMITH, D.C. Dental cements: current status and future prospects. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.27, n.4, p.588-591, Oct. 1983.

UCTASLI, S.; HASANREISOGLU, U.; WILSON, H. J. The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.21, n.6, p.565-575, Nov. 1994.

WHITE, S.N. Adhesive cements an cementation. **J. Calif. Dent. Assoc.**, v.21, n.6, p.30-37, June 1993.

WHITE, S.N.; YU Z. Compressive and diametral strengths of current adhesive luting agents. **J. Prosthet. Dent.**, St Louis, v. 69, n.6, p.568-572, June 1993a.

WHITE, S.N.; YU Z. Physical properties of fixed prosthodontic, resin composite luting agents. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.6, n.4, p.384-389, July/ Aug. 1993b.

ANEXOS

ANEXO 1

Os valores originais, em MPa, determinados para a resistência flexural dos corpos de prova estão descritos, individualmente, nos grupos experimentais para o cimento Enforce, totalizando 51 corpos de prova.

Número do corpo de prova	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Grupo D
	dual	dual	química	química
	30 minutos	24 horas	30 minutos	24 horas
1	120,75	119,625	85,125	112,5
2	104,25	176,25	90	113,625
3	122,625	121,875	69,75	100,875
4	102,375	153,75	97,875	121,125
5	142,125	141,75	80,25	104,25
6	120,375	141,375	69,375	113,625
7	145,875	163,875	111	111,75
8	113,25	156	83,625	106,125
9	78,375	121,5	98,625	135,75
10	103,5	109,125	110,25	117,375
11	112,5	167,25	102	117
12	78	123,75	82,5	116,25
13		186,375		
14		140,625		
15		165,75		

ANEXO 2

Os valores originais, em MPa, determinados para a resistência flexural dos corpos de prova estão descritos, individualmente, nos grupos experimentais para o cimento RelyX CRA, totalizando 52 corpos de prova.

Número do corpo de prova	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Grupo D
	dual	dual	química	química
	30 minutos	24 horas	30 minutos	24 horas
1	135,375	132	49,5	99,75
2	118,5	134,625	69,375	79,125
3	144,375	67,875	57,75	74,25
4	116,25	138,75	76,875	93,375
5	93	131,625	63,75	91,125
6	109,875	124,875	56,25	75
7	118,125	138,375	61,125	74,25
8	85,5	134,625	70,125	90,375
9	108	139,875	64,125	92,625
10	80,25	110,625	73,5	87,75
11	104,625	103,875	60,375	91,5
12	95,25	92,625	64,125	93,375
13		135,75		
14		145,125		
15		117,75		
16		108,375		

ANEXO 3

Os valores originais, em MPa, determinados para a resistência flexural dos corpos de prova estão descritos, individualmente, nos grupos experimentais para o cimento Variolink II, totalizando 50 corpos de prova.

Número do corpo de prova	Grupo A	Grupo B	Grupo C	Grupo D
	dual	dual	química	química
	30 minutos	24 horas	30 minutos	24 horas
1	101,25	154,5	31,875	70,125
2	76,5	135,375	43,125	66,375
3	92,625	124,5	28,875	95,25
4	110,25	123,375	48	83,25
5	124,875	118,875	47,625	94,5
6	93,375	142,5	23,25	93
7	63,75	117	28,125	81,375
8	102,75	132,75	13,875	78
9	121,5	130,5	35,25	90
10	86,625	149,625	31,5	76,5
11	113,625	153	36,375	101,625
12	110,625	101,625	38,25	63,75
13		159,375	28,5	