ROSIANE NOGUEIRA KUGUIMIYA

Influência das unidades fotoativadoras e do material restaurador indireto sobre a dureza de um cimento resinoso dual auto-adesivo e um cimento resinoso dual convencional por meio de teste de nanoendentação

São Paulo

2013

ROSIANE NOGUEIRA KUGUIMIYA

Influência das unidades fotoativadoras e do material restaurador indireto sobre a dureza de um cimento resinoso dual auto-adesivo e um cimento resinoso dual convencional por meio de teste de nanoendentação

Versão Corrigida

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

Área de Concentração: Dentística

Orientador: Profa. Dra. Míriam Lacalle Turbino

Co-orientador: Profa. Dra. Ana Cecília Corrêa Aranha

São Paulo

2013

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

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

Kuguimiya, Rosiane Nogueira.
Influência das unidades fotoativadoras e do material restaurador indireto sobre a dureza de um cimento resinoso dual auto-adesivo e um cimento resinoso dual convencional por meio de teste de nanoendentação / Rosiane Nogueira Kuguimiya; orientadora Míriam Lacalle Turbino, co-orientadora Ana Cecília Corrêa Aranha. -- São Paulo, 2013.
107 p. : il. : fig., tab. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Dentística. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
Versão corrigida.

1. Cimento resinoso. 2. Materiais dentários - microdureza. 3. Resistência de união - Odontologia. 4. Cimentação. 5. Restauração dentária. I. Turbino, Míriam Lacalle. II. Título.

Kuguimiya RN. Influência das unidades fotoativadoras e do material restaurador indireto sobre a dureza de um cimento resinoso dual auto-adesivo e um cimento resinoso dual convencional por meio de teste de nanoendentação. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Aprovado em: / /2013

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a)._____

Instituição: _____Julgamento: _____

Ao nosso Deus querido e adorado, dedico este trabalho e o louvo, com todo o meu coração.

Ao meu querido amor Victor, que não mediu esforços para a concretização do meu sonho. Obrigada por fazer parte da minha vida.

Aos meus queridos pais Domingos e Castorina, que mesmo sofrendo com minha distância vibram com as minhas conquistas.

À minha amada filha Gabriela, meu presente diário, meu estímulo para querer sempre mais.

A vocês dedico este trabalho.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora Profa. Dra. Míriam Lacalle Turbino, pelas orientações, oportunidades e atenção dispensadas no transcorrer desse curso. Pessoa que conquistou meu respeito, admiração e carinho. Obrigada por todo crescimento que me proporcionou. Foi uma experiência muito valiosa tê-la como orientadora. Obrigada por tudo!

À minha co-orientadora Profa. Dra. Ana Cecília Corrêa Aranha, pelos ensinamentos compartilhados, pela amizade, incentivo e apoio que me estimularam a trilhar este caminho. Obrigada por fazer parte dessa conquista!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela oportunidade de realização da pós-graduação e pelo apoio necessário para realização deste trabalho.

À FAPESP pelo apoio financeiro para a realização desta pesquisa.

À CAPES pela bolsa de estudos concedida durante a realização deste curso.

À coordenadora do programa de Pós-graduação em Dentística, Profa. Dra. Márcia Martins Marques por todo apoio e incentivo durante o curso.

À Profa. Dra. Adriana Bona Matos, pelo apoio durante a conclusão da fase experimental desta pesquisa.

Ao Prof. Dr. Michel Nicolau Youssef, pela oportunidade em participar da Disciplina de Dentística Operatória, o que me fez crescer e desenvolver como docente.

Aos demais Professores da Disciplina de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade São Paulo, pelos ensinamentos e convívio compartilhados.

À querida Kátia Martins Rode, pelos ensinamentos compartilhados e auxílio no desenvolvimento do Projeto Regular FAPESP 2012/09949-0.

Aos funcionários do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia de São Paulo, em especial à Soninha, sempre atenciosa.

Aos funcionários da biblioteca da FOUSP, pela normalização de referências e revisão da formatação deste trabalho.

À querida amiga Carol Brandt Alves, sua presença fazia com que o trabalho se tornarsse mais suave durante esse percurso.

À querida amiga Stella da Silva Ferreira, exemplo de amizade sincera e competência.

Aos colegas que compartilharam os ensinamentos do Ultra-microdurômetro, Paula Mendes Acatauassú Nunes, Tamile Rocha da Silva Lobo e Carlos Alberto Kenji Shimokawa.

À querida Alessandra Pereira de Andrade, por estar sempre disposta a compartilhar a sua sabedoria, exemplo de profissionalismo, minha eterna gratidão.

A todos os colegas de pós-graduação pela convivência e pela ajuda em algumas dificuldades. Sou muito grata a todos vocês pelas contribuições e experiências trocadas durante todo o doutorado.

Vencer não é competir com o outro.
É derrotar os seus inimigos interiores.
Lao Tse

RESUMO

Kuguimiya RN. Influência das unidades fotoativadoras e do material restaurador indireto sobre a dureza de um cimento resinoso dual auto-adesivo e um cimento resinoso dual convencional por meio de teste de nanoendentação [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

O objetivo deste estudo foi avaliar a dureza de um cimento resinoso dual auto-adesivo (RelyX U200) e um cimento resinoso dual convencional (RelyX ARC) fotoativados sob materiais restauradores indiretos, utilizando unidades fotoativadoras com diferentes comprimentos de ondas (LED Elipar Freelight 2, LED Bluephase, Laser AccuCure 3000™), por meio de teste de nanoendentação. Para a obtenção dos espécimes foram utilizados incisivos bovinos que após profilaxia, foram submetidos a cortes no limite amelo-cementário para a separação da porção coronária. Após inclusão, os espécimes foram submetidos ao desgaste para exposição de dentina e padronização do substrato. Para simular clinicamente restaurações indiretas foram confeccionadas peças em cerâmica IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent) e em resina composta indireta SR Adoro (Ivoclar Vivadent) que foram cimentadas nas superfícies dentinárias. Os espécimes foram seccionados longitudinalmente em baixa velocidade e constante irrigação e polidos em politriz. Foi estabelecido um grupo controle positivo, no qual o cimento foi fotoativado sem a interposição de material restaurador indireto e um grupo controle negativo, no qual, após a cimentação do material restaurador indireto, a fotoativação foi suprimida, ocorrendo apenas a polimerização química do cimento. Todos os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C durante 7 dias e após esse período, foram submetidos ao teste de nanoendentação na linha de cimentação, com o auxílo do ultra-microdurômetro (Shimadzu Dynamic Ultra Micro Hardness Tester). O ciclo aplicado foi de 100mN. Foram realizadas cinco nanoendentações em cada espécime, cujas médias resultaram nos valores de cada superfície. Os resultados obtidos foram submetidos à Análise de Variância e Teste de Tukey ($p<0,05$). Pode-se concluir que o cimento RelyX ARC apresentou maiores valores de dureza do que o RelyX U200 e este foi mais dependente da fotoativação para alcançar uma polimerização adequada. A dureza dos cimentos resinosos avaliados foi influenciada

negativamente pela interposição do material restaurador indireto e apenas os LEDs foram capazes de manter o mesmo grau de polimerização dos cimentos quando interposto um material restaurador indireto.

Palavras-chave: Cimento resinoso auto-adesivo. Dureza. Nanoendentação. Polimerização. Fotoativação.

ABSTRACT

Kuguimiya RN. Influence of curing units and restorative indirect material on hardness of a dual cure self-adhesive resin cement and dual cure conventional resin cement through nanoindentadion test [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

This study aimed to evaluate the hardness of a dual cure self-adhesive resin cement (RelyX U200) and a dual cure conventional resin cement (RelyX ARC) light curing units with different wavelengths (Elipar Freelight 2 LED, Bluephase LED, AccuCure 3000™ Laser) through nanoindentadion test. To obtain the specimens bovine incisors were used after prophylaxis. The tooth were sectioned at the limit amelo-cement for the separation of the coronal portion. After inclusion, the dentin surface of the specimens were exposed to standardize the substrate. To clinically simulate indirect restorations ceramic pieces were made (IPS e.max® Press/Ivoclar Vivadent) and indirect composite resin (SR Adoro/Ivoclar Vivadent) were cemented on dentin surfaces. The specimens were sectioned longitudinally at low speed with constant irrigation and polished. A positive control group was stablished, in which the cement was light cured without the interposition of indirect restorative material, and a negative control group, in which, after cementation of the indirect restorative material, the light curing was removed, occurring only the chemical polymerization of the cement. All specimens were stored in distilled water at 37°C for 7 days. Nanoindentadion hardness of the cement layer was measured under 100mN load (Shimadzu Dynamic Ultra Micro Hardness Tester). Five nanoindentations in each specimen were obtained, which resulted in the average values of each surface. Data were statistically analyzed using ANOVA and Tukey test ($p<0,05$). RelyX ARC pesented higher values of hardness than RelyX U200 and this was more dependent on the polymerization. The hardness of the evaluated resin cements was negatively influenced by the interposition of an indirect restorative material and only the LEDs were able to maintain the same degree of polymerization of the cement when an indirect restorative material was used.

Keywords: Self-adhesive resin cement. Hardness. Nanoindentation. Polymerization. Photocuring.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1- Representação do carregamento e descarregamento da força no teste de nanoendentação 35

Figura 4.1- LED Elipar Freeligth 2 (3M ESPE) 44

Figura 4.2- LED Bluephase (Ivoclar Vivadent) (A) e demonstração dos seus diferentes comprimentos de onda (LEDs azuis e LED violeta) (B) 44

Figura 4.3- Laser de Argônio AccuCure 3000™ (LaserMed) (A) e calibração da sua potência em 250mW (B) 45

Figura 4.4- Cimento resinoso dual RelyX ARC (3M ESPE) e cimento resinoso dual auto-adesivo RelyX U200 (3M ESPE) 46

Figura 4.5- Radiômetro LED Light Curing Meter (SDI) 47

Figura 4.6- Peças em cerâmica IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent) e em resina composta indireta SR Adoro (Ivoclar Vivadent) para simular restaurações indiretas 48

Figura 4.7- Incisivos bovinos selecionados (A) e profilaxia com água e pedra-pomes (SS White) (B) 49

Figura 4.8- Cortes no limite amelo-cementário para a separação da porção coronária (A) e coroas seccionadas (B) 49

Figura 4.9- Recipientes plásticos desmontáveis para inclusão das coroas (A), (B) 50

Figura 4.10- Desgaste dos corpos-de-prova para a exposição de dentina e padronização do substrato 50

Figura 4.11- Condicionamento do substrato com ácido fosfórico Condac 37% (FGM) (A) e aplicação do adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE) (B) 51

Figura 4.12- Cimento resinoso dual auto-adesivo sendo proporcionado através do seu dispositivo "clicker", que evita erro na proporção das duas pastas 53

Figura 4.13- Aplicação do peso sobre o conjunto dente/restauração indireta (A) e detalhe do posicionamento do dispositivo sobre o material restaurador (B) 53

Figura 4.14- Dispositivo desenvolvido para padronizar a força de assentamento da restauração indireta durante a cimentação 54

Figura 4.15- Fotoativação do cimento resinoso dual 54

Figura 4.16- Corte longitudinal com disco diamantado (Buehler) 55

Figura 4.17- Segundo corte longitudinal, paralelo ao primeiro corte 55

Figura 4.18- Conjunto (substrato/matriz com cimento/poliéster/lamínula de vidro) - controle positivo - posicionado no dispositivo adaptado para cimentação 57

Figura 4.19-Ultra-microdurômetro (DUH-211S - Shimadzu Dynamic Ultra Micro Hardness Tester) (A) e detalhe do penetrador BerKovich (B) 59

Figura 4.20- Espécime posicionado no Ultra-microdurômetro 60

Figura 4.21- Foco centralizado na linha de cimentação do espécime para realização do ensaio.....60

Figura 4.22- Linha de cimentação (aumento 10x) 61

Figura 4.23- Representação esquemática das endentações realizadas na linha de cimentação.....61

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA Analisys of variance: Análise de variância

BisGMA Bisfenol A-metacrilato de glicidila

CAD/CAM Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing: sistema computadorizado para confecção de restaurações em cerâmicas

CQ Canforoquinona

g grama

h hora

J/cm² Joules por centímetro quadrado

Kgf Kilograma força

Laser Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation: Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação

LED Light Emitting Diodes: diodos emissores de luz: Diodos Emissores de Luz

LELO Laboratório Especial de Laser em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

min minuto

mm milímetro

mN milinewton

mN/msec milinewton por milisegundo

mW miliwatt

mW/cm² miliwatt por centímetro quadrado

nm nanometro

N newton

p nível de significância

PPD Fenil propanodiona

QTH Quartz Tungsten Halogen: luz halógena convencional de quartzo-tungstênio

TEGMA Trietileno Glicol dimetacrilato

UDMA Uretano dimetacrilato

s segundo

LISTA DE SÍMBOLOS

®	marca comercial
ºC	graus Celsius
µm	micrômetro
%	porcentagem
*	estatisticamente significante
<	menor

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 17
2 REVISÃO DA LITERATURA 21
2.1 Cimentos odontológicos 21
2.1.1 Cimentos resinosos 22
2.1.2 Cimentos resinosos de dupla ativação 24
2.1.3 Cimentos resinosos de dupla ativação auto-adesivos..... 27
2.2 Fatores que podem interferir na polimerização do cimento resinoso . 30
2.3 Testes de análise de dureza 33
2.4 Unidades Fotoativadoras..... 36
3 PROPOSIÇÃO 42
4 MATERIAL E MÉTODOS..... 43
4.1 Delineamento experimental..... 43
4.2 Materiais e equipamentos utilizados 43
4.3 Determinação dos valores de intensidade de luz..... 47
4.4 Obtenção do material restaurador indireto..... 47
4.5 Preparo das amostras..... 48
4.6 Tratamento de superfície do substrato 50
4.7 Tratamento de superfície da cerâmica 51
4.8 Tratamento de superfície da resina 51
4.9 Cimentação das restaurações indiretas..... 52
4.10 Obtenção dos espécimes 54
4.11 Tratamento superficial dos espécimes para o teste de ultra-microdureza 56
4.12 Obtenção dos espécimes do grupo controle..... 56
4.13 Teste de Nanoendentação 58
5 RESULTADOS..... 62
5.1 Teste de Nanoendentação 63
6 DISCUSSÃO 73
7 CONCLUSÕES 82
REFERÊNCIAS..... 83
APÊNDICE 97

1 INTRODUÇÃO

Em virtude da crescente solicitação por tratamentos estéticos em dentes anteriores e posteriores, materiais e técnicas restauradoras vêm sendo continuamente desenvolvidos e aperfeiçoados. Concomitante ao desenvolvimento das restaurações estéticas indiretas, surgiram os cimentos resinosos, fundamentais nos procedimentos de retenção dessas restaurações e com propriedades diferentes dos cimentos convencionais (Hikita et al., 2007; Di Francescantonio, 2009).

A cimentação representa um passo de extrema importância dentre as várias etapas necessárias para o restabelecimento estético e funcional. Estes materiais são responsáveis pela união entre o material restaurador indireto e a estrutura dental (Dutra-Corrêa et al., 2006).

Os cimentos resinosos podem ser classificados de acordo com sua forma de ativação em: quimicamente ativado, fotoativado e dual (ativação química e física) (El-mowafy et al., 1999). Os cimentos do tipo dual são indicados para cimentação de inlays, onlays e coroas totais confeccionadas em compósito ou cerâmica, já que compensariam o efeito atenuador da luz da unidade fotoativadora pelo material restaurador. Essa compensação, seria possibilitada pela ativação química do material, que ocorre mesmo em regiões mais profundas do preparo, em que a chegada de luz é limitada (Hofmann et al., 2001). Diversos estudos revelaram que o mecanismo de ativação química sozinho é menos efetivo que o dual (Fonseca, 2001; Attar et al., 2003; Fonseca et al., 2004; Shimura et al., 2005; Dutra-Corrêa et al., 2006; Arrais et al., 2010).

A adesão do cimento resinoso à estrutura dental ocorre combinada à técnica adesiva por meio do condicionamento ácido total ou da técnica autocondicionante. Diferentemente, o cimento de fosfato de zinco, depende da retenção, da configuração do preparo cavitário e do seu embricamento micromecânico junto à superfície do dente e da peça protética (Neordlander et al.,1988; Rosenstiel et al., 1998).

Estudos mostram que a resistência de união de cimentos resinosos à dentina é influenciada pelo modo de ativação e pelos sistemas adesivos utilizados (Swift et al., 1998; Lucena-Martin et al., 2001; de Menezes et al., 2006; Arrais et al., 2007). Atualmente, é aceito que os cimentos resinosos ativados quimicamente ou de dupla

ativação, que empregam aminas básicas como parte de um sistema catalisador redox, são incompatíveis com a aumentada concentração de monômeros resinosos mais ácidos utilizados nos adesivos de passos simplificados (Di Francescantonio, 2009). A interação entre monômeros mais ácidos e as aminas terciárias básicas dos compósitos leva ao consumo das aminas nas reações ácido-base, evitando a geração de radicais livres nas subseqüentes reações redox e a polimerização do cimento que está em contato com o adesivo (Tay et al., 2003).

Assim, visando o aprimoramento e simplificação da técnica de cimentação adesiva, foram desenvolvidos os cimentos resinosos auto-adesivos. Estes sistemas dispensam o pré-tratamento do tecido dental (condicionamento ácido, primer, resina hidrófoba), reduzindo a sensibilidade inerente à técnica de cimentação adesiva e, consequentemente o tempo clínico (De Munck et al., 2004; Abo-Hamar et al., 2005; Yang et al., 2006; Goracci et al., 2006; Piwowarczyk et al., 2007). Para os cimentos resinosos auto-adesivos, a formação de uma camada híbrida distinta não é observada, ocorrendo remoção parcial da *smear layer*, o que limita a abertura dos túbulos dentinários, reduzindo a sensibilidade pós-operatória (Cantoro et al., 2008; Mazzitelli et al., 2008).

A extensão da reação de polimerização está diretamente relacionada com grande parte das propriedades físicas e mecânicas dos materiais resinosos (Asmussen, 1982). Uma maneira efetiva e amplamente utilizada para avaliar o grau de polimerização é a mensuração da dureza superficial através de testes de microdureza (Rueggeber; Craig, 1988).

A técnica de microendentação é o método mais tradicional e estabelecido, entretanto a nanoendentação, também conhecida como ultra-microendentação, é uma técnica emergente e promissora para os estudos de materiais resinosos, inclusive para regiões extremamente finas como a linha de cimentação. O princípio básico de ambas as técnicas se fundamenta na aplicação de uma carga estática sobre um sólido, através de pontas de formato e dimensões conhecidas, provocando uma depressão no substrato, a qual, depois de analisada por parâmetros específicos, fornece informações sobre as propriedades do material testado (Bengtson, 2011).

A incorporação de fotoiniciadores como a canforoquinona às resinas compostas, possibilitou a polimerização destes materiais através da fotoativação. A canforoquinona é efetivamente ativada por fontes de luz com comprimento de onda

ideal em torno de 468nm (McCabe; Carrick, 1989). Assim, a fotoativação fica na dependência da efetividade das fontes de luz, incluindo a distribuição de espectro, intensidade, tempo de exposição e distância da fonte de luz até a resina composta (Hilgert et al., 2004).

A polimerização dos cimentos resinosos de ativação dual idealmente deveria ocorrer de forma efetiva tanto na presença como na ausência de luz, entretanto a literatura demonstra que os melhores resultados são obtidos quando a fotoativação é realizada (El-Mowafy et al., 1999; Hilgert et al., 2004).

Vários equipamentos com diferentes fontes de luz e técnicas de ativação surgiram no mercado nos últimos anos. Os aparelhos à base de luz halógena convencionais (*QTH: Quartz Tungsten Halogen*) emitem comprimentos de onda que geram calor e são altamente absorvidos pelos compósitos, induzindo aquecimento ao dente durante o processo de fotoativação (Machado, 2003).

Outras fontes têm sido propostas, como o laser de argônio que emite luz visível de cor azul-esverdeada com comprimento de onda de 488nm, por meio do elemento químico argônio. As características de sua luz monocromática, coerente e colimada, promovem maior penetração em profundidade. Apresenta como vantagem, a baixa capacidade de produzir radiação infravermelha, gerando menos calor para a estrutura dental (Fleming; Maillet, 1999). Porém, sua indicação como fonte ativadora tem sido controversa, uma vez que alguns autores afirmam se tratar de uma eficiente fonte de radiação, quando comparado à fotoativação com luz halógena (Blankenau et al., 1991; Powell; Blankenau, 2000). Outros autores demonstram uma ação menos eficaz do laser de argônio (Burgess et al., 2002; Rode et al., 2005). Além disso, ainda há controvérsias sobre os parâmetros do laser, tais como a densidade de energia e potência utilizadas, assim como o tempo e as propriedades alcançadas (Turbino et al., 2011).

Na tentativa de melhorar a eficiência da fotoativação, foram propostos novos equipamentos com fontes de diodo (LED). Os aparelhos LEDs, ou Diodos Emissores de Luz, possuem como fonte de luz diodos que emitem luz numa faixa estreita próxima de 470nm, a qual coincide com o espectro de absorção da canforoquinona. Os LEDs apresentam tempo de vida útil superior a 10.000h e sofrem pouca degradação ao longo do tempo (Jandt et al., 2000; Hilgert et al., 2004; Tango, 2006).

A fim de alcançar menor tempo de exposição (<10s), mantendo as propriedades do material, a tendência geral entre os fabricantes tem sido produzir

unidades fotoativadoras com maior irradiância. Isto é baseado na suposição de que a energia total da irradiação, ou seja, exposição radiante (J/cm²), é o principal fator determinante no grau de conversão e propriedades mecânicas do material fotoativo (Leprince et al., 2011). A nova geração de LEDs atua com o sistema de ampla banda espectral e permite a polimerização de materiais restauradores que utilizam não apenas a canforoquinona como fotoiniciador, na faixa de comprimentos de onda entre 385 a 515nm (Ivoclar Vivadent, 2009).

Apesar destes sistemas ainda sofrerem modificações, sua utilização tem se difundido cada vez mais. Dúvidas permanecem quanto à efetividade de fotoativação de cimentos resinosos ativados com estes equipamentos.

Além disso, outra limitação importante a ser considerada seria a influência do material restaurador indireto sobre a polimerização do cimento resinoso. Estudos demonstraram que vários fatores podem interferir na eficácia da polimerização do cimento empregado na cimentação de restaurações indiretas em cerâmica ou resina composta: a composição, espessura, opacidade e a cor do material restaurador podem atenuar a passagem da fonte de luz e, consequentemente, diminuir a porcentagem de polimerização do cimento (Fonseca, 2004; Soares et al., 2006; Borges et al., 2008; Ilie; Hickel, 2008; Meng et al., 2008; Pazin et al., 2008; Hooshmand et al., 2009, Noronha-Filho et al., 2010; Valentino et al., 2010).

Hooshmand et al. (2009) observaram diminuição na dureza Vickers do cimento Variolink quando fotoativado sob cerâmica IPS Empress II com espessura de 2,0mm. Segundo Noronha-Filho et al. (2010), os cimentos resinosos podem apresentar baixo grau de conversão quando são ativados de forma dual através de cerâmicas reforçadas com espessura de 2,0mm e com transluscência igual ou menor que a IPS Empress II.

Diante do exposto, o objetivo deste estudo foi avaliar a dureza de dois cimentos resinosos empregados na cimentação de restaurações indiretas em cerâmica de dissilicato de lítio e em resina composta, utilizando unidades fotoativadoras com diferentes comprimentos de onda**,** por meio de teste dinâmico de ultra-microdureza.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Cimentos odontológicos

A odontologia restauradora vem sendo continuamente atualizada e aperfeiçoada, e atualmente não há apenas um agente de cimentação considerado ideal para todas as situações clínicas. O advento da cimentação adesiva propulsionou consideravelmente os procedimentos restauradores indiretos. Este estudo concentra-se nos cimentos à base de resina como agentes de cimentação para as restaurações estéticas indiretas, devido ao importante papel que estes materiais desempenham no sucesso clínico final de tal modalidade de tratamento.

O sucesso clínico de um procedimento restaurador indireto depende de inúmeros fatores e entre eles, a técnica de cimentação usada que cria um *link* entre a restauração e o dente (Radovic et al., 2008; Souza et al., 2011). Para a seleção de um agente de cimentação ideal, vários fatores devem ser considerados, incluindo suas propriedades físico-químicas, a técnica de uso e o planejamento clínico. Assim, os cimentos odontológicos devem possuir características como proporcionar a ótima adesão entre o material restaurador e o dente, combinado a altos valores de dureza, resistência à tensão e compressão, evitando o deslocamento da peça protética (Attar et al., 2003; Walker et al., 2003). Adicionalmente, devem ser biocompatíveis, apresentar adequada viscosidade, baixa sorção e solubilidade, tempo de trabalho e presa adequados. No caso dos cimentos resinosos, os mesmos devem apresentar um adequado grau de conversão (de Góes, 1998; Rosenstiel et al*.,* 1998; Kumbuloglu et al*.,* 2004).

Tradicionalmente, o cimento de fosfato de zinco foi considerado o agente de cimentação mais popular e utilizado, devido à sua facilidade de manipulação, bom escoamento e baixo custo. Porém, atualmente já são bem documentadas suas desvantagens, como ausência de adesão, alta solubilidade em fluidos orais, além de não apresentarem opções de cores variadas (Hersek; Canay,1996; Rosenstiel et al., 1998; Diaz-Arnold et al., 1999; Heydecke; Peters, 2002; Manso et al., 2011).

Apesar de a adaptação marginal dos sistemas em cerâmica pura CAD/CAM ter melhorado significativamente, ainda são gerados espaços entre a restauração e

o dente possivelmente resultando em camadas mais espessas de cimento e mais pobres em retenção friccional aos pilares (Wettstein et al., 2008). Desta forma, estes são os desafios críticos para o cimento de fosfato de zinco, devido à sua solubilidade e falta de adesividade (Manso et al., 2011).

Levando em consideração as desvantagens do cimento de fosfato de zinco, diversas alternativas de materiais para cimentação foram introduzidas no mercado odontológico, como o cimento de ionômero de vidro, cimento de ionômero de vidro modificado por resina e os cimentos resinosos (Rosenstiel et al., 1998).

Os cimentos de ionômero de vidro apresentam várias vantagens clínicas, incluindo ligação físico-química à estrutura dentária, liberação de flúor a longo prazo e baixo coeficiente de expansão térmica. No entanto, sua baixa resistência mecânica compromete a sua utilização em áreas de alto estresse de suporte (Yiu et al., 2004). Com isso, os cimentos à base de resina se tornaram populares, pois têm potencial para minimizar as desvantagens de solubilidade, suporte e falta de adesão demonstrados pelos materias apresentados anteriormente (Manso et al., 2011).

2.1.1 Cimentos resinosos

Os cimentos à base de resina têm uma crescente aplicação na cimentação de restaurações indiretas por apresentarem melhores propriedades mecânicas, físicas, adesivas e, principalmente, proporcionar excelência em estética quando associados às restaurações indiretas livres de metal (Rosenstiel et al., 1998; Soares et al., 2004; Vrochari et al., 2009; Manso et al., 2011). Além disso, o maior tempo de trabalho e manipulação destes cimentos facilita as etapas de adaptação da peça protética e de remoção dos excessos (Braga et al., 1999).

A constituição química dos cimentos resinosos assemelha-se à das resinas compostas restauradoras (de Góes, 1998). Os sistemas monoméricos mais comumente utilizados em cimentos resinosos são: Bis-GMA® (Bisfenol A-metacrilato de glicidila), TEGDMA® (Trietileno Glicol dimetacrilato) e UDMA® (Uretano dimetacrilato). As resinas Bis-GMA e UDMA são usadas como base e o TEGDMA é usado como um diluente para reduzir a viscosidade da resina base, particularmente

o Bis-GMA (Anusavice, 1996). O Bis-GMA é uma molécula longa que contém um anel aromático no centro da cadeia molecular e duplas ligações alifáticas de carbono nas extremidades da mesma. Estas duplas ligações de carbono se quebram durante a reação de polimerização, permitindo que um monômero se ligue a outros durante esse processo. O anel aromático presente confere rigidez a esse monômero, enquanto que a extensa separação entre as duplas ligações alifáticas confere um aumento de sua reatividade química (Peutzfeldt, 1997). Por outro lado, o Bis-GMA possui também dois grupamentos hidroxílicos, os quais aumentam a sua viscosidade final (Sideridou et al., 2002). A alta viscosidade do Bis-GMA torna necessária a sua mistura com outros monômeros de menor peso molecular, com função de diluentes, a fim de se obter materiais que possam ser facilmente manipulados pelos clínicos. Dessa forma, a quantidade de diluente incorporada ao material ditará a sua fluidez (Anusavice, 1996). Os cimentos resinosos por sua vez, em função da necessidade de alto escoamento, possuem maior concentração de diluentes do que as resinas compostas. O principal monômero utilizado com este propósito é o TEGDMA, que é uma molécula linear, flexível e que apresenta ligações de carbono em suas extremidades (Sideridou et al., 2002).

Outro componente fundamental é a carga, geralmente constituída de partículas de vidro ou sílica, adicionadas para melhorar as propriedades mecânicas, reduzir a solubilidade e a contração volumétrica do cimento (Diaz-Arnold et al., 1999; Faria e Silva, 2008).

Os cimentos resinosos podem ser classificados de acordo com sua forma de ativação em: quimicamente ativado, fotoativado e dual (ativação química e física) (El-mowafy et al., 1999).

Os cimentos quimicamente ativados geralmente se apresentam em sistema pasta/pasta. A pasta catalisadora contém a amina terciária, que representa o acelerador da reação química e na base está presente o peróxido de benzoíla. Como esses materiais não necessitam de luz visível para iniciar a reação de polimerização, estão indicados para cimentação de restaurações indiretas em compósito ou cerâmica opacas, espessas ou metálicas (Braga et al., 1999; Hofmann et al., 2001; Pfeifer et al., 2003).

Para os cimentos resinosos fotoativados, a sensibilização dos fotoiniciadores, como a canforoquinona, pela unidade de luz visível é fundamental para iniciar o processo de polimerização. Apresentam as vantagens de tempo de trabalho

prolongado e melhor estabilidade de cor. Devido sua ativação ser realizada somente pela luz visível, pode-se controlar o tempo de trabalho, sendo bem indicados para cimentação de facetas laminadas em porcelana (Garone; Burguer, 1998; El-Mowafy et al., 1999; Caughman et al., 2001), onde se pode ajustar corretamente a faceta e remover os excessos cuidadosamente, e só assim promover a fotoativação do cimento resinoso. No entanto, o uso de cimentos resinosos fotoativados está limitado às situações em que a espessura e a cor da restauração não afetem a transmissão da luz, pois tais fatores podem interferir diretamente na polimerização do material (Braga et al., 1999; Hofmann et al., 2001; Caughman et al, 2001; Pegoraro et al., 2007).

Assim, visando associar propriedades para melhorar o desempenho dos cimentos resinosos quimicamente ativados e fotoativados, foram desenvolvidos os cimentos resinosos de polimerização dual (Rueggeberg; Caughman, 1993; Peters; Meiers, 1996).

2.1.2 Cimentos resinosos de dupla ativação

Nos cimentos resinosos de dupla ativação ou de polimerização dual, a formação do polímero ocorre após a sensibilização dos fotoiniciadores presentes na composição do cimento resinoso, ao mesmo tempo em que o peróxido de benzoíla reage com a amina terciária, promovendo a ativação química (Peters; Meiers, 1996; Pfeifer et al., 2003). Portanto, para esses cimentos, a fotoativação promove a fixação inicial da restauração, enquanto a reação química busca garantir a polimerização total do cimento resinoso mesmo após a fotoativação e, principalmente, em restaurações opacas e em áreas profundas e internas dos preparos cavitários na qual a luz do aparelho fotopolimerizador não irá incidir no material com intensidade adequada (Blackman et al., 1990; el-Mowafy et al., 1999; Hofmann et al., 2001; Pfeifer et al., 2003).

Os cimentos do tipo dual são indicados para fixação de inlays, onlays e coroas totais confeccionadas em compósito ou cerâmica, já que compensam o efeito atenuador da luz da unidade fotoativadora pelo material restaurador. Essa compensação, é possibilitada pela ativação química do material, que ocorre mesmo

em regiões mais profundas do preparo, em que a chegada de luz é limitada (Hofmann et al., 2001).

Mesmo os cimentos resinosos duais sendo também quimicamente ativados, a ativação por luz visível é necessária para garantir as melhores propriedades mecânicas do cimento (Hasegawa et al., 1991; Braga et al., 2002). Uma fotoativação deficiente devido à interposição de materiais restauradores estéticos com certa opacidade, com espessura superior a 2mm, leva a um menor grau de conversão do cimento resinoso (Ruggeberg; Caughman, 1993; Kumbuloglu et al., 2004; Arrais et al., 2008). Isso mostra que apenas a autopolimerização de cimentos resinosos duais é insuficiente para alcançar as propriedades ótimas do cimento (Braga et al., 2002).

Diversos estudos revelaram que o mecanismo de ativação exclusivamente químico é menos efetivo que o dual (Fonseca, 2001; Attar et al., 2003; Fonseca et al., 2004; Shimura et al., 2005; Dutra-Corrêa et al., 2006; Arrais et al., 2010).

Apesar disso, outros estudos indicam que a cinética de polimerização de cimentos resinosos duais é mais complexa do que previamente pensado (Pegoraro et al., 2007). Como regra geral, sabe-se que os cimentos de polimerização dual devem ser manipulados, inseridos e em seguida fotoativados. A fotoativação imediata assegura a estabilidade inicial necessária para suportar tensões clínicas e a polimerização química deverá proporcionar o alcance de suas propriedades máximas ao longo do tempo. Ainda que desencadeados de modo independente, os dois modos de polimerização iniciam uma dinâmica de formação de radicais livres e conversão de monômeros que naturalmente se sobrepõem durante a fase de polimerização. Assim, o enrijecimento de cadeias poliméricas iniciadas pela fotoativação (mais rápida) pode dificultar a movimentação espacial das mesmas, impedindo a posterior conclusão da polimerização química (mais lenta), resultando em um menor grau de conversão e conseqüente alteração das propriedades mecânicas (Peutzfeldt; Asmussen, 2004; Rosendo et al., 2011).

Velarde et al. (2005) mostraram que a fotoativação limitou de alguma forma a polimerização química do cimento resinoso dual, interferindo assim em suas propriedades mecânicas. Clinicamente, é aconselhável adiar a fotoativação dos cimentos resinosos duais o maior tempo possível. Deste modo, a fotoativação não irá interferir com o mecanismo de polimerização química (Pegoraro et al., 2007).

Alterações no grau de conversão podem resultar em alterações nas propriedades mecânicas (Ferracane, 1985) e adesivas (Arrais et al., 2007). Portanto,

o desempenho geral dos cimentos resinosos de ativação dual é largamente dependente de como os clínicos executam o protocolo de ativação da polimerização e das características químicas intrínsecas de cada material em particular (Pegoraro, 2010).

A técnica adesiva para cimentação permite maior preservação de estrutura dental sadia, favorecendo assim, a retenção mecânica da restauração indireta (Rosenstiel et al., 1998). Em esmalte, ocorre o embricamento micro-mecânico e a formação de *tags*, enquanto o mecanismo de união à dentina se dá através da hibridização, ou seja, por meio da infiltração e polimerização da resina fluída entre as fibrilas colágenas, originando a camada híbrida (Nakabayashi et al., 1982; Luz et al., 2005).

O protocolo de cimentação para os cimentos resinosos convencionais de polimerização dual requer vários passos sequenciais e implica na aplicação prévia e separada do sistema adesivo. A técnica de uso desses cimentos é portanto, complexa e bastante sensível, podendo ser influenciada por vários fatores como o próprio operador, a qualidade do substrato, do material e sua temperatura, podendo resultar em falha de união (Mak et al., 2002; De Munck et al., 2004; Pavan et al., 2010).

Vários estudos têm questionado a habilidade de cimentos resinosos de polimerização dual para efetivamente se unirem com sistemas adesivos simplificados (Carvalho et al., 2004; Pegoraro et al., 2007). A possibilidade de ocorrência de fenômenos adversos entre sistemas adesivos simplificados e cimentos de polimerização dual tem profundas implicações na prática clínica (Rosendo et al., 2011). Isto ocorre devido à interação química entre a amina terciária presente no cimento resinoso e os monômeros ácidos não polimerizados dos sistemas adesivos simplificados (Sanares et al., 2001; Tay et al., 2003). Os monômeros ácidos não reagidos presentes na superfície do adesivo, devido à presença do oxigênio, podem reagir com as aminas terciárias do cimento. O consumo da amina terciária prejudica a reação química de polimerização do cimento resinoso, que ocorre entre a amina terciária e o peróxido de benzoíla, comprometendo a estabilidade da união ao longo do tempo (Sanares et al., 2001; Tay et al., 2002; Tay et al., 2003).

Adicionalmente, devido à sua característica hidrofílica, os sistemas adesivos funcionam como uma membrana permeável. Este comportamento hidrófilo permite o

fluxo de água através do adesivo após a polimerização (Tay et al., 2002; Carvalho et al., 2004).

A presença de água na interface entre o adesivo e o cimento compromete a área total aderida e a adequada polimerização do cimento. As gotas de água podem acumular-se na interface e podem funcionar como concentradores de tensão, levando a falha da interface adesivo-cimento (Carvalho et al., 2004). Essa permeabilidade poderia ser minimizada pela aplicação de uma camada intermediária de um adesivo mais hidrofóbico, não ácido e de baixa viscosidade, separando assim a camada ácida de adesivo do cimento resinoso (Carvalho et al., 2004). No entanto, essa camada extra de adesivo poderia criar um filme espesso, o que seria incoveniente durante o processo de cimentação de restaurações estéticas (Pegoraro et al., 2007).

Outro aspecto importante que pode ser influenciado pelo operador é a dificuldade em se obter a umidade ideal do tecido dentinário após o condicionamento ácido e previamente à inserção do cimento resinoso e da restauração indireta. A secagem excessiva do tecido dentinário pode promover a redução dos espaços interfibrilares, o que dificulta a infiltração dos monômeros resinosos e compromete a formação da zona de interdifusão resina/dentina (Tay et al., 1996).

Na tentativa de simplificar a técnica de cimentação, eliminando os passos de enxágüe/secagem e facilitando o procedimento adesivo, um novo grupo de cimentos resinosos foi introduzido no mercado, os cimentos auto-adesivos (Della-Bona, 2005; Radovic et al., 2008; Chaves et al., 2009; Vrochari et al., 2009; Guarda et al., 2010).

2.1.3 Cimentos resinosos de dupla ativação auto-adesivos

Os cimentos resinosos de dupla ativação auto-adesivos foram desenvolvidos com a finalidade de superar algumas limitações dos cimentos convencionais, bem como reunir em um único produto características favoráveis de diferentes cimentos (Radovic et al., 2008).

A sensibilidade da técnica de cimentação adesiva foi reduzida pela simplicação de sua aplicação e é considerada a principal vantagem quanto ao uso dos cimentos resinosos auto-adesivos, pois, estes sistemas dispensam o pré-tratamento do tecido dental com o condicionamento ácido, otimizando o tempo clínico do cirurgião-dentista (De Munck et al., 2004; Abo-Hamar et al., 2005; Goracci et al., 2006; Yang et al., 2006; Han et al., 2007; Piwowarczyk et al., 2007; Senyilmaz et al., 2007; Guarda et al., 2010; Nakamura et al., 2010; Pavan et al., 2010; Cantoro et al., 2011).

Para os cimentos resinosos auto-adesivos, não é observada a formação de uma camada híbrida distinta, pois ocorre remoção parcial da *smear layer*, o que limita a abertura dos túbulos dentinários e reduz a sensibilidade pós-operatória (Gerth et al., 2006; Cantoro et al., 2008; Mazzitelli et al., 2008; Radovic et al., 2008).

Segundo Ferracane et al. (2011), devido à maior viscosidade dos cimentos auto-adesivos e à não necessidade de condicionamento prévio da dentina, estes cimentos podem ser melhor tolerados pela polpa que os outros cimentos resinosos que dependem de condicionamento prévio.

De acordo com os fabricantes, estes produtos são auto-adesivos e incluem ácidos e monômeros hidrofílicos em sua composição. Devido a isso desmineralizam e simultaneamente se infiltram em esmalte e dentina. Portanto, não necessitam de condicionamento ou pré-tratamento do substrato dental. Ocorre também retenção adicional através de ligações químicas dos grupos fosfatos dos monômeros funcionais que reagem com a hidroxiapatita do substrato dental (De Munck et al., 2004; Gerth et al., 2006; Radovic et al., 2008; Vrochari et al., 2009; Guarda et al., 2010; Chen et al., 2011).

Porém, também é considerado na literatura que a interação do cimento com o substrato dental é superficial sem a formação de uma camada híbrida distinta ou *tags* de resina (De Munck et al., 2004; Al-Assaf et al., 2007; Cantoro et al., 2011).

Os cimentos resinosos auto-adesivos de polimerização dual abrangem atualmente uma ampla gama de indicações, incluindo a cimentação de restaurações indiretas, como inlays, onlays, coroas metálicas, metalo-cerâmicas ou em cerâmica pura, pontes e também são frequentemente utilizados para a cimentação de pinos endodônticos. O acesso da luz na superfície do cimento resinoso é, na maioria destes casos, impedido, induzindo ao questionamento de o quanto estes materiais

podem ser devidamente polimerizados e se alcançam adequadas propriedades mecânicas (Ilie; Simon, 2012)

Diante disso, Ilie e Simon (2012), analisaram o efeito da luz sobre as propriedades mecânicas de oito agentes cimentantes de polimerização dual auto-adesivos: Breeze (Pentron), Clearfil SA (Kuraray), G-Cem Automix (GC), G-Cem (GC), i-CEM (Heraeus Kulzer), Max-cem Elite (Kerr), RelyX Unicem (3M ESPE), Smart Cem 2 (Dentsply) comparando-os com dois cimentos resinosos de polimerização dual convencionais: Dentin Build (Komet) e Multilink Automix (Ivoclar Vivadent), com a fotoativação direta sobre o cimento e somente ativação química. Foi observado que, a influência do modo de ativação e do tipo de cimento convencional ou auto-adesivo, foi fraca. Os cimentos resinosos convencionais apresentaram propriedades mecânicas significativamente maiores em comparação com os cimentos resinosos auto-adesivos, embora esta diferença tenha sido baixa. Os autores concluiram que a seleção adequada do cimento deve ser feita considerando-se, além de suas propriedades adesivas, suas propriedades mecânicas e também o proceso de polimerização.

Resistência de união inferior ao esmalte em comparação com a dentina foi relatado, e este fato pode limitar o uso de cimentos resinosos auto-adesivos para facetas laminadas (Radovic et al., 2008). Além disso, as facetas estéticas e as restaurações minimamente invasivas requerem mais tempo de trabalho para o posicionamento e demandam mais estética do que são propostos nos *kits* de cimentos resinosos autoadesivos disponíveis no mercado (Manso et al., 2011).

Chen et al. (2011) também encontrou valores de resistência de união inferiores ao avaliar os efeitos de vários tratamentos de dentina na resistência de união de dois cimentos resinosos auto-adesivos. A hipótese nula era que a resistência de união de dois cimentos resinosos não seria afetada pela dentina condicionada. De acordo com os resultados, a aplicação do RelyX Unicem (3M ESPE) e BisCem (Bisco) à dentina sem tratamentos superficiais apresentaram resistência de união inferiores.

Behr et al. (2009), realizaram um estudo com 49 pacientes, comparando os resultados clínicos de restaurações indiretas à base de liga metálica cimentadas com cimento fosfato de zinco convencional e cimento resinoso auto-adesivo (RelyX Unicem Aplicap). Concluiram que não foram encontradas diferenças significativas no desepenho clínico dos dois cimentos avaliados durante o período de 38 meses.

2.2 Fatores que podem interferir na polimerização do cimento resinoso

A polimerização de cimentos resinosos envolve a reação entre radicais livres, quando o material é transformado do estado viscoso para o rígido. Durante esse processo, as ligações duplas de carbono (C=C) existentes na porção alifática da cadeia são quebradas e convertidas em ligações covalentes (C-C) entre os monômeros metacrilatos, formando a cadeia polimérica (Noronha-Filho et al., 2010). O processo de polimerização continua até que a reatividade do meio se esgote (Faria e Silva, 2008), sendo que esta nunca é completa, ou seja, sempre permanecem monômeros não reagidos ao fim do processo de polimerização, denominados monômeros residuais (Ferracane, 1994; Faria e Silva, 2008; Pegoraro, 2010; Mendonça, 2011).

O grau de conversão é a medida da porcentagem relativa de ligações duplas de carbono consumidas durante o processo e serve como parâmetro indicativo da qualidade de polimerização do material (Asmussen, 1982, Ferracane, 1985, Rueggeberg; Caughman, 1993). Um grau de conversão inadequado resulta em baixa resistência ao desgaste, microinfiltração, reações inflamatórias teciduais, maior sorção e solubilidade, instabilidade de cor e maior chance de falhas e perdas de restaurações (Ferracane, 1985; Rosenstiel et al., 1998; Ortengren et al., 2001).

Vários fatores podem influenciar o grau de conversão, como o tempo de exposição, a densidade de potência de luz, a distância da unidade fotoativadora, assim como a composição, quantidade, tamanho e tipo de partículas de carga do material (Rueggeberg; Caughman, 1993; Koupis et al., 2004).

As propriedades físico-químicas são influenciadas pelo grau de conversão do cimento resinoso, e os cimentos comportam-se de diferentes formas diante de um mesmo modo de ativação. Nos cimentos resinosos duais, o grau de conversão é maior que nos cimentos ativados quimicamente (Rueggeberg; Caughman, 1993; Kumbuloglu et al., 2004; Arrais et al., 2008). A formação da rede polimérica é influenciada não só pelos fatores relacionados ao material resinoso como tipo de monômero, concentração de diluentes, catalizadores e inibidores (Ferracane; Greener, 1986), mas também pelos aspectos associados à fonte de emissão de luz como a intensidade, o modo de ativação (Kumbuloglu et al., 2004, Piwowarczyk et

al., 2007) e tempo de fotoativação (Ferracane; Greener, 1986; Calheiros et al., 2006).

Alguns fatores podem reduzir a densidade de potência fornecida ao agente de cimentação durante a cimentação de restaurações indiretas. Entre esses fatores, a intensidade de luz pode ser atenuada quer pela distância da unidade fotoativadora ou pelas características de absorção do material restaurador indireto. Esta atenuação resulta em baixo grau de conversão e propriedades mecânicas comprometidas (Arrais et al., 2008).

Especificamente relacionado aos cimentos resinosos, variáveis como cor e espessura das restaurações indiretas podem interferir na quantidade de luz que incide sobre esses materiais (Caughman et al., 2001; Arrais et al., 2008; Aguiar, 2009).

Hilgert et al. (2004) relataram que, tanto o tipo de fotoativador quanto o material restaurador indireto interferem na microdureza do cimento resinoso *dual cure* utilizado.

Ainda relacionado às restaurações indiretas, Lee et al. (2008) avaliaram os efeitos da espessura da cerâmica (0.5, 1, 2, ou 4mm) na contração de polimerização de seis cimentos resinosos (RelyX ARC, Bistite II, Duolink, Panavia F, Variolink II, New Choice) e na velocidade de polimerização durante a fotoativação e ativação química. A intensidade da luz diminuiu exponencialmente com o aumento da espessura dos discos de cerâmica. Concluiram que os cimentos de polimerização dual apresentam diferentes cinéticas de polimerização, dependendo da forma de ativação. Além disso, quando a cerâmica é mais espessa do que 2mm, o tempo de fotoativação deve ser aumentado para além do recomendado pelo fabricante.

Estudos têm demonstrado que o aumento da espessura dos materiais restauradores indiretos pode diminuir a dureza do agente de cimentação (Pazin et al., 2008; de Paula et al., 2010).

De acordo com Ilie e Hickel (2008), o sucesso de uma faceta em cerâmica é baseado principalmente na adesão entre a cerâmica e o cimento resinoso e entre este e o substrato dental. Para obter uma força de ligação elevada, é necessário uma ótima polimerização do agente de cimentação. Sendo assim, o grau de polimerização do cimento resinoso afeta suas propriedades mecânicas e assim a longevidade da restauração (Öztürk et al., 2012).

Outros fatores, incluindo a estrutura cristalina, a espessura, a opacidade e a cor das cerâmicas podem desempenhar um papel importante na atenuação da luz para o cimento resinoso sob uma restauração em cerâmica (Soares et al., 2006).

Clinicamente, uma polimerização insuficiente pode conduzir à degradação precoce do agente de cimentação, comprometendo assim a interface adesiva. A dureza do cimento resinoso pode ser influenciada pela espessura da restauração indireta e pela distância entre a ponta da unidade fotoativadora e a superfície do cimento resinoso (de Paula et al., 2010).

Estudos como de Vrochari et al. (2009), após avaliarem o grau de conversão de quatro cimentos resinosos auto-adesivos e um cimento resinoso convencional, nos modos de ativação química e dual, observaram que quando se trata do grau de conversão dos materiais expostos sem fotoativação, é esperado que os valores obtidos seriam baixos. Este achado sugere que todos os cimentos testados podem demonstrar inadequada resistência inicial em aplicações onde a luz não é susceptível de atingir o cimento, como em cimentação de pinos endodônticos, restaurações opacas em cerâmica ou metalo-cerâmica ou mesmo inlays com maior espessura.

Um inadequado grau de conversão resulta em propriedades físico-mecânicas inferiores, como baixa dureza, baixa resistência ao desgaste, instabilidade de cor, microinfiltração, reações teciduais adversas, aumento do índice de sorção de água, maior solubilidade e maior possibilidade de falha precoce (Ferracane, 1985; Rosenstiel et al.,1998; Ortengren et al., 2001; Pedreira et al., 2009; Valentino et al., 2010; Manso et al., 2011). Uma vez que as propriedades mecânicas são afetadas pelo grau de conversão dos compósitos, a avaliação de algumas dessas propriedades fornece uma medida indireta de extensão de cura. Assim, avaliações indiretas do grau de conversão podem ser realizadas por meio de testes de microdureza, uma vez que valores mais altos de dureza são indicativos de uma maior extensão de polimerização (Ferracane, 1985, Rueggeberg; Craig, 1988, Hofman et al., 2001, Braga et al., 2002, Ceballos et al., 2007, Pedreira et al., 2009, Pegoraro, 2010, Valentino et al., 2010).

O teste de microdureza pode ser utilizado para avaliação do grau de polimerização, no entanto de uma forma indireta, já que a conversão em polímeros altera as propriedades como a dureza que indicam um maior grau de conversão

(Rueggberg; Craig, 1988; Hasegawa et al., 1991; Hofmann et al., 2001; Braga et al., 2002; Roberts et al., 2004; Yap et al., 2004; Witzel et al., 2005; Yoldas; Alaçam, 2005; Ceballos et al., 2007).

2.3 Testes de análise de dureza

A dureza é uma propriedade mecânica definida como a mensuração da resistência à deformação permanente e é medida por meio da relação da força aplicada pela área de endentação (Craig; Powers, 2004). É comumente utilizada para especificar materiais quanto a esta propriedade mecânica (Shahdad et al., 2007), assim como, representa um meio de comparação entre os mesmos (Estrela, 2005).

A dureza dos cimentos resinosos é uma propriedade mecânica importante para avaliar o comportamento da resistência e do desgaste destes materiais (Reges, 2005).

Os testes clássicos de dureza por endentação podem ser classificados em macroendentação, para cargas maiores que 1kgf e microendentação para cargas menores que 1kgf, com penetrador de diamante Vickers ou Knoop (Souza, 1982; Araújo, 2013).

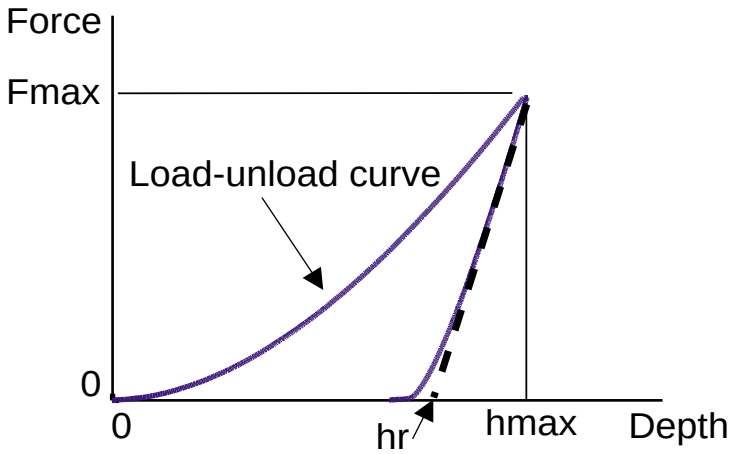
Estes testes de dureza consistem na avaliação microscópica de uma impressão realizada no material testado por uma ponta de diamante sob carga e tempo previamente determinados. Para o teste de microdureza Knoop, o diamante tem a forma de pirâmide alongada e as medições são realizadas na maior diagonal da endentação. Para a microdureza Vickers, o diamante tem forma piramidal de base quadrada e as medidas são feitas em ambas as diagonais, obtendo-se valores médios. Para materiais poliméricos, após a remoção da carga ocorre o fenômeno de recuperação elástica e, portanto, pode afetar as duas diagonais, mascarando os resultados. Em uma endentação Knoop, a recuperação elástica poderia afetar a diagonal menor e influenciar menos nos resultados obtidos (Souza, 1982; Mendonça, 2011).

Como os testes de microdureza utilizam cargas baixas e as impressões são muito pequenas (principalmente no caso da microdureza Knoop), esse tamanho

reduzido pode prejudicar a mensuração exata da diagonal maior da impressão devido à dificuldade de se localizar as extremidades da diagonal. Esses fatores podem provocar erros no ensaio, resultando em valores de dureza maiores que o real (Soprano, 2007; El-Safty et al., 2012).

Diversas técnicas têm sido introduzidas para avaliar o desempenho mecânico de materiais resinosos. Mais recentemente, a técnica de nanoendentação foi desenvolvida para a avaliação das propriedades mecânicas de materiais com pequenas espessuras e em diferentes regimes de carga por meio de endentações numa escala nanométrica. A medição das propriedades mecânicas por nanoendentação tem sido sugerida como vantajosa em relação aos métodos convencionais pela sua alta resolução de força e preciso posicionamento da endentação (El-Safty et al., 2012; Moosavi et al., 2013).

O teste de ultramicrodureza é baseado na realização de endentações em escalas nanométricas (Doerner; Nix, 1986; Willems et al., 1993). Uma ponta de diamante com base de um triângulo eqüilátero (endentador Berkovich) é o endentador mais comumente utilizado para realização desse ensaio (Angker; Swain, 2006; El-Safty et al., 2012). Diferente do que é preconizado para o teste de microdureza convencional, no qual a área da endentação é determinada opticamente após sua realização, para o teste de nanoendentação, a profundidade de endentação é monitorada *in situ* durante o carregamento e descarregamento da força, assim a dureza e módulo de elasticidade podem ser calculados por meio da curva de força-deslocamento (Figura 2.1) e não baseados em informações visuais, reportando assim maior precisão nas mensurações. Portanto, a técnica de nanoendentação apresenta algumas vantagens em relação aos testes convencionais de microdureza como Vickers e Knoop. A principal delas é a possibilidade de se estudar áreas extremamente estreitas devido à maior precisão da endentação (Bengtson, 2011; El-Safty et al., 2012).



http://www.shimadzu.com

Figura 2.1 - Representação do carregamento e descarregamento da força no teste de nanoendentação

Com base nesses conceitos, Ceballos et al. (2007) se propuseram a estudar o comportamento mecânico dos cimentos resinosos Multilink (autopolimerizável), Variolink II Base (fotopolimerizável) e Variolink II Base plus Catalyst (dual) usados para a cimentação de pinos de fibra de vidro. A influência do modo de ativação também foi analisada. A técnica de nanoendentação foi utilizada para determinar a dureza e o módulo de elasticidade dos espécimes. Os autores constataram que o cimento autopolimerizável foi o material com maior capacidade para deformação sem danos, embora sua dureza e módulo de elasticidade tivessem sido significantemente mais baixos. O cimento dual apresentou melhores combinações de propriedades que os outros cimentos. Os valores de dureza e rigidez foram maiores que o cimento fotopolimerizado, mas com uma capacidade de deformação similar àquela apresentada pelo cimento autopolimerizável.

Essa metodologia também foi utilizada por Moosavi et al. (2013) que investigaram o efeito da umidade da superfície da dentina e do modo de polimerização sobre a resistência à microtração e sobre as propriedades mecânicas por meio de nanoendentação de um cimento resinoso auto-adesivo. Com ciclos de aplicação de carga de 100mN observaram que a dureza não foi afetada pelos fatores experimentais. Os autores concluiram que, a umidade adicional sobre a superfície da dentina não contribuiu para a adesão do cimento à dentina. O modo fotopolimerizável foi benéfico e melhorou a resistência à deformação

(*nanoindentation creep*) do cimento. A diferença não foi, no entanto, refletida na resistência de união ou nos valores de dureza.

Drummond (2006) realizou o teste de nanoendentação para determinar o módulo de elasticidade e a dureza de quatro compósitos com diferentes cargas. Com ciclos de aplicação de carga de 0,001N observaram uma diferença significativa no módulo de elasticidade para todos os quatro compósitos. Micronew apresentou a menor dureza, seguido por Renew, Choice e Restolux. O autor concluiu que o teste de nanoendentação fornece informações em uma escala muito menor, porém com maior variabilidade do que macrotécnicas.

Öztürk et al. (2012), avaliaram o desempenho de dois cimentos resinosos fotopolimerizáveis (Variolink Veneer, Veneer RelyX) fotoativados por meio de um LED (Bluephase) sob duas cerâmicas (IPS e.max Press, IPS Empress CAD) de espessuras diferentes (0, 0,75 e 2mm) em comparação com o cimento resinoso de polimerização dual (Variolink II). As propriedades mecânicas foram medidas por meio de Microdureza Vickers. Os resultados encontrados constataram que o cimento Variolink II apresentou os maiores valores de dureza e módulo de elasticidade e os menores valores de deformação (Cr-*creep*) e deformação elástica-plástica (We/Wtot). Concluiram que este cimento teve melhor desempenho em comparação com os cimentos resinosos fotopolimerizáveis

2.4 Unidades Fotoativadoras

Uma polimerização adequada é essencial para garantir o melhor desempenho dos cimentos resinosos e está diretamente associada ao sucesso clínico das restaurações indiretas em cerâmicas ou compósitos (de Paula et al., 2010).

O desenvolvimento de lâmpadas halógenas de alta intensidade e o advento de fontes de luz com desempenho energético superior, tais como Laser, Arco de Plasma e, mais recentemente, Diodos Emissores de Luz (LED), revolucionaram o uso da fotoativação e trouxeram grandes mudanças nas técnicas de aplicação da fotoativação (Jiménez-Planas et al., 2008).

Os equipamentos à base de luz halógena convencionais (QTH: *Quartz Tungsten Halogen*) dominaram a fotoativação de materiais odontológicos durante décadas, no entanto foram quase totalmente substituídos pelos LEDs, que atualmente são os dispositivos padrão em consultórios dentários mais modernos (Jandt; Mills, 2013). As desvantagens da lâmpada halógena incluem baixo desempenho energético, já que o uso do filtro desperdiça uma grande quantidade de radiação, geração de altas temperaturas, perda de potência, necessidade de filtro e ventilador e menor tempo de vida útil, aproximadamente, 50h (Jiménez-Planas et al., 2008).

A tecnologia LED faz parte da nossa vida diária, podendo ser aplicada em fontes de luz modernas como em iluminação de ambientes, faróis e painéis de carros, semáforos, telas planas de televisão, aparelhos de CD ou DVD blu-ray (Jandt; Mills, 2013).

O princípio físico dos LEDs baseia-se em diodos emissores de luz. Estes compreendem dois diodos de cristais semicondutores (ou seja, proporcionando a condutividade intermédia), um tipo "n" e o outro tipo "p", com diferentes densidades de elétrons. Quando uma corrente elétrica atravessa estes cristais, a energia produzida na junção "np" é liberada sob a forma de luz com um comprimento de onda determinado pelos cristais usados, assim a luz é emitida com um comprimento de onda específico, próximo de 470nm (ideal para a canforoquinona). Estas lâmpadas são capazes de oferecer um desempenho de alta energia, uma vez que toda a luz emitida é útil; não geram altas temperaturas; dispensam o uso de filtros ou ventiladores; mantêm a eficácia constante, sem queda na intensidade e uma vida útil longa, aproximadamente 100.000h (Franco; Lopes, 2003; Busato et al., 2007; Jiménez-Planas et al., 2008).

Os LEDs apresentam uma série de vantagens intrínsecas que os tornam ideais para a fotoativação de materiais odontológicos. A largura da banda espectral típica da luz de LEDs é de 5-20nm. Em comparação com o espectro de emissão de todas as outras fontes de luz, com exceção da banda espectral do Laser de Argônio, que é extremamente estreita. Este intervalo estreito de emissão é a grande vantagem de fontes de luz LEDs em comparação com a luz emitida pelas fontes de luz baseadas em princípios diferentes, porque os fotoiniciadores presentes nos materiais restauradores têm espectros de absorção de luz com valores máximos determinados. Se o comprimento de onda da unidade fotoativadora escolhida está

neste intervalo, a fotopolimerização é rápida e o resultado é eficaz (Jandt; Mills, 2013).

Avanços na indústria possibilitaram a criação de LEDs com apenas um chip e com maior potência, denominados LEDs de segunda geração. Estes são capazes de competir com as lâmpadas halógenas no tempo gasto para fotoativar efetivamente as resinas compostas, necessitando de tempos menores para tal (Uhl et al., 2004). Contudo, apresentam um comprimento de onda semelhante aos LEDs de primeira geração, não sendo eficientes para fotoativar materiais restauradores com fotoiniciadores que absorvessem luz em comprimentos de onda mais baixos (Araujo, 2013).

Os primeiros LEDs fabricados, denominados de primeira e segunda geração eram ambos constituídos por LEDs azuis desenvolvidos para atingir o pico de absorção da canforquinona (CQ), o qual era o único fotoiniciador presente na maioria dos compósitos. A incorporação de outros fotoiniciadores (Lucerin, PPD - Fenil propanodiona) levou ao desenvolvimento da terceira geração comercial, denominados LEDs *poliwave* (Jandt; Mills, 2013).

Afim de alcançar menor tempo de exposição (<10s), mantendo as propriedades do material ideal, a tendência geral entre os fabricantes tem sido produzir unidades fotoativadoras com maior irradiância. Isto é baseado na suposição de que a energia total da irradiação, ou seja, exposição radiante (J/cm²), é o principal fator determinante no grau de conversão e propriedades mecânicas do material fotoativo (Leprince et al., 2011). A nova geração de LEDs, denominados LEDs de terceira geração, atua com o sistema de ampla banda espectral que permite a polimerização de materiais restauradores que utilizam não apenas a canforoquinona como fotoiniciador, na faixa de comprimentos de onda entre 385 a 515nm (Ivoclar Vivadent, 2009).

Para os materiais restauradores contendo mais do que um fotoiniciador em sua composição, com diferentes espectros de absorção de luz, pode ser utilizada uma fonte de luz LED que emite comprimentos de onda múltiplos. Esta fonte de luz LED é denominada: LED de ampla banda espectral. Este termo, no entanto, não é usado corretamente porque de acordo com as características de emissão do LED, analisadas anteriormente, este possui intervalo estreito de emissão, portanto este termo não se aplica. Ao invés de um amplo espectro de luz, dois ou mais comprimentos de onda diferentes em bandas estreitas são emitidos, cada um com

um valor máximo distinto. Assim, este tipo de fonte de luz é mais adequadamente referido como LED *polywave* (Jandt; Mills, 2013).

Atualmente, a mais sofisticada versão de LEDs lançada no mercado é o LED Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Principado de Liechtenstein). Este equipamento apresenta uma irradiância máxima de 2.200mW/cm^2 e possui três LEDs azuis e um LED violeta com menor comprimento de onda, sendo um emissor em cada quadrante. Outro LED de última geração disponível comercialmente é o VALO (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EUA) que também utiliza quatro LEDs em semelhante configuração (Jandt; Mills, 2013).

Kuguimiya et al. (2010), avaliaram o grau de dureza de um cimento resinoso dual (RelyX ARC), fotoativado sob dois tipos diferentes de materiais restauradores indiretos, utilizando uma unidade de luz halógena convencional e um LED. Observaram que tanto a interposição de material restaurador indireto quanto a utilização de diferentes fontes de luz, influenciraram diretamente na profundidade de cura do cimento resinoso dual utilizado.

A importância da fotoativação dos sistemas resinosos de dupla polimerização, na resistência de união, tem sido descrita em muitos estudos, dentre eles Piwowarczyk et al. (2007), Arrais et al. (2008) e Aguiar (2009). Quando realizada somente a ativação química dos cimentos resinosos convencionais duais e do auto-adesivo RelyX Unicem, o último obteve as menores médias de resistência de união (Holderegger et al., 2008). Esse resultado pode estar associado ao reduzido grau de conversão dos monômeros resinosos, quando não realizada a fotoativação do cimento (Kumbuloglu et al., 2004).

As atuais unidades de fotoativação utilizam luz visível em diferentes intensidades. Neste espectro de luz, os LEDs e as lâmpadas halogénas tem sido amplamente utilizados, no entanto outras fontes alternativas têm sido propostas para a fotoativação de materiais resinos, tal como o laser de Argônio que emite luz visível com um espectro estreito (Turbino et al., 2011).

A palavra laser tem sua origem de um acrônimo da língua inglesa e significa *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* ou Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação. Todos os tipos de lasers têm seu próprio lugar no espectro eletromagnético, o que ajuda a diferenciá-los. Os lasers de CO2 e Nd:YAG estão na região do espectro infra-vermelho e são invisíveis. O laser de Argônio está no espectro visível e, portanto, pode ser visto a olho nu. Ainda, pela sua posição no

espectro eletromagnético os lasers causam apenas injúrias térmicas quando entram em contato com os tecidos biológicos. Não há mudanças na estrutura atômica dentro das células, sendo assim, não há mutação genética. O mesmo não ocorre com outras formas de energia como a luz ultravioleta e os raios-X (Pick, 1993; Delfino, 2008).

A principal propriedade do laser é que todos os comprimentos de ondas eletromagnéticas têm a mesma frequência e estão todos em fase, proporcionando assim um feixe estreito de luz coerente. Esta luz é produzida através da estimulação de átomos excitados, os quais, para estabilizar, tendem a liberar energia sob a forma de radiações eletromagnéticas (Jiménez-Planas et al., 2008).

Ao contrário das outras luzes que viajam em todas as direções, a luz laser possui um padrão de coerência único, com características específicas, é monocromática, onde os fótons são produzidos e liberados em freqüências e amplitudes idênticas, ou seja, na mesma direção (Coluzzi, 2000). Dessa forma, o efeito do afastamento da fonte de luz de seu alvo é mínimo ou nulo (Franco; Lopes, 2003; Busato et al., 2007).

O laser de Argônio emite uma luz visível azul-esverdeada, com comprimento de onda de 488nm e, portanto, empregada para a fotoativação de materiais resinosos, coincidindo com o pico de absorção da Canforoquinona (Powell; Blankenaw, 2000).

O laser de íon de argônio foi introduzido porque emite densidade de potência de até 2000mW/cm^2. Ao aumentar a intensidade da luz é esperado que o grau de polimerização também aumente assim como a profundidade de polimerização e um menor tempo de irradiação seja necessário (Powell; Blankenaw, 2000; Turbino et al., 2011).

Alguns autores relatam que o Laser de argônio utilizado em intensidades de 250+50mW por 10s produz resultados semelhantes aos obtidos com luz halógena convencional (Jiménez-Planas et al., 2008).

Apesar dos resultados promissores relatados por alguns autores para as unidades de laser, o seu uso não se tornou generalizado (Jiménez-Planas et al., 2008). A tecnologia avançada e moderna do Laser de Argônio ainda é cara (Turbino et al., 2011) e sua indicação como fonte ativadora tem sido controversa, uma vez que alguns autores afirmam se tratar de uma eficiente fonte de radiação, quando comparado à fotoativação com luz halógena (Blankenau et al., 1991; Powell;

Blankenau, 2000), outros autores demonstram uma ação menos eficaz (Burgess et al., 2002; Rode et al., 2005).

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo, avaliar, *in vitro*, a dureza de dois cimentos resinosos de dupla ativação, fotoativados sob materiais restauradores indiretos, utilizando diferentes unidades fotoativadoras, por meio de teste dinâmico de ultra-microdureza.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento experimental

• Fatores em estudo:

1. Unidades fotoativadoras, em quatro níveis: LED convencional, LED *poliwave*, Laser de Argônio e sem fotoativação
2. Material restaurador indireto, em três níveis: cerâmica, resina composta e sem interposição
3. Cimento resinoso, em dois níveis: cimento resinoso dual e cimento resinoso dual auto-adesivo

• Variável resposta: dureza

4.2 Materiais e equipamentos utilizados

Foram selecionados neste estudo três tipos diferentes de unidades fotoativadoras: LED Elipar Freeligth 2 (3M ESPE), LED Bluephase (Ivoclar Vivadent) e AccuCure 3000™ (LaserMed).

O LED Elipar Freeligth 2 (3M ESPE) é um exemplo de LED com um único diodo emissor de luz de segunda geração (Figura 4.1). É composto de LEDs azuis que emitem luz no comprimento de onda entre 430nm a 480nm e uma intensidade de luz de aproximadamente 1000mW/cm^2, quando verificada por um radiômetro.

Figura 4.1 - LED Elipar Freeligth 2 (3M ESPE)

O LED Bluephase (Ivoclar Vivadent), em contraste com as convencionais lâmpadas LEDs, emite múltiplos comprimentos de onda na faixa de 385 a 515nm e uma intensidade de luz variando de 650mW/cm^2 à 1.200mW/cm^2. Possui três LEDs azuis e um LED violeta com menor comprimento de onda, sendo um emissor em cada quadrante (Figura 4.2).

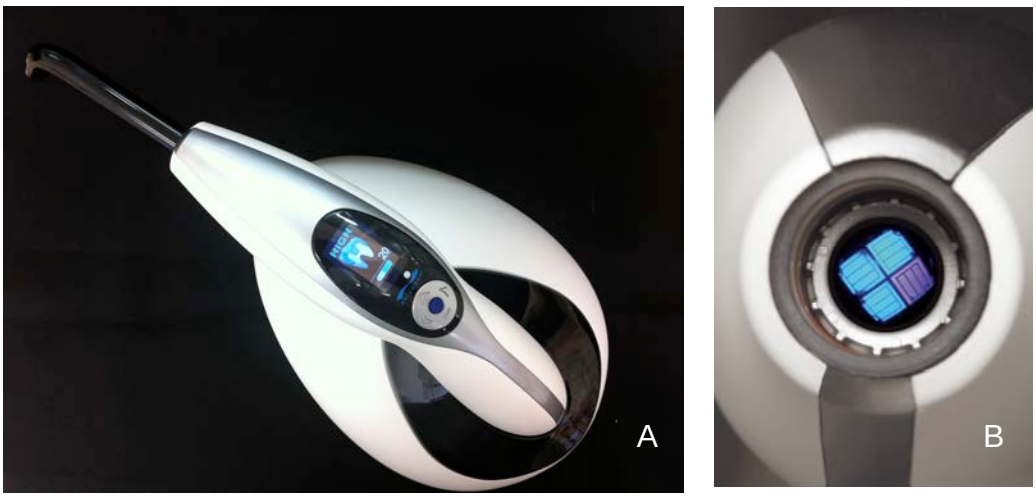


Figura 4.2 - LED Bluephase (Ivoclar Vivadent) (A) e demonstração dos seus diferentes comprimentos de onda (LEDs azuis e LED violeta) (B)

O Laser de Argônio AccuCure 3000™ (LaserMed, Salt Lake City, UT, EUA) - instalado no LELO (Laboratório Especial de Laser em Odontologia) do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, gera luz em um comprimento de onda de 457 a 501nm com maior pico de emissão em 488nm. As potências podem ser programadas em 100, 150, 200 e 250mW e tempo regulável. O equipamento foi utilizado segundo as normas de segurança: utilização de óculos protetores pelo operador, assim como pelos demais presentes no local. No caso do Laser de Argônio foram empregados óculos com lentes de coloração laranja/amarelo. Não foram utilizados instrumentos refletores, assim como produtos inflamáveis. A manipulação do aparelho foi realizada em ambiente fechado, empregando-se sempre uma placa de aviso externa, a fim de impedir a entrada de pessoas não qualificadas ou desavisadas no local. Antes da sua utilização, foram necessários ajustes para a função de polimerização, potência e tempo de exposição, além da calibração do equipamento (Turbino, 2004) (Figura 4.3).

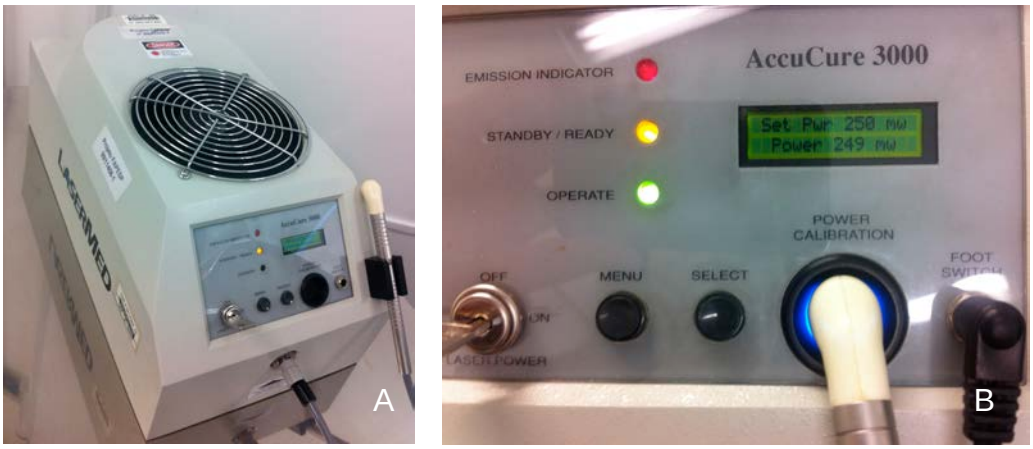


Figura 4.3 - Laser de Argônio AccuCure 3000™ (LaserMed) (A) e calibração da sua potência em 250mW (B)

A composição dos cimentos resinosos utilizados, bem como o fabricante e a descrição estão apresentados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 - Apresentação dos cimentos resinosos*

Cimento	Classificação	Fabricante	Composição
Rely X ARC	Cimento resinoso adesivo de presa dual cor A1	3M ESPE	Pasta A: BisGMA, TEGDMA, polímero dimetacrilato, partículas de zircônia-silica, amina e sistema fotoiniciador. Pasta B: BisGMA, TEGDMA, polímero dimetacrilato, partículas de zircônia-silica, peróxido de benzoíla.
Rely X U200	Cimento resinoso auto-adesivo de presa dual cor A2	3M ESPE	Pasta A: Pó de vidro tratado com silano, ácido 2-propenóico, 2-metil, 1,1'-[1-(hydroxymetil)-1,2-ethanodiyl] éster, TEGDMA, sílica tratada com silano, fibra de vidro, persulfato de sódio e per-3,5,5-trimetil-hexanoato t-butila. Pasta B: Pó de vidro tratado com silano, dimetacrilato substituto, sílica tratada com silano p-toluenosulfonato de sódio, 1-benzil-5-fenil-ácido bárico, sais de cálcio, 1,12-dodecano dimetacrilato, hidróxido de cálcio e dióxido de titânio.

* Segundo informações dos fabricantes

Figura 4.4 - Cimento resinoso dual RelyX ARC (3M ESPE) e cimento resinoso dual auto-adesivo RelyX U200 (3M ESPE)

4.3 Determinação dos valores de intensidade de luz

Antes da realização do experimento, foi realizada a aferição da intensidade de luz emitida pelas unidades fotoativadoras com o radiômetro LED Light Curing Meter (SDI, Victoria, Australia). A intensidade de luz foi monitorada durante todo o experimento com medição antes e após o uso da unidade fotoativadora na confecção de cada amostra, por um tempo de exposição de 10 segundos. Essa medição foi realizada posicionando-se a ponta ativa do cabo condutor de luz sobre a superfície fotossensível do radiômetro, obtendo-se valores homogêneos de intensidade durante todo o experimento (Figura 4.5).

Figura 4.5 - Radiômetro LED Light Curing Meter (SDI)

4.4 Obtenção do material restaurador indireto

Para simular clinicamente restaurações indiretas, foram confeccionadas, previamente em laboratório, peças em cerâmica IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) na cor correspondente à A2 da escala Vita (Vita, Alemanha) totalmente prensadas, seguindo as orientações do fabricante e em resina composta indireta SR Adoro (Ivoclar Vivadent), cor A2, com aproximadamente,10mm de comprimento, 5mm de largura e 2mm de espessura

(Figura 4.6). As medidas foram conferidas através de um paquímetro digital (Starret, MA, EUA).

Figura 4.6 - Peças em cerâmica IPS e.max® Press (Ivoclar Vivadent) e em resina composta indireta SR Adoro (Ivoclar Vivadent) para simular restaurações indiretas

4.5 Preparo das amostras

Para a obtenção dos espécimes utilizou-se incisivos bovinos recém-extraídos e mantidos sob refrigeração em água destilada. Os dentes foram selecionados de forma que não apresentassem trincas ou fraturas ou qualquer desgaste na face vestibular. Em seguida, realizou-se a profilaxia com água e pedra-pomes (SS White) com o auxílio de uma taça de borracha e uma escova de Robinson (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil) em baixa rotação (Figura 4.7). Após a limpeza, os dentes foram submetidos a cortes no sentido transversal no limite amelo-cementário para a separação da porção coronária (disco diamantado) com auxílio de cortadeira metalográfica (Labcut, modelo 1010, Extec, Enfield, CT, USA) (Figura 4.8).

Figura 4.7 - Incisivos bovinos selecionados (A) e profilaxia com água e pedra-pomes (SS White) (B)

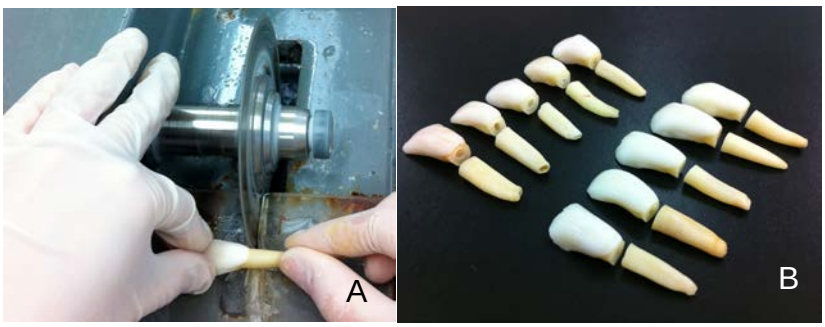


Figura 4.8 - Cortes no limite amelo-cementário para a separação da porção coronária (A) e coroas secccionadas (B)

As coroas foram posicionadas e incluídas em resina acrílica quimicamente ativada com o auxílio de recipientes plásticos desmontáveis (Figura 4.9). Os espécimes foram removidos e submetidos ao desgaste com a exposição de dentina por meio de discos de sílica nas granulações de 120, 240, 320, 400, 600 e 4000 e, em seguida, polidos com discos de feltro e refrigeração abundante em politriz (Buehler, Lake Bluff, IL, USA), durante 30 segundos, para padronização do substrato (Figura 4.10). Os dentes foram aleatoriamente divididos entre os 24 grupos experimentais (n=5).

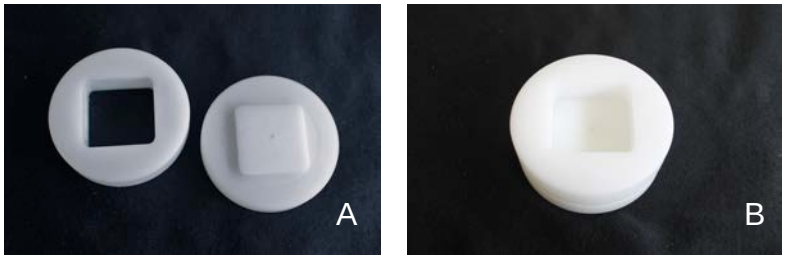


Figura 4.9 - Recipientes plásticos desmontáveis para inclusão das coroas (A), (B)

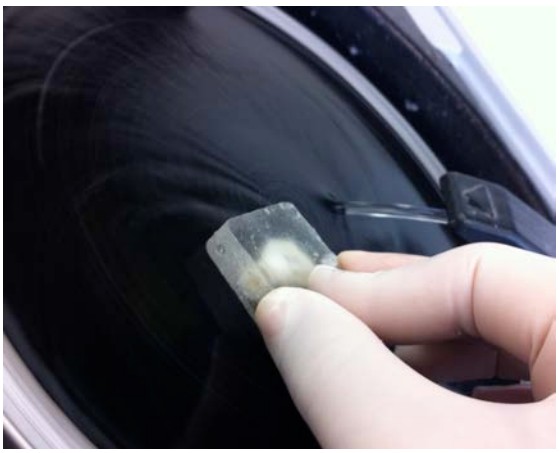


Figura 4.10 - Desgaste dos corpos-de-prova para a exposição de dentina e padronização do substrato

4.6 Tratamento de superfície do substrato

As superfícies dentinárias previamente abrasionadas que receberam o cimento, com exceção dos grupos que receberam o cimento resinoso dual auto-adesivo, foram condicionadas com ácido fosfórico Condac 37% (FGM, Brasil), por 15s, lavadas por 10s e secas com jatos de ar, sem desidratar as superfícies de dentina. Após isso, aplicou-se o adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) em duas camadas e os excessos foram removidos com jatos de ar por 3s e fotoativado por 10s (Figura 4.11).

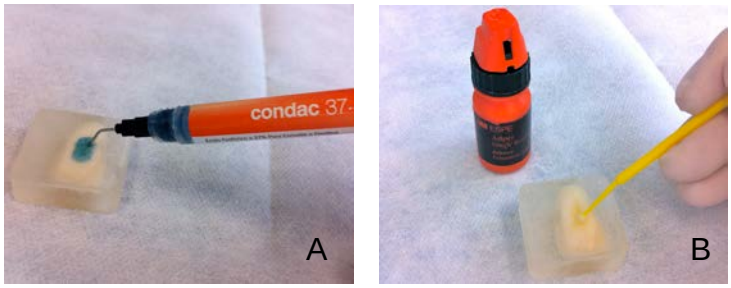


Figura 4.11 - Condicionamento do substrato com ácido fosfórico Condac 37% (FGM) (A) e aplicação do adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE) (B)

4.7 Tratamento de superfície da cerâmica

A superfície a ser aderida de cada peça em cerâmica IPS e.max® Press foi condicionada durante 20s com ácido fluorídrico a 10% (Dentsply, Brasil) e, após o condicionamento ácido, lavada com jatos de ar-água por 60s e seca com jato de ar por 30s (Saavedra, 2008; Mendonça, 2011). A superfície que não recebeu o condicionamento foi marcada com caneta hidrográfica para diferenciá-la da outra face condicionada. Em seguida, aplicou-se o agente de silanização Ceramic Primer RelyX (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) por 60s, secou-se com jatos de ar e procedeu-se à aplicação do adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), conforme recomendações do fabricante.

4.8 Tratamento de superfície da resina

A superfície a ser aderida de cada peça em resina composta indireta SR Adoro (Ivoclar Vivadent), recebeu jateamento com partículas de óxido de alumínio 50µm (Denvile Engeneering Inc., San Ramon, CA, EUA), pelo tempo de 10s. Após o jateamento, a superfície que não recebeu o jateamento foi marcada com caneta hidrográfica para diferenciá-la da outra face jateada. As peças protéticas foram lavadas com água destilada, durante 5 minutos, em ultrassom (Digital Ultrasonic Cleaner Kondortech; Unique Ind. E Com. de Produtos Eletrônicos Ltda., SP, Brasil) e

secas. Em seguida, aplicou-se o agente de silanização Ceramic Primer RelyX (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) por 60s, secou-se com jatos de ar e procedeu-se à aplicação do adesivo Adper Single Bond 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), conforme recomendações do fabricante.

4.9 Cimentação das restaurações indiretas

Os cimentos resinosos foram proporcionados através do seu dispositivo "clicker", que evita erro na proporção das duas pastas (Figura 4.12) e manipulado de acordo com especificações do fabricante, utilizando para isso uma espátula metálica (Heraeus Kulzer, Wehrhein, Alemanha). Após a manipulação, o cimento resinoso foi aplicado no material restaurador indireto que inicialmente, foi posicionado na superfície dentinária com pressão digital. Foi aplicado sobre o conjunto dente/restauração indireta um peso de 500g por 5min, (de Menezes et al., 2006; Aguiar, 2009) padronizando a força para assentamento da restauração indireta (Figura 4.13). De acordo com as recomendações do fabricante, foi realizada a remoção do excesso durante a autopolimerização do cimento (iniciando 3 minutos após o início da mistura na “fase gel”, com o auxílio de uma cureta, evitando-se assim uma camada superficial (aproximadamente 50µm) que fica em contato com o oxigênio durante a polimerização e não se polimeriza. Após isso, a ponta do fotoativador foi justaposta perpendicularmente ao material restaurador indireto para a fotoativação, pelo tempo de 40s (Figura 4.15). Os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37°C.

Figura 4.12 - Cimento resinoso dual auto-adesivo sendo proporcionado através do seu dispositivo "clicker", que evita erro na proporção das duas pastas

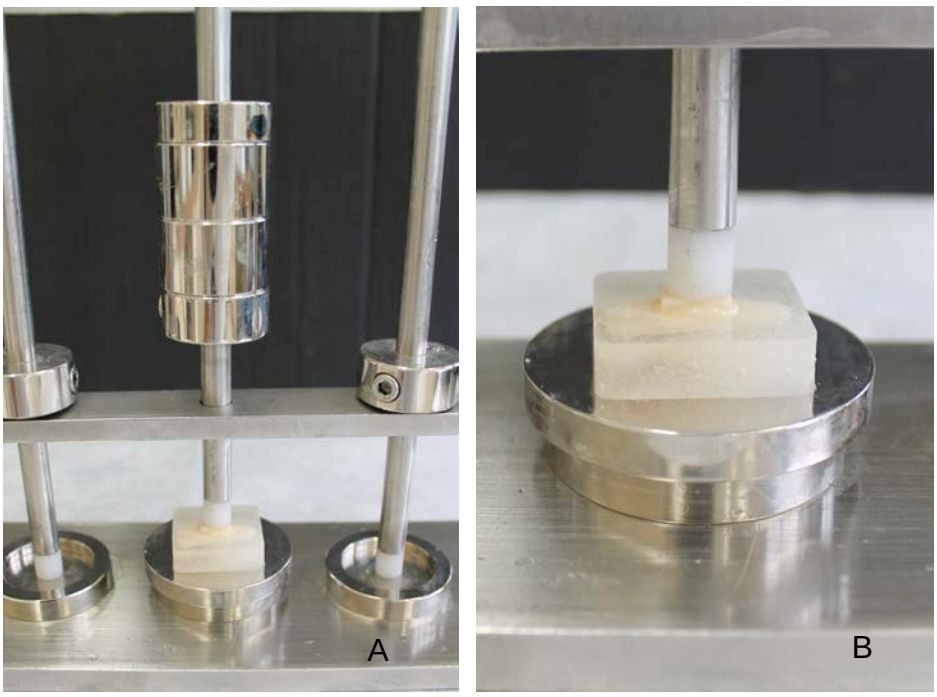


Figura 4.13 - Aplicação do peso sobre o conjunto dente/restauração indireta (A) e detalhe do posicionamento do dispositivo sobre o material restaurador (B)

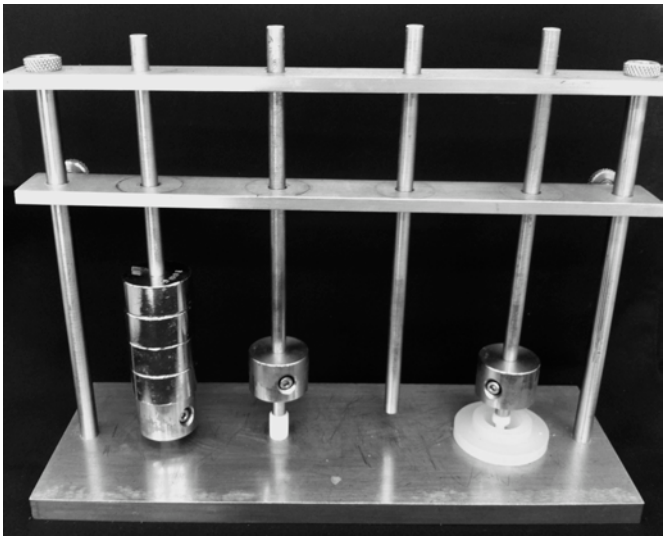


Figura 4.14 - Dispositivo desenvolvido para padronizar a força de assentamento da restauração indireta durante a cimentação

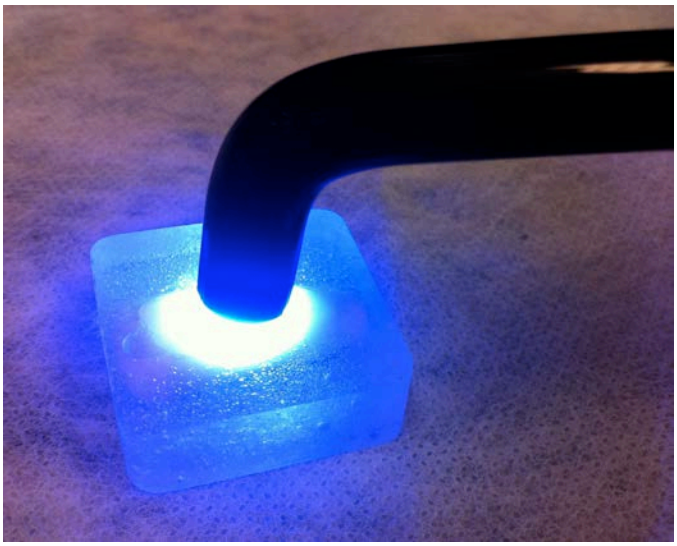


Figura 4.15 - Fotoativação do cimento resinoso dual

4.10 Obtenção dos espécimes

Após 24h da cimentação, os corpos-de-prova foram seccionados no sentido longitudinal com disco diamantado, em uma máquina especial para cortes seriados

Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA), em baixa velocidade e constante irrigação (Figura 4.16). Em seguida, foram reposicionados na máquina e novamente seccionados no sentido longitudinal. Para facilitar o posicionamento do espécime na mesa do Ultra-microdurômetro, de modo a deixar a superfície analisada perpendicular à objetiva, realizou-se esse segundo corte paralelamente ao primeiro corte longitudinal (Figura 4.17). Dessa forma, toda a linha do cimento foi exposta para a avaliação da dureza.

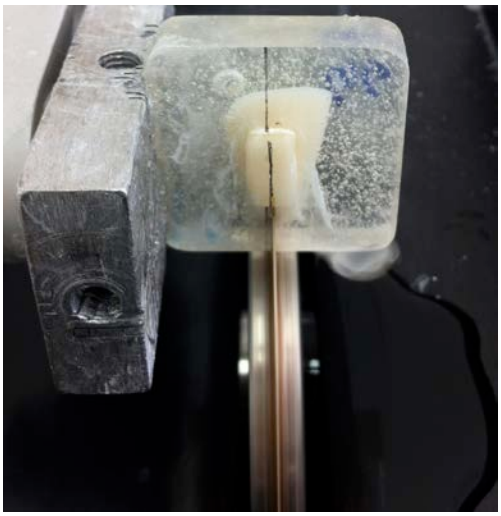


Figura 4.16 - Corte longitudinal com disco diamantado (Buehler)

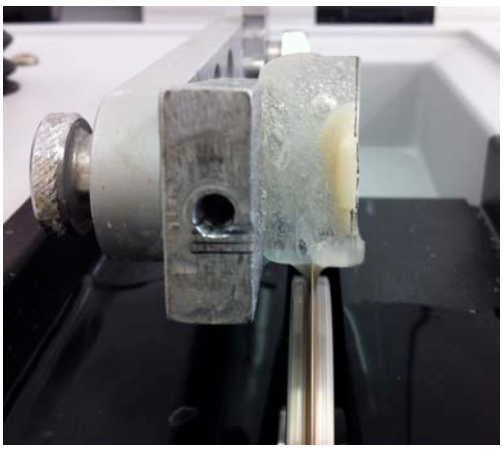


Figura 4.17 - Segundo corte longitudinal, paralelo ao primeiro corte

4.11 Tratamento superficial dos espécimes para o teste de ultra-microdureza

Os espécimes foram polidos com lixa d'água de carboneto de silício de granulação decrescente (800, 1000, 1200 e 4000) (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA), sob refrigeração, adaptadas à politriz e com pasta diamantada de 5µm de granulação sobre um disco de feltro (Buehler). Entre cada etapa do polimento, os espécimes foram lavados em ultrassom (Digital Ultrasonic Cleaner Kondortech) com água destilada, durante 2min. Após o polimento, os espécimes foram novamente armazenados por 7 dias em água destilada a 37^{0}C e então submetidos ao teste dinâmico de ultra-microdureza (DUH-W211S, Shimadzu Co., Tokyo, Japan).

4.12 Obtenção dos espécimes do grupo controle

Foi estabelecido um grupo controle para se avaliar a ultra-microdureza do cimento quando polimerizado em condições ideais de acesso à luz, no qual o cimento foi fotoativado sem a interposição de material restaurador indireto, denominando-se grupo controle positivo.

Previamente à aplicação do cimento, realizou-se o tratamento de superfície do substrato, seguindo a descrição do item 4.6.

Para posicionar o cimento sobre o substrato e obter uma espessura uniforme do material, utilizou-se uma matriz de polipropileno preta bipartida com 5,0mm de diâmetro interno e 1,0mm de altura envolta por um anel fixo de alumínio (Araújo, 2013). O cimento foi manipulado conforme as orientações do fabricante e inserido no interior da matriz por meio de uma espátula TD4X (Thompson Dental, Manufacturing Co. Inc.). Em seguida, uma tira matriz de poliéster foi posicionada sobre o cimento e sobre esta uma lamínula de vidro com o objetivo de simular a cimentação através do extravasamento do excesso de cimento e padronização da película do agente cimentante. Este conjunto (substrato/matriz com cimento/poliéster/lamínula de vidro) foi posicionado no dispositivo adaptado para cimentação com a aplicação de uma carga vertical estática de 500g, utilizado durante todo o procedimento de cimentação (Figura 4.18).

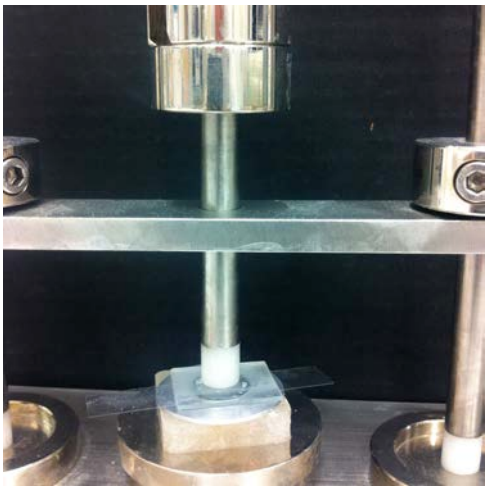


Figura 4.18 - Conjunto (substrato/matriz com cimento/poliéster/lamínula de vidro) - controle positivo - posicionado no dispositivo adaptado para cimentação

Após o tempo de 5min, o dispositivo foi retirado do contato sobre o corpo-de-prova, assim como a lamínula de vidro, para que a fotoativação pudesse ser conduzida sobre a tira matriz de poliéster por 40s. Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C durante 7 dias, até a realização do ensaio mecânico (Saavedra, 2008).

Também foi estabelecido outro grupo controle, no qual, após a cimentação do material restaurador indireto, seguindo a descrição do item 4.9, a fotoativação foi suprimida, ocorrendo apenas a polimerização química do cimento, denominando-se grupo controle negativo. Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C durante 7 dias, até a realização do ensaio mecânico.

Ao final da fase de preparação dos corpos-de-prova, obteve-se 120 espécimes, divididos em 24 grupos conforme a tabela 4.2.

Tabela 4.2 - Tabela dos grupos referentes aos fatores de variação estudados

	LED I Bluephase		LED II Elipar Freeligth 2		LASER		SEM FOTOATIVAÇÃO (controle negativo)	
CERÂMICA	RelyX ARC	RelyX U200	RelyX ARC	RelyX U200	RelyX ARC	RelyX U200	RelyX ARC	RelyX U200
	G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	G8
RESINA COMPOSTA	G9	G10	G11	G12	G13	G14	G15	G16
SEM INTERPOSIÇÃO (controle positivo)	G17	G18	G19	G20	G21	G22	G23	G24

4.13 Teste de Nanoendentação

As mensurações foram realizadas em uma máquina de teste dinâmico de ultra-microdureza (DUH-211S - Shimadzu Dynamic Ultra Micro Hardness Tester, Tokyo, Japan), com penetrador BerKovich, pirâmide triangular 115° (Figura 4.19). O ciclo aplicado foi de 100mN e a taxa de aplicação de força foi de 1,0mN/msec (Angker; Swain, 2006; Moosavi et al., 2013).

Os espécimes foram posicionados sobre a mesa do Ultra-microdurômetro e a linha de cimentação foi ajustada ao centro, inicialmente utilizando-se uma lente de 10x e, em seguida, uma lente 100x para melhor visualização da área (Figuras 4.20 a 4.22). Após o posicionamento exato do local do teste, a ponta endentadora era rotacionada para o local da lente, e o botão de testes acionado para que a mesma penetrasse no cimento e fornecesse o valor da nanodureza daquele local. O equipamento foi utilizado sobre uma mesa anti-vibratória, no interior de uma caixa acrílica, com temperatura ambiente controlada em 21°C, no intuito de reduzir a influência de condições ambientais.

Foram realizadas cinco nanoendentações em cada corpo-de-prova, com distância de 10µm entre si, cujas médias resultararam nos valores de cada

superfície.

Os resultados, expressos em número de dureza Berkovich, foram submetidos à análise estatística.

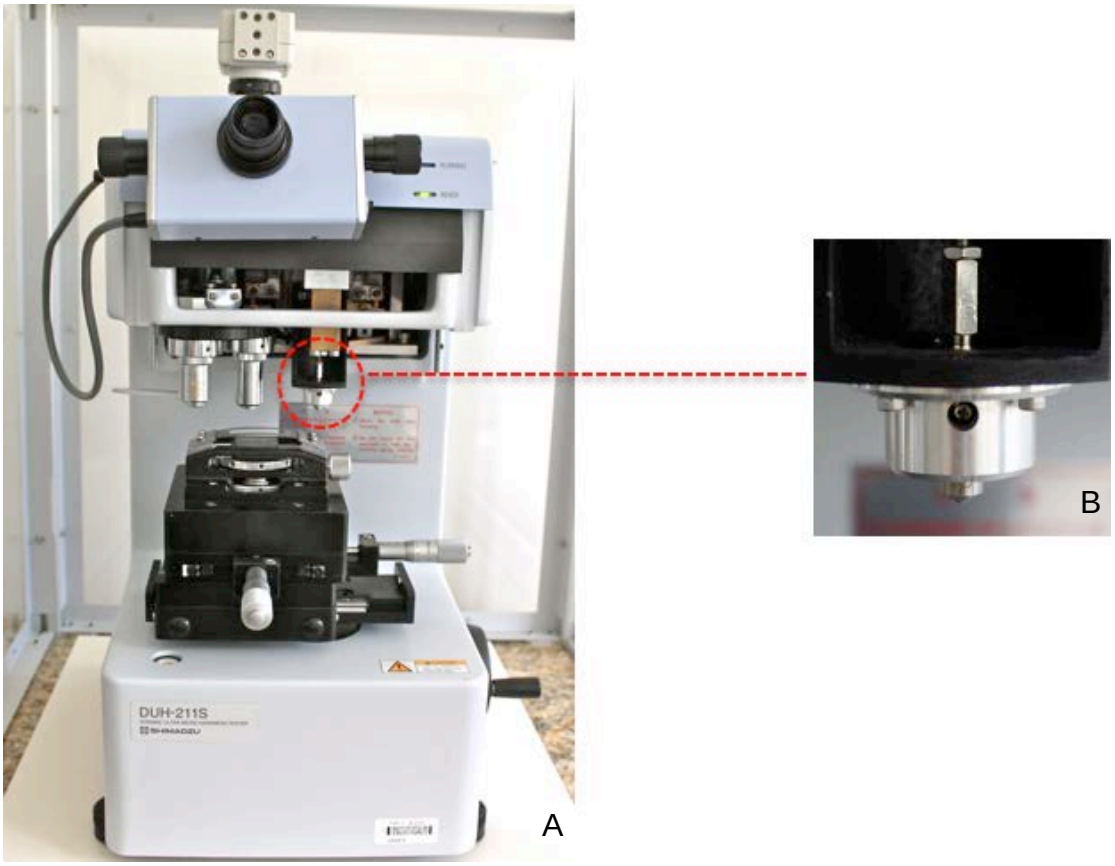


Figura 4.19 - Ultra-microdurômetro (DUH-211S - Shimadzu Dynamic Ultra Micro Hardness Tester) (A) e detalhe do penetrador BerKovich (B)

Figura 4.20 - Espécime posicionado no Ultra-microdurômetro

Figura 4.21 - Foco centralizado na linha de cimentação do espécime para realização do ensaio

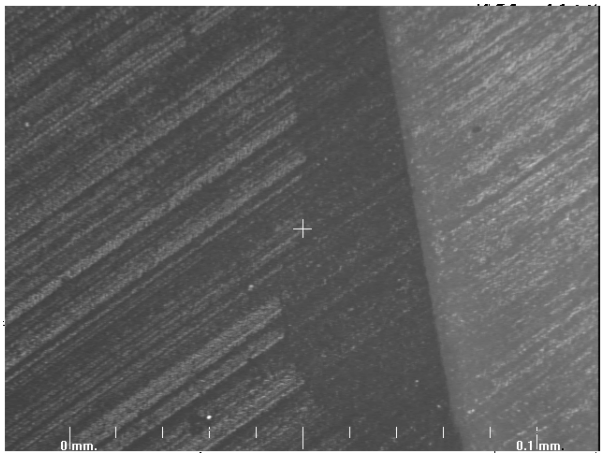


Figura 4.22 - Linha de cimentação (aumento 10x)

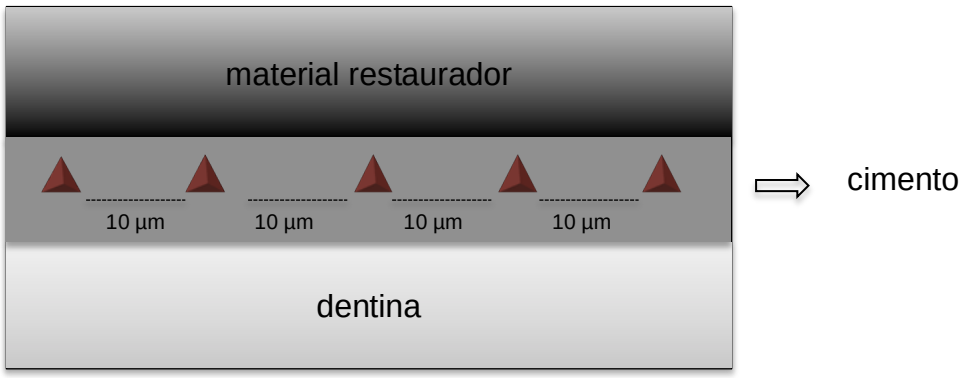


Figura 4.23 - Representação esquemática das endentações realizadas na linha de cimentação

5 RESULTADOS

Os valores das nanoendentações foram tabulados e analisados estatisticamente com auxílio do software GMC versão 2002 (α=0,05). Esses dados foram submetidos ao teste de aderência à curva normal pelo teste do qui-quadrado, o qual determinou que a distribuição era normal (p=0,4829). Submetidos ao teste de homogeneidade de Cochran, o valor calculado para 24 variâncias e 4 graus de liberdade (0,0924) quando comparado ao valor crítico (0,1970) demonstrou tratar-se de distribuição homogênea. Diante da normalidade e homogeneidade da distribuição, optou-se por utilizar a Análise de Variância e o Teste de Tukey para as comparações entre os grupos.

Os resultados originais consistiram de 600 valores de ultramicrodureza (Apêndice A). Os fatores de variação foram: cimento (ARC, U200), restauração (cerâmica, resina, sem interposição) e fonte (LED I, LED II, Laser, sem fotoativação).

Para a análise estatística foram calculadas as médias das 5 medidas de cada corpo-de-prova, resultando assim em 120 dados demonstrados na tabela 5.1.

5.1 Teste de Nanoendentação

Com base nos dados apresentados na tabela 5.1 foi aplicado o teste da análise de variância e Tukey.

Tabela 5.1 – Valores de dureza - média de cada espécime

	LED I		LED II		LASER		SEM FOTOATIVAÇÃO	
	RelyX ARC	RelyX U200	RelyX ARC	RelyX U200	RelyX ARC	RelyX U200	RelyX ARC	RelyX U200
CERÂMICA	34,66	38,54	39,36	32,90	31,53	29,27	31,41	16,41
	32,95	27,61	42,06	34,05	37,46	21,50	32,77	15,89
	39,00	40,34	42,36	36,15	35,14	23,12	30,88	18,61
	31,61	39,35	38,99	32,79	28,14	27,79	25,57	20,82
	35,12	30,67	44,09	28,61	31,92	45,76	32,26	19,13
RESINA COMPOSTA	35,36	33,15	50,31	25,62	37,41	27,99	29,64	15,39
	33,40	34,28	44,84	34,99	22,87	34,47	31,03	16,95
	28,13	33,68	37,08	32,19	34,23	29,80	22,54	18,13
	28,21	28,86	33,85	32,68	34,47	29,45	27,62	14,95
	31,35	31,52	29,45	27,30	29,95	27,00	30,98	25,22
SEM INTERPOSIÇÃO	36,12	41,72	33,92	43,45	38,86	43,00	36,53	29,91
	35,63	44,75	31,27	41,65	41,27	38,16	29,16	35,88
	33,62	39,79	36,67	38,98	44,49	39,88	30,14	34,59
	34,45	42,15	40,48	40,78	39,46	38,70	34,08	27,59
	40,61	37,59	45,52	37,22	41,08	36,55	35,29	32,08

A análise de variância mostrou haver diferença estatisticamente significante ao nível de 5% entre os cimentos (F=17,15), entre as restaurações (F=33,80), entre as fontes (F=34,20) e nas interações cimento *versus* restauração (F=8,57) e fonte *versus* cimento (F=7,69) para o teste de Ultramicrodureza (Quadro 5.1).

Fonte de variação	SQ	GL	QM	(F)	P
Entre cimentos	304,9969	1	304,9969	17,15	0,0002*
Entre restaurações	1202,3718	2	601,1859	33,80	0,0000*
Entre fontes	1825,2802	3	608,4267	34,20	0,0000*
Interação CxR	305,0406	2	152,5203	8,57	0,000634*
Interação FxC	410,2532	3	136,7511	7,69	0,000266*
Interação FxR	195,0199	6	32,5033	1,83	0,101136
Interação FxCxR	126,7093	6	21,1182	1,19	0,319151
Resíduo	1707,6719	96	17,7882		
Variação total	6077,3438	119			

*estatisticamente significante ao nível de 5% ($p<0.05$)

Quadro 5.1 - Resultado da Análise de Variância para o teste de Ultramicrodureza

Para o fator cimento, foi detectado que o cimento ARC (m=34,81±5,88) apresentou maiores valores de dureza do que o U200 (m=31,62±8,16). As médias e desvio padrão desses grupos são apresentados no quadro 5.2 e na figura 5.1.

ARC	U200
m ± dp	m ± dp
34,81 ± 5,88	31,62 ± 8,16

Quadro 5.2 - Médias e desvio padrão do fator principal cimento

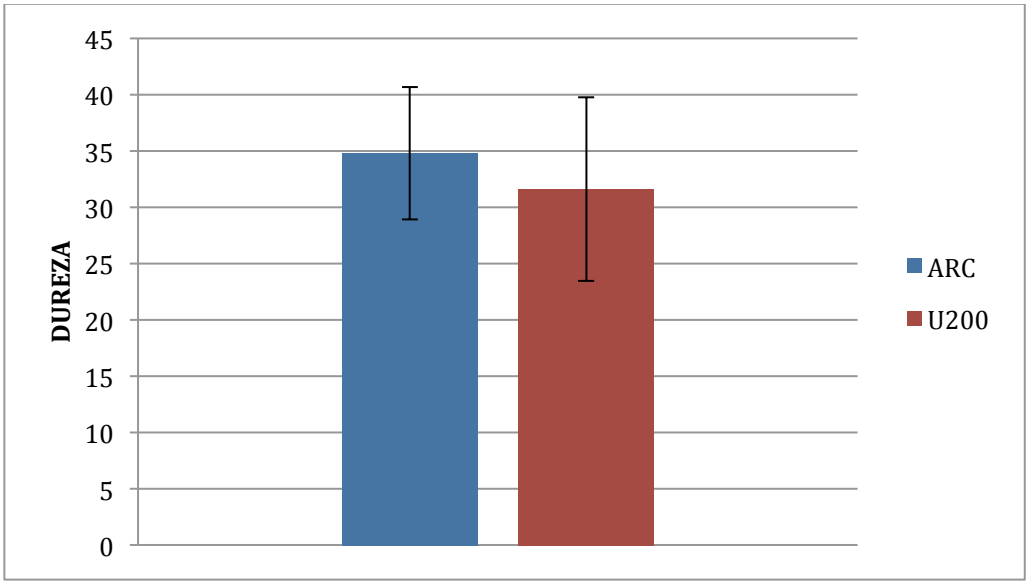


Figura 5.1 - Comparação das médias e desvio padrão da dureza em função do cimento resinoso dual: RelyX ARC, RelyX U200

Para o fator restauração, foi calculado o Tukey (T=2,25) e verificou-se que quando não houve interposição de restauração (m=37,58±4,49), a dureza foi estatisticamente maior que com as restaurações de cerâmica (m=31,92±7,54) e de resina (m=30,16±6,92) e que estas não apresentaram diferença entre si. As médias e desvio padrão desses grupos são apresentados no quadro 5.3 e na figura 5.2.

Cerâmica	Resina	Sem Interposição
m ± dp	m ± dp	m ± dp
31,92 ± 7,54	30,16 ± 6,92	37,58 ± 4,49

Quadro 5.3 - Médias e desvio padrão do fator principal restauração

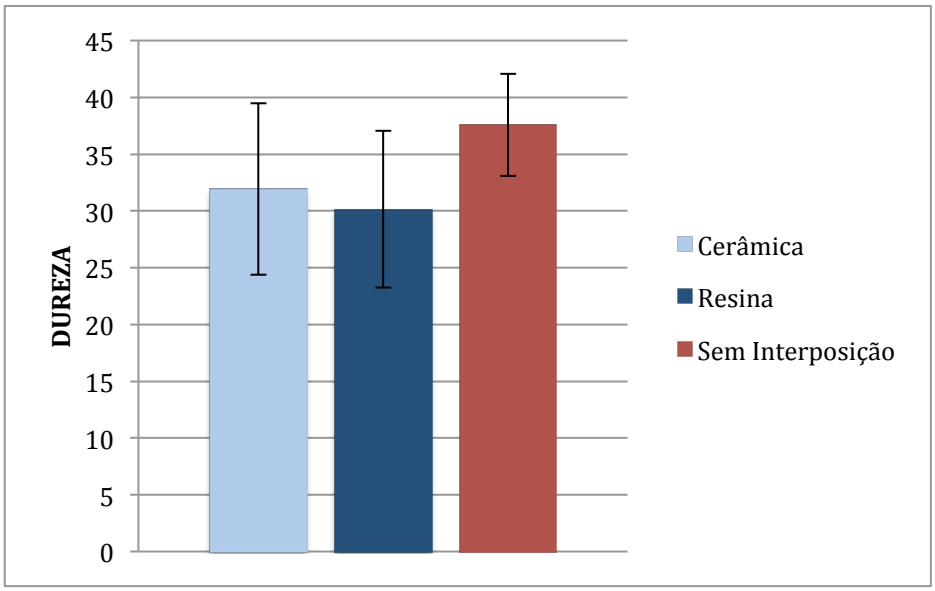


Figura 5.2 - Comparação das médias e desvio padrão da dureza em função da restauração indireta: cerâmica, resina composta, sem interposição da restauração

Para o fator fonte, o teste de Tukey (T=2,86) demonstrou que quando não houve fotoativação, os valores de dureza foram menores que com as três fontes utilizadas, sendo que o LED II (m=36,99±5,91) apresentou maiores valores em relação ao laser (m=34,02±6,53). O LED I (m=35,14±4,49) não se diferenciou estatisticamente das demais. As médias e desvio padrão desses grupos são apresentados no quadro 5.4 e na figura 5.3.

LED I	LED II	Laser	Sem Fotoativação
m ± dp	m ± dp	m ± dp	m ± dp
35,14 ± 4,49	36,99 ± 5,91	34,02 ± 6,53	26,72 ± 6,99

Quadro 5.4 - Médias e desvio padrão do fator principal fonte de luz

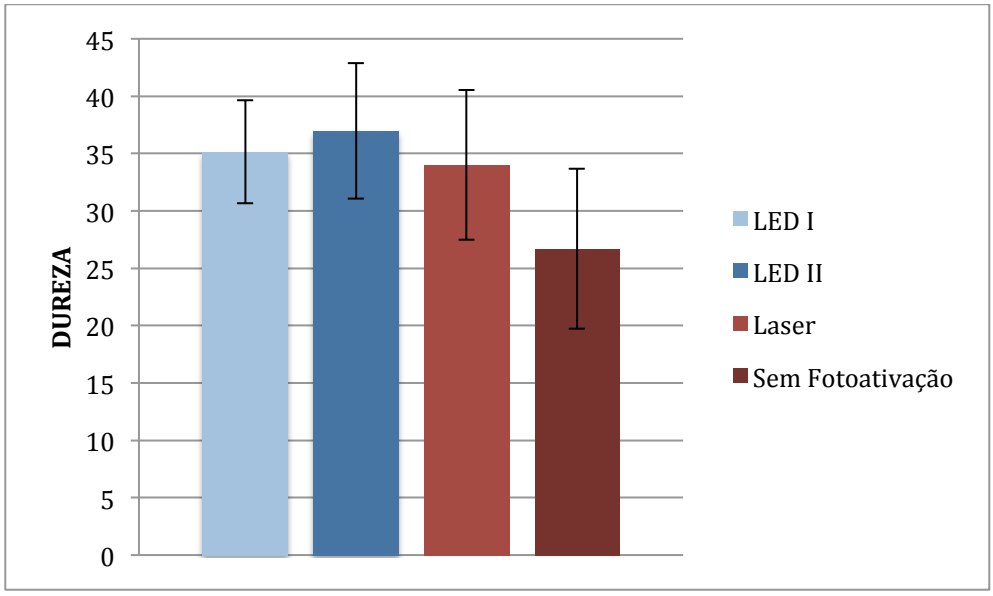


Figura 5.3 - Comparação das médias e desvio padrão da dureza em função da fonte de luz: LED I (Bluephase), LED II (Elipar Freelight 2), Laser de Argônio, sem fotoativação

As interações entre os fatores dois a dois foram analisadas e suas médias comparadas por meio do teste de Tukey. Na interação restauração *versus* cimento (Tukey=3,89), pode-se notar que o cimento U200 quando fotoativado sem a interposição de restauração apresentou maiores valores de dureza do que com a interposição de cerâmica ou resina e o cimento ARC quando fotoativado sem a interposição de restauração apresentou maiores valores de dureza do que com a interposição de resina. As médias e desvio padrão desses grupos são apresentados no quadro 5.5 e na figura 5.4.

	ARC	U200
Cerâmica	34,86 ± 4,91 **ab**	28,96 ± 8,63 **c**
Resina	32,64 ± 6,55 **bc**	27,68 ± 6,52 **c**
Sem interposição	36,93 ± 4,48 **a**	38,22 ± 4,52 **a**

Letras iguais indicam semelhanças estatísticas (p<0,05).

Quadro 5.5 - Médias e desvio padrão da interação restauração *versus* cimento

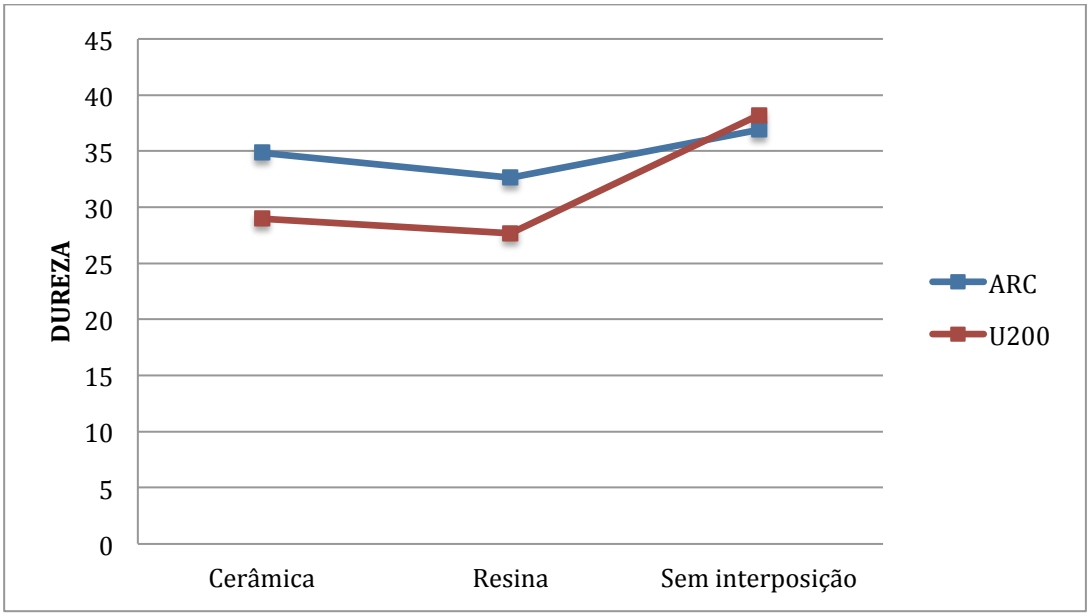


Figura 5.4 - Interação das médias restauração *versus* cimento

Na interação fonte *versus* cimento (Tukey=4,78), pode-se observar que as fontes LED I e LED II promoveram os maiores valores de dureza para ambos os cimentos. A ausência de fotoativação promoveu os menores valores de dureza para os dois cimentos, sendo que o cimento U200 apresentou ainda menor dureza que o ARC. As médias e desvio padrão desses grupos são apresentados no quadro 5.6 e na figura 5.5.

	ARC	U200
LED I	34,01 ± 3,40 **b**	36,27 ± 5,25 **ab**
LED II	39,35 ± 5,76 **a**	34,62 ± 5,21 **ab**
Laser	35,21 ± 5,70 **ab**	32,83 ± 7,26 **b**
Sem fotoativação	30,66 ± 3,59 **bc**	22,77 ± 7,42 **d**

Letras iguais indicam semelhanças estatísticas (p<0,05).

Quadro 5.6 - Médias e desvio padrão da interação fonte *versus* cimento

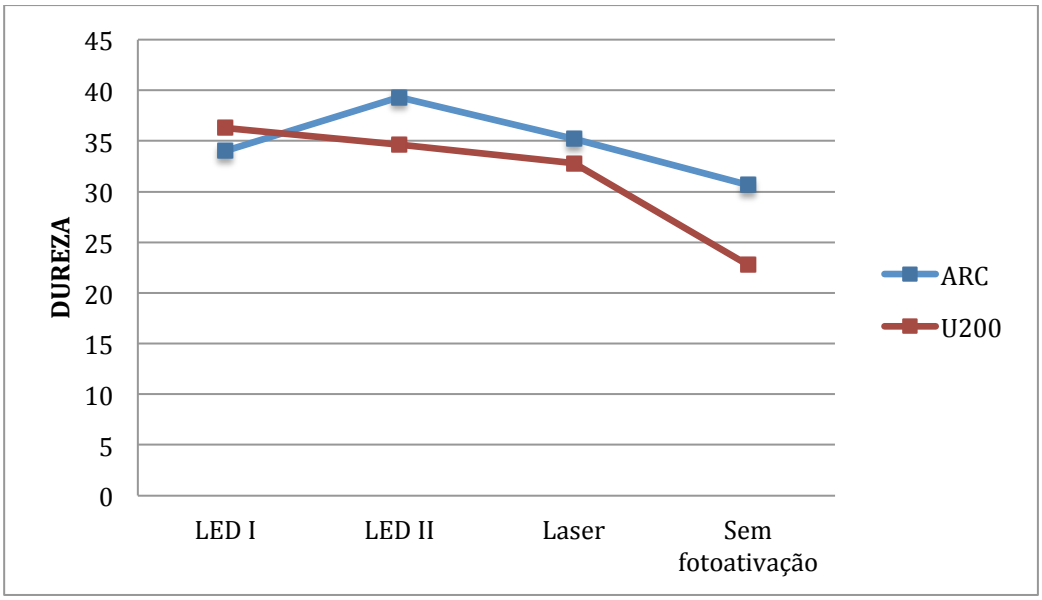


Figura 5.5 - Interação das médias fonte *versus* cimento

Na interação fonte *versus* restauração (Tukey=6,33), pode-se notar que as três fontes, quando utilizadas sem a interposição de restauração promoveram os maiores valores de dureza, não se diferenciando entre si. Na ausência de fotoativação, os dois cimentos apresentaram dureza inferior à dos grupos fotoativados, independente da restauração. Mesmo sem a interposição da restauração, a dureza dos cimentos foi inferior quando não houve fotoativação. As médias e desvio padrão desses grupos são apresentados no quadro 5.7 e na figura 5.6.

	Cerâmica	Resina	Sem interposição
LED I	34,98 ± 4,28 **ab**	31,79 ± 2,63 **b**	38,64 ± 3,71 **a**
LED II	37,14 ± 5,04 **a**	34,83 ± 7,66 **ab**	38,99 ± 4,33 **a**
Laser	31,16 ± 7,08 **b**	30,76 ± 4,36 **b**	40,14 ± 2,36 **a**
Sem fotoativação	24,38 ± 6,95 **c**	23,24 ± 6,51 **c**	32,52 ± 3,16 **b**

Letras iguais indicam semelhanças estatísticas ($p<0,05$).

Quadro 5.7 - Médias e desvio padrão da interação fonte *versus* restauração

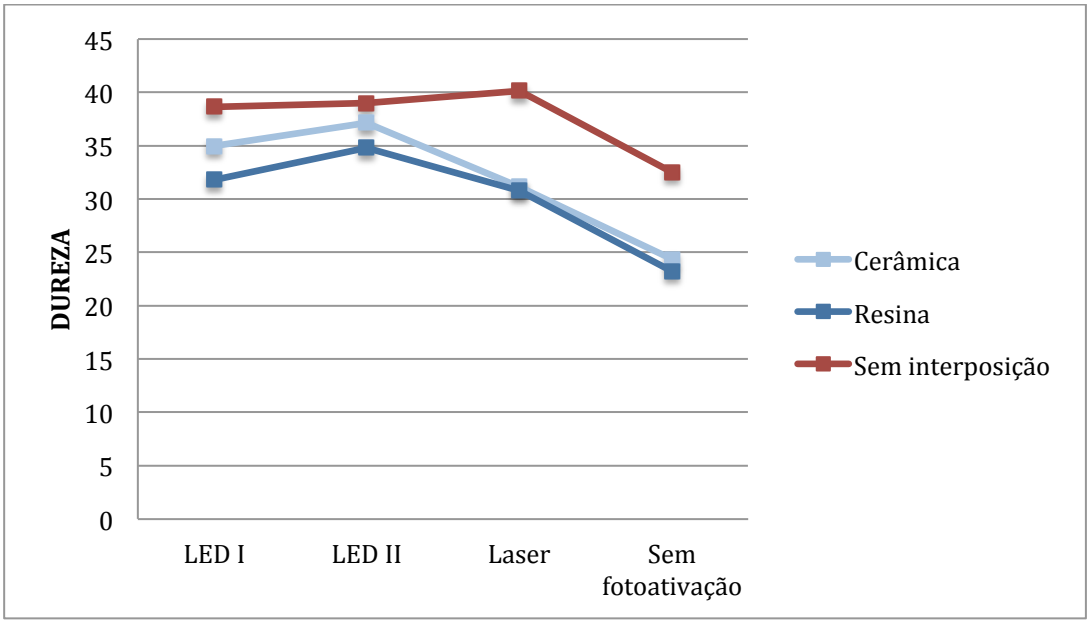


Figura 5.6 - Interação das médias fonte *versus* restauração

As médias de todos os grupos avaliados estão apresentados na Tabela 5.2.

Tabela 5.2 - Médias da interação fonte *versus* restauração *versus* cimento (Tukey=10,03)

	LED I		LED II		LASER		SEM FOTOATIVAÇÃO	
	RelyX ARC	RelyX U200	RelyX ARC	RelyX U200	RelyX ARC	RelyX U200	RelyX ARC	RelyX U200
CERÂMICA	34,67	35,30	41,37	32,90	32,84	29,49	30,58	18,17
RESINA COMPOSTA	31,29	32,30	39,11	30,56	31,79	29,74	28,36	18,13
SEM INTERPOSIÇÃO	36,09	41,20	37,57	40,42	41,03	39,26	33,04	32,01

Para a comparação entre as médias de todos os grupos avaliados (Tabela 5.2), foi calculado o teste de Tukey para a interação fonte *versus* restauração *versus* cimento (Tukey=10,03). Pode-se notar que as fontes LED I e LED II promoveram os maiores valores de dureza e o Laser apresentou alguns grupos com menor dureza. Sem a fotoativação, os dois cimentos apresentaram valores menores de dureza.

Analisando cada fonte separadamente, observou-se que o ARC na maioria delas apresentou maior dureza que o U200. Os menores valores de dureza do U200 ficaram evidenciados nos grupos sem fotoativação, com a interposição de cerâmica ou resina composta indireta. Quando utilizadas as fontes LED I e LED II não houve variação nos valores de dureza com a interposição de cerâmica ou de resina composta indireta ou mesmo sem a interposição de restauração. Porém o laser não foi capaz de manter a mesma polimerização obtida sem interposição quando foram interpostas as restaurações de cerâmica ou resina.

6 DISCUSSÃO

Clinicamente, uma polimerização insuficiente pode conduzir à degradação precoce do agente de cimentação, comprometendo a interface adesiva e o sucesso do tratamento restaurador (de Paula et al., 2010). Quando um cimento resinoso não é polimerizado adequadamente, tanto as suas propriedades físicas como as biológicas podem ser adversamente afetadas.

Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a dureza de dois cimentos resinosos de dupla ativação empregados na cimentação de restaurações indiretas (cerâmica de di-silicato de lítio e resina composta) com 3 tipos de unidades fotoativadoras (LED *poliwave*, LED convencional e Laser). Trabalhos dessa natureza visam simular condições clínicas em que diversas variáveis podem influenciar o comportamento dos cimentos resinosos, como tipo de unidade fotoativadora e material restaurador indireto (Hilgert et al., 2004), cor e espessura das restaurações indiretas (Caughman et al., 2001; Arrais et al., 2008; Aguiar, 2009).

Diversas técnicas têm sido introduzidas para avaliar o desempenho mecânico de materiais resinosos. A dureza é uma importante propriedade mecânica, pois apresenta a resistência à deformação permanente dos materiais (Craig; Powers, 2004). As medições clássicas de dureza por endentação geralmente se classificam em duas categorias principais: testes de macroendentação para cargas superiores a 1kg e testes de microendentação para cargas inferiores a 1kg. Os últimos são usualmente utilizados no estudo de materiais restauradores odontológicos (Willems et al., 1993). A microdureza dos materiais restauradores pode ser medida de várias formas: as mais comuns são feitas por microendentações Vickers e Knoop, onde a impressão da endentação é visualizada e a dureza é determinada dividindo a carga aplicada pela área da endentação (El-Safty et al., 2012).

Mais recentemente, a técnica de nanoendentação foi desenvolvida para a avaliação das propriedades mecânicas de materiais com pequenas espessuras e em diferentes regimes de carga por meio de endentações numa escala nanométrica. A dureza por nanoendentação apresenta algumas vantagens em relação aos testes convencionais de microdureza. A principal delas é a possibilidade de se estudar áreas extremamente estreitas devido à maior precisão da endentação. Para o teste

de nanoendentação, a profundidade da endentação é monitorada durante o carregamento e descarregamento da força e a dureza é automaticamente calculada, portanto não é necessário visualizar a área de impressão da endentação como nas técnicas convencionais. Assim, as técnicas convencionais de microdureza estão mais sujeitas a erros devido à medição dos comprimentos das diagonais da impressão, particularmente quando a área de endentação é pequena (Bengtson, 2011; El-Safty et al., 2012; Moosavi et al., 2013).

Em comparação com os métodos tradicionais de medição de dureza, em que apenas a parte plástica da endentação pode ser mensurada (Brinell, Rokwell, Vickers ou Knoop), o princípio dinâmico aplicado neste estudo registra simultaneamente a carga e a profundidade de penetração correspondente ao endentador. A baixa força de endentação, que varia entre 0 e 500mN, gera valores de profundidade de endentações na escala de apenas alguns micrometros (<10µm). Isto permite medir filmes estreitos de cimento de aproximadamente 200µm e assegurar assim, a relevância clínica das medições (Ilie; Simon, 2012).

No entanto, para os testes de nanoendentação há exigências rigorosas quanto ao nivelamento da superfície da amostra que deve estar devidamente lisa e plana. Se existirem muitas superfícies irregulares, o penetrador terá pontos de contato apenas esporádicos com o material até que penetre abaixo da superfície. A área de contato real será menor do que a medida pela mensuração da profundidade e da geometria do penetrador (Masouras et al., 2008; El-Safty et al., 2012).

Um dos principais obstáculos na técnica da nanoendentação é encontrado ao serem avaliados materias poliméricos ou bifásicos, como os materias resinosos. As partículas de carga utilizadas nestes materiais podem ser maiores do que a ponta do nanoendentador. Nesta situação, as medições obtidas podem refletir apenas as propriedades mecânicas das partículas de carga ou apenas da matriz resinosa (El-Safty et al., 2012). Masouras et al. (2008), relataram que a pequena carga aplicada e a limitada profundidade de penetração proporcionam pouca informação sobre o compósito avaliado. Sendo assim, sugeriram que aumentando a área projetada do penetrador, com maior profundidade, assegura-se a inclusão de uma área mais ampla de material contendo ambas partículas de carga e matriz resinosa.

Drummond (2006) avaliou o módulo de elasticidade e a dureza de quatro compósitos com diferentes cargas, um de micropartículas Renew (Bisco), um híbrido

Micronew (Bisco), um cimento resinoso Choice (Bisco) e um de partículas de fibra Restolux (Lee Pharmaceutical), utilizando o teste de nanoendentação (0,001N). A análise estatística indicou que Micronew teve a menor dureza, seguido por Renew, Choice e Restolux. O autor concluiu que o teste de nanoendentação fornece informações em uma escala muito menor, porém com maior variabilidade do que as macrotécnicas. A nanoendentação de compósitos dentais utilizando cargas muito baixas (0,001N) está sujeita a variabilidade adicional devido às diferenças de tamanho das partículas de carga, à localização do penetrador no interior da partícula, à composição das partículas de carga, e à localização do penetrador dentro da matriz resinosa, portanto os valores observados devem ser considerados em relação ao que está sendo examinado.

Diante disso, foi realizado previamente para esta pesquisa um estudo piloto, utilizando testes de nanoendentação com ciclos de aplicação de carga de 10mN. Foi observada uma grande variabilidade nos resultados de dureza encontrados. A partir daí, com o objetivo de evitar os inconvenientes encontrados pela técnica da nanoendentação quando utilizadas cargas muito baixas, este estudo optou em realizar ciclos de aplicação de carga de 100mN, obtendo assim uma distribuição mais homogênea dos resultados.

Os resultados obtidos neste estudo mostraram que a polimerização dual dos cimentos resinosos utilizados, refletiu em aumento da dureza. O efeito da fotoativação, combinada com a polimerização química dos cimentos duais, reduz a quantidade de ligações duplas remanescentes, melhorando o grau de polimerização do material, aumentando a dureza do cimento resinoso. Este resultado está em concordância com a literatura prévia onde em diversos estudos, a polimerização química não foi suficiente para promover a máxima dureza e a resistência ao material cimentante (el- Mowafy et al., 1999; Peutzfeldt, 1997). O mecanismo de ativação química sozinho foi menos efetivo que o dual (Fonseca, 2001; Attar et al., 2003; Fonseca et al., 2004; Shimura et al., 2005; Dutra-Corrêa et al., 2006; Arrais et al., 2010).

De acordo com el-Mowafy et al. (1999), um cimento resinoso de cura dual deveria ser capaz de alcançar valores similares de dureza tanto por meio da autopolimerização como pelo modo dual ou seja, com o uso ou não da fotoativação, para se obter adequada polimerização em áreas em que a luz não tenha acesso. Os

cimentos utilizados nesta pesquisa RelyX ARC (3M ESPE) e RelyX U200 (3M ESPE) são cimentos de dupla ativação, indicados para cimentação adesiva de inlays, onlays e coroas totais confeccionadas em compósito ou cerâmica e devem compensar o efeito atenuador da luz da unidade fotoativadora pelo material restaurador. Essa compensação, é possibilitada pela ativação química do material, que ocorre mesmo em regiões mais profundas do preparo, em que a chegada da luz é limitada (Hofmann et al., 2001).

Com proposta semelhante ao presente estudo, Ilie e Simon (2012) analisaram o efeito da luz sobre as propriedades mecânicas de oito cimentos resinosos duais auto-adesivos comparando-os com dois cimentos resinosos duais convencionais. Os cimentos resinosos duais convencionais apresentaram propriedades mecânicas significativamente maiores em comparação com os cimentos resinosos duais auto-adesivos, embora esta diferença tenha sido baixa. Dentro do grupo de cimentos resinosos duais auto-adesivos, a variação nas propriedades mecânicas foi elevada. Os autores observaram que de forma geral, os cimentos que mostraram menor sensibilidade ao modo de ativação, quer seja dual ou apenas autopolimerização, apresentavam composição química semelhante aos compósitos convencionais baseados em resina, além de monômeros Bis-GMA e UDMA.

O cimento resinoso dual convencional avaliado neste estudo (RelyX ARC) apresenta semelhante composição aos cimentos resinosos duais convencionais avaliados no estudo de Ilie e Simon (2012), contendo monômeros Bis-GMA, conforme descrito na tabela 4.1. Os resultados apresentados neste estudo concordam então com o estudo de Ilie e Simon (2012), pois o cimento resinoso dual convencional (RelyX ARC) apresentou maiores valores de dureza do que o cimento resinoso dual auto-adesivo (RelyX U200).

O cimento RelyX U200 utilizado é denominado auto-adesivo, pois dispensa o pré-tratamento do tecido dental, simplificando a técnica de cimentação e facilitando o procedimento adesivo (Della-Bona, 2005; Radovic et al., 2008; Chaves et al., 2009; Vrochari et al., 2009; Guarda et al., 2010).

De acordo com os fabricantes, estes produtos são auto-adesivos e incluem ácidos e monômeros hidrofílicos em sua composição. Esses monômeros ácidos certamente desempenham papel importante no controle da reação química de

polimerização (Pegoraro, 2010), porém a limitada informação disponível especialmente sobre os sistemas iniciadores dificulta uma interpretação clara do padrão de comportamento deste material após a polimerização (Ilie; Simon, 2012). Alguns estudos observaram que os monômeros ácidos contidos em cimentos auto-adesivos têm mostrado afetar negativamente o grau de conversão, pois parecem interferir quimicamente com o iniciador amina, podendo prejudicar a taxa e extensão da polimerização (Vrochari et al., 2009; Frassetto et al., 2012). Mas, como a complexa formulação desses cimentos é apenas parcialmente revelada pelos fabricantes, torna-se difícil explicar a função de cada componente sobre as propriedades finais desses materiais (Frassetto et al., 2012).

Na ausência de fotoativação (grupo controle negativo), os espécimes produzidos com ambos os cimentos avaliados neste estudo, RelyX ARC e RelyX U200, apresentaram valores menores de dureza. Analisando cada unidade fotoativadora separadamente, observou-se que o cimento RelyX ARC na maioria delas apresentou maior dureza que o U200. Os menores valores de dureza do cimento RelyX U200 ficaram evidenciados no grupo sem a fotoativação, tanto com a interposição de resina indireta ou com cerâmica. Os achados suportam o conceito de que o cimento resinoso RelyX U200 é mais depende da luz do que o cimento resinoso RelyX ARC para alcançar uma polimerização adequada, como demonstrado nos resultados de dureza deste estudo.

Estes resultados estão de acordo com o estudo de Vrochari et al. (2009), que após avaliarem o grau de conversão de quatro cimentos resinosos auto-adesivos e um cimento resinoso convencional, nos modos de ativação química e dual, observaram que quando se trata do grau de conversão dos materiais expostos sem fotoativação, é esperado que os valores obtidos sejam baixos. Isto sugere que esses cimentos podem apresentar inadequada resistência inicial em regiões onde a luz não consiga atingir o cimento, como por exemplo em cimentação de pinos endodônticos, restaurações opacas em cerâmica ou metalo-cerâmica ou mesmo inlays com maior espessura.

Os resultados obtidos com os testes de dureza estão de acordo com o que é geralmente aceito na literatura, de que os cimentos de dupla ativação devem ser fotoativados para que atinjam as propriedades mecânicas máximas (Hofmann et al., 2001; Shimura et al., 2005; Arrais et al., 2008; Kuguimiya et al., 2010; Rosendo et

al., 2011).

O questionamento de que a fotoativação poderia prejudicar a reação química de alguns cimentos de ativação dual (Velarde et al., 2005) está em desacordo com os resultados obtidos neste estudo tanto para o cimento convencional RelyX ARC, como para o cimento auto-adesivo RelyX U200 e estes resultados concordam com o que foi descrito por Ceballos et al. (2007), que, ao avaliarem por meio de nanoendentação a dureza de três tipos de cimentos resinosos (autopolimerizável, fotopolimerizável e dual) observaram que os cimentos que foram fotoativados (fotopolimerizável e dual) apresentaram valores de dureza superiores.

A proximidade da fonte irradiadora de luz ao compósito contribui para a formação de um maior número de radicais livres, e consequentemente melhor propagação do processo de polimerização, pois um amplo número de fótons estará disponível para a absorção pelos fotoiniciadores (Mendonça, 2011). Alguns fatores podem reduzir a densidade de potência fornecida ao agente de cimentação durante a cimentação de restaurações indiretas. Entre esses fatores, a intensidade de luz pode ser atenuada pela distância da unidade fotoativadora e também pelas características de absorção do material restaurador indireto. Esta atenuação resulta em baixo grau de conversão e propriedades mecânicas comprometidas (Arrais et al., 2008).

O presente trabalho confirmou esses relatos da literatura quando foi observado que a dureza dos cimentos RelyX ARC e RelyX U200 foi influenciada pela interposição do material restaurador indireto. A cerâmica IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) utilizada nesta pesquisa é uma pastilha de cerâmica vítrea de di-silicato de lítio (LS_2) produzida com a tecnologia de injeção que apresenta certa translucidez, permitindo a passagem de alguma quantidade de luz, porém com perda de intensidade, influenciando assim na polimerização do cimento resinoso dual. A resina composta indireta SR Adoro (Ivoclar Vivadent) utilizada é um sistema de revestimento composto de micropartículas que também interferiu na transmissão da luz ao agente cimentante. Ambos os materiais restauradores, cerâmica (m=31,92) e resina composta indireta (m=30,16), não apresentaram diferenças estatísticas entre si nos valores de dureza dos cimentos avaliados.

Para avaliar se a interposição da cerâmica ou da resina composta indireta

poderia interferir na polimerização do cimento e alterar os valores de dureza, foi constituído um grupo controle em que o cimento foi fotoativado diretamente sobre o substrato. Os resultados mostraram maiores valores de dureza para este grupo, quando não houve interposição de material restaurador indireto (m=37,58), comprovando que a atenuação da luz, provocada pela interposição do material restaurador indireto resulta em menor grau de conversão e propriedades mecânicas comprometidas.

Oztürk et al. (2012) ao avaliar por meio de microdureza Vickers (HV), dois cimentos resinosos fotopolimerizáveis sob duas cerâmicas com espessuras diferentes e um cimento resinoso de polimerização dual, observaram que o tipo de cimento resinoso, o tempo de cura e a espessura das cerâmicas mostraram um efeito significativo sobre a dureza dos agentes de cimentação. Sendo que o efeito do tipo de cimento resinoso sobre os valores de dureza foi mais elevado, seguido pelo tempo de cura e pela espessura das cerâmica. O cimento resinoso dual teve melhor desempenho do que os cimentos resinosos fotopolimerizáveis.

Uma unidade fotoativadora pode ser caracterizada pela qualidade e quantidade de luz produzida. A qualidade depende do comprimento de onda da luz emitida. A quantidade de irradiação para atingir um determinado ponto do material depende de uma série de fatores: a intensidade de saída da luz, o tempo de exposição e a distância da fonte de luz ao material. Todos estes fatores devem ser considerados para se alcançar a polimerização adequada (Jiménez-Planas et al., 2008).

Os resultados deste estudo demonstram que, o tipo de unidade fotoativadora influenciou os resultados de dureza dos agentes cimentantes avaliados, concordando com o estudo de Santos et al. (2010) que avaliaram a dureza Vickers do cimento resinoso dual (RelyX ARC) fotoativado através de resina composta indireta com diferentes espessuras, utilizando um LED e uma unidade de luz halógena convencional. Os autores observaram que a fonte de luz LED geralmente produziu valores de dureza do cimento mais elevados.

A influência do tipo de unidade fotoativadora também pode ser confirmada quando os resultados foram comparados com o estudo de Ilday et al. (2013), que avaliaram o efeito de diferentes restaurações indiretas, unidades de fotoativação e tempos de fotoativação na microdureza Vickers do cimento resinoso dual (Clearfil SA). Foram utilizadas três tipos de unidades de fotoativadoras: luz halógena

convencional (QTH - Hilux curing light), LED (Elipar S10) e Arco de Plasma de Xenônio (PAC - Valo Curing Light). Os resultados mostraram diferenças significativas na microdureza resultante das diferentes unidades fotoativadoras, dos materiais restauradores e dos tempos de fotoativação. O LED produziu valores de microdureza mais elevados em comparação com a luz halógena convencional e o Arco de Plasma. Ambos os materiais restauradores, cerâmica e resina composta, promoveram valores de microdureza do cimento significativamente inferiores aos do grupo controle sem restauração indireta. O tempo de fotoativação estendido aumentou os valores médios de microdureza de das amostras de cimento resinoso.

O LED Elipar FreeLight 2 é um exemplo de LED com um único diodo emissor de luz de segunda geração, constituído por LEDs azuis. A irradiância deste LED é de aproximadamente 1000 mW/cm^2. De acordo com os resultados deste estudo, esta unidade fotoativadora apresentou maiores valores de dureza (m=36,99) em relação ao Laser de Argônio (m=34,02). O LED Bluephase (m=35,14), possui três LEDs azuis e um LED violeta e em contraste com os LEDs convencionais, emite comprimentos de onda múltiplos na faixa de 385 a 515nm. Apesar de se apresentar no mercado como uma versão mais sofisticada de LEDs, não se diferenciou estatisticamente das demais unidades fotoativadoras.

Quando utilizadas as fontes LED I e LED II não houve variação nos valores de dureza com a interposição de cerâmica ou de resina composta indireta ou mesmo sem a interposição de restauração. Porém o laser não foi capaz de manter a mesma polimerização obtida sem interposição (m=40,14) quando foram interpostas as restaurações de cerâmica (m=31,16) ou resina composta (m=30,76).

Apesar de as três fontes utilizadas terem sido capazes de polimerizar o cimento quando não havia interposição de material restaurador indireto, apenas os LEDs foram capazes de manter o mesmo grau de polimerização do cimento quando interposto um material restaurador. É importante ressaltar que todos os materiais testados neste estudo são utilizados para a cimentação de próteses fixas. Assim, durante a sua aplicação clínica, estarão sempre sob uma restauração indireta que conduzirá à atenuação da luz. Portanto, a unidade fotoativadora deve manter o mesmo desempenho durante o seu uso clínico, promovendo uma polimerização adequada do cimento resinoso. Diante desses resultados é possível concluir que o laser de Argônio não é indicado para fotoativação na cimentação de restaurações

indiretas, já que com a interposição do material restaurador, não obteve a mesma polimerização dos cimentos sem a interposição.

Além disso, o alto custo da tecnologia laser ainda limita o seu uso em Odontologia e a sua indicação como fonte ativadora ainda é controversa. Vários autores demonstram uma ação menos eficaz deste equipamento (Burgess et al., 2002; Rode et al., 2005; Turbino et al., 2011). Mais estudos são necessários para se chegar a protocolos adequados e passíveis de utilização com relação ao uso do laser de argônio na fotoativação de materiais resinosos.

As novas gerações de unidades fotoativadoras, especialmente aquelas com base na tecnologia LED, estão continuamente sendo lançadas no mercado. Este é um indicador de que a tecnologia envolvida ainda não foi devidamente desenvolvida, gerando assim, um problema para o clínico ao decidir sobre a unidade fotoativadora ideal, o seu uso e os seus limites.

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, os cimentos de dupla ativação requerem a fotoativação para que alcancem propriedades de durezas superiores. Em áreas em que a fotoativação seja impossível, deve-se esperar que esses cimentos não atinjam condições físico-químicas ideais, e o grau de comprometimento parece ser dependente do material. Desconhece-se, entretanto, até que ponto essas deficiências podem causar problema clínico detectável ou relevante. Mais estudos devem ser realizados no sentido de facilitar a compreensão dos fatores que comprometem a adequada polimerização do cimento resinoso para se alcançar melhores resultados clínicos e longevidade das restaurações indiretas.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e diante das limitações de um trabalho *in vitro*, pode-se concluir que:

1. O cimento resinoso dual convencional apresentou maiores valores de dureza do que o cimento resinoso dual auto-adesivo;

2. O cimento resinoso dual auto-adesivo foi mais dependente da fotoativação para alcançar maior grau de dureza do que o cimento resinoso dual convencional;

3. A dureza dos cimentos resinosos avaliados foi influenciada negativamente pela interposição do material restaurador indireto;

4. A fotoativação é necessária durante a cimentação de restaurações indiretas para garantir maiores valores de dureza dos cimentos resinosos de dupla ativação.

5. Apenas os LEDs I e II foram capazes de manter o mesmo grau de dureza dos cimentos quando interposto um material restaurador indireto.

REFERÊNCIAS[1]

Abo-Hamar SE, Hiller KA, Jung H, Federlin M, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. Clin Oral Investig. 2005 Sep;9(3):161-7.

Aguiar TR. Cimentos resinosos autoadesivos: efeito do modo de polimerização no grau de conversão, na resistência flexural biaxial e na resistência de união à dentina [dissertação]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2009.

Al-Assaf K, Chakmakchi M, Palaghias G, Karanika-Kouma A, Eliades G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. Dent Mater. 2007 Jul;23(7):829-39.

Angker L, Swain MV. Nanoindentation: aplication to dental hard tissue investigations. J Mater Res. 2006 Aug;21(8):1893-905.

Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 10a ed. Philadelphia: WB Saunders Co; 1996.

Araujo JLN. Estudo *in vitro* do efeito de unidades fotoativadoras com diferentes comprimentos de onda na dureza (por meio de micro e ultramicroendentação) e módulo de elasticidade de uma resina composta nanohíbrida [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2013.

Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effect of curing mode on microtensile bond strength to dentin of two dual-cured adhesive systems in combination with resin luting cements for indirect restorations. Oper Dent. 2007 Jan-Feb;32(1):37-44.

Arrais CA, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Giannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. J Dent. 2008 Jun;36(6):418-26.

[1] De acordo com Estilo Vancouver.

Arrais CA, Kasaz Ade C, Albino LG, Rodrigues JA, Reis AF. Effect of curing mode on the hardness of dual-cured composite resin core build-up materials.
Braz Oral Res. 2010 Apr-Jun;24(2):245-9.

Asmussen E. Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. Scand J Dent Res. 1982 Dec;90(6):484-9.

Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. J Prosthet Dent. 2003 Feb;89(2):127-34.

Behr M, Rosentritt M, Wimmer J, Lang R, Kolbeck C, Bürgers R, Handel G. Self-adhesive resin cement versus zinc phosphate luting material: A prospective clinical trial begun 2003. Dent Mater. 2009 May;25(5):601-4.

Bengtson C. Estudo in vitro da influência da dureza e módulo de elasticidade de sistemas adesivos na resistência de união à dentina humana [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia da Universidade São Paulo; 2011.

Blackman R, Barghi N, Duke E. Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. J Prosthet Dent. 1990 Mar;63(3):295-300.

Blankenau RJ, Kelsey WP, Powell GL, Shearer GO, Barkmeier WW, Cavel WT. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. Am J Dent. 1991 Feb;4(1):40-2.

Borges GA, Agarwal P, Miranzi BA, Platt JA, Valentino TA, dos Santos PH. Influence of different ceramics on resin cement Knoop hardness number. Oper Dent. 2008 Nov-Dec;33(6):622-8.

Braga RR, Ballester RY, Carrilho MR. Pilot study on the early shear strength of porcelain-dentin bonding using dual-cure cements. J Prosthet Dent. 1999 Mar;81(3):285-9.

Braga RR, Cesar PF, Gonzaga CC. Mechanical properties of resin cements with different activation modes. J Oral Rehabil. 2002 Mar;29(3):257-62.

Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light curing--an update. Compend Contin Educ Dent. 2002 Oct;23(10):889-92, 894, 896 passim; quiz 908.

Busato ALS, Valin RR, Arossi G, Reichert L, Sonza Q, de Melo G. Métodos de fotopolimerização. Stomatos. 2007 Jan-Jun;13(24): 45-52.

Calheiros FC, Kawano Y, Stansbury JW, Braga RR. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. Dent Mater. 2006 Sep;22(9):799-803.

Cantoro A, Goracci C, Papacchini F, Mazzitelli C, Fadda GM, Ferrari M. Effect of pre-cure temperature on the bonding potential of self-etch and self-adhesive resin cements. Dent Mater. 2008 May;24(5):577-83.

Cantoro A, Goracci C, Coniglio I, Magni E, Polimeni A, Ferrari M. Influence of ultrasound application on inlays luting with self-adhesive resin cements. Clin Oral Investig. 2011 Oct;15(5):617-23.

Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NR, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. J Dent. 2004 Jan;32(1):55-65.

Caughman WF, Chan DC, Rueggeberg FA. Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. J Prosthet Dent. 2001 Jul;86(1):101-6.

Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodríguez J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. Dent Mater. 2007 Jan;23(1):100-5.

Chaves CA, de Melo RM, Passos SP, Camargo FP, Bottino MA, Balducci I. Bond strength durability of self-etching adhesives and resin cements to dentin. J Appl Oral Sci. 2009 May-Jun;17(3):155-60.

Chen C, Feng H, Michael FB, Haifeng X, Ye Z, Feimin Z. Bond strengths of two self-adhesive resin cements to dentin with different treatments. J Med Biol Eng. 2011; 31(1): 73-7.

Coluzzi DJ. An overview of laser wavelengths used in dentistry. Dent Clin North Am. 2000 Oct;44(4):753-65.

Craig RG, Powers JM. Materiais Dentários Restauradores, 11a ed. São Paulo: Santos; 2004.

de Goes MF. Cimentos Resinosos. *In* Restaurações de Resina Composta em Dentes Posteriores. São Paulo: Artes Médicas; 1998. p. 169-76 [Série EAP/APCD].

Della-Bona A. Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin: II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. J Appl Oral Sci. 2005 Jun;13(2):101-9.

de Menezes MJ, Arrais CA, Giannini M. Influence of light-activated and auto- and dual-polymerizing adhesive systems on bond strength of indirect composite resin to dentin. J Prosthet Dent. 2006 Aug;96(2):115-21.

De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. Dent Mater. 2004 Dec;20(10):963-71.

de Paula AB, Tango RN, Sinhoreti MA, Alves MC, Puppin-Rontani RM. Effect of thickness of indirect restoration and distance from the light-curing unit tip on the hardness of a dual-cured resin cement. Braz Dent J. 2010;21(2):117-22.

Delfino CS. Polimerização com laser de argônio: influência na tensão de contração, microdureza, resistência flexural e módulo de elasticidade de uma resina composta [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia da Universidade São Paulo; 2008.

Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1999 Feb;81(2):135-41.

Di Francescantonio M. Efeito da viscosidade e modo de ativação na resistência de união à dentina, grau de conversão e resistência flexural biaxial de cimentos resinosos duais [dissertação]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2009.

Doerner MF, Nix WD. A method for interpreting the data from depth-sensing indentation instruments. J Mater Res. 1986 Jul-Aug;1(4):601-8.

Drummond JL. Nanoindentation of dental composites. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2006 Jul;78(1):27-34.

Dutra-Corrêa M, Ribeiro CF, Cunha LA, Pagani C. Resistência à flexão de cimentos resinosos. Ciênc. Odontol. Bras. 2006 Jan-Mar; 9(1):93-8.

el-Mowafy OM, Rubo MH, el-Badrawy WA. Hardening of new resin cements cured through a ceramic inlay. Oper Dent. 1999 Jan-Feb;24(1):38-44.
El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. Dent Mater. 2012 Dec;28(12):1292-300.

Estrela C. Metodologia científica. 2a ed. São Paulo: Artes Médicas; 2005.

Faria e Silva AL. Efeito do modo de ativação de cimentos resinosos duais sobre a cinética de conversão, propriedades mecânicas, resistência de união e geração de tensões [tese]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2008.

Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. Dent Mater. 1985 Feb;1(1):11-4.

Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. J Biomed Mater Res. 1986 Jan;20(1):121-31.

Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. J Oral Rehabil. 1994 Jul;21(4):441-52.

Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. J Oral Rehabil. 2011 Apr;38(4):295-314.

Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. J Can Dent Assoc. 1999 Sep;65(8):447-50.

Fonseca RG. Avaliação da resistência à remoção por tração de coroas metálicas fixadas com cimentos resinosos e da dureza desses materiais em função do método de ativação [tese]. Araraquara: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araraquara; 2001.

Fonseca RG, Cruz CA, Adabo GL. The influence of chemical activation on hardness of dual-curing resin cements. Braz Oral Res. 2004 Jul-Sep;18(3):228-32.

Franco EB, Lopes LG. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. Biodonto. 2003 Mar-Abr; 1(2):8-61.

Frassetto A, Navarra CO, Marchesi G, Turco G, Di Lenarda R, Breschi L, Ferracane JL, Cadenaro M. Kinetics of polymerization and contraction stress development in self-adhesive resin cements. Dent Mater. 2012 Sep;28(9):1032-9.

Garone N, Burguer RC. Inlay e Onlay: metálica e estética. 1a ed. São Paulo: Editora Santos; 1998.

Gerth HU, Dammaschke T, Züchner H, Schäfer E. Chemical analysis and bonding reaction of RelyX Unicem and Bifix composites--a comparative study. Dent Mater. 2006 Oct;22(10):934-41.

Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. J Adhes Dent. 2006 Oct;8(5):327-35.

Guarda GB, Gonçalves LS, Correr AB, Moraes RR, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Luting glass ceramic restorations using a self-adhesive resin cement under different dentin conditions. J Appl Oral Sci. 2010 May-Jun;18(3):244-8.

Han L, Okamoto A, Fukushima M, Okiji T. Evaluation of physical properties and surface degradation of self-adhesive resin cements. Dent Mater J. 2007 Nov;26(6):906-14.

Hasegawa EA, Boyer DB, Chan DC. Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. J Prosthet Dent. 1991 Aug;66(2):187-92.

Hersek NE, Canay S. In vivo solubility of three types of luting cement. Quintessence Int. 1996 Mar;27(3):211-6

Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. J Prosthet Dent. 2002 Apr;87(4):380-6.

Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. Dent Mater. 2007 Jan;23(1):71-80.

Hilgert LA, Graff VA, Garbin CA, Da Silva SBA. Influência da fonte de luz e do material restaurador sobre a dureza de um cimento resinoso *dual cure.* Rev. Fac. Odontol. Porto Alegre. 2004 Dez; 45(2):31-34.

Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. J Oral Rehabil. 2001 Nov;28(11):1022-8.

Holderegger C, Sailer I, Schuhmacher C, Schläpfer R, Hämmerle C, Fischer J. Shear bond strength of resin cements to human dentin. Dent Mater. 2008 Jul;24(7):944-50.

Hooshmand T, Mahmoodi N, Keshvad A. Microhardness of a resin cement polymerized by light-emitting diode and halogen lights through ceramic. J Prosthodont. 2009 Jul;18(5):411-6.

Ilday NO, Yusuf ZB, Funda B, Aysel G. The effect of light curing units, curing time, and veneering materials on resin cement microhardness. Journal of Dental Sciences. 2013;8:141-6.

Ilie N, Hickel R. Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics. Dent Mater. 2008 Jul;24(7):908-14.

Ilie N, Simon A. Effect of curing mode on the micro-mechanical properties of dual-cured self-adhesive resin cements. Clin Oral Investig. 2012 Apr;16(2):505-12.

Ivoclar Vivadent AG. Scientific documentation bluephase® family – LED for every use. Liechtenstein Ivoclar Vivadent AG; 2009. 39 p.

Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater. 2000 Jan;16(1):41-7.

Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. Dent Mater. 2013 Jun;29(6):605-17.

Jiménez-Planas A, Martín J, Abalos C, Llamas R. Developments in polymerization lamps. Quintessence Int. 2008 Feb;39(2):e74-84.

Koupis NS, Vercruysse CW, Marks LA, Martens LC, Verbeeck RM. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. Dent Mater. 2004 Dec;20(10):908-14.

Kuguimiya RN, Alves LB, Seabra FR, Sarmento CF, Santos AJ, Machado CT. Influence of light-curing units and restorative materials on the micro hardness of resin cements. Indian J Dent Res. 2010 Jan-Mar;21(1):49-53.

Kumbuloglu O, Lassila LV, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. Int J Prosthodont. 2004 May-Jun;17(3):357-63.

Lee IB, An W, Chang J, Um CM. Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. Dent Mater. 2008 Aug;24(8):1141-7.

Leprince JG, Hadis M, Shortall AC, Ferracane JL, Devaux J, Leloup G, Palin WM. Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. Dent Mater. 2011 Feb;27(2):157-64.

Lucena-Martín C, González-López S, Navajas-Rodríguez de Mondelo JM. The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites. J Prosthet Dent. 2001 Nov;86(5):481-8.

Luz MA, Arana-Chavez VE, Netto NG. Scanning electron microscopy examination of 3 different adhesive systems. Quintessence Int. 2005 Oct;36(9):687-94.

Machado CT. Avaliação do desempenho clínico de aparelhos fotopolimerizadores utilizando teste de dureza variando tempo de exposição e profundidade de polimerização [tese]. Camaragibe: Universidade Estadual Pernambuco, Faculdade de Odontologia; 2003

Mak YF, Lai SC, Cheung GS, Chan AW, Tay FR, Pashley DH. Micro-tensile bond testing of resin cements to dentin and an indirect resin composite. Dent Mater. 2002 Dec;18(8):609-21.

Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. Dent Clin North Am. 2011 Apr;55(2):311-32.

Masouras K, Akhtar R, Watts DC, Silikas N. Effect of filler size and shape on local nanoindentation modulus of resin-composites. J Mater Sci Mater Med. 2008 Dec;19(12):3561-6.

Mazzitelli C, Monticelli F, Osorio R, Casucci A, Toledano M, Ferrari M. Effect of simulated pulpal pressure on self-adhesive cements bonding to dentin. Dent Mater. 2008 Sep;24(9):1156-63.

McCabe JF, Carrick TE. Output from visible-light activation units and depth of cure of light-activated composites. J Dent Res. 1989 Nov;68(11):1534-9.

Mendonça LM. Análise da qualidade de polimerização, por meio de testes de microdureza, de um cimento resinoso utilizado na cimentação de coroas totais em preparos com diferentes substratos [dissertação]. Bauru: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru; 2011.

Meng X, Yoshida K, Atsuta M. Influence of ceramic thickness on mechanical properties and polymer structure of dual-cured resin luting agents. Dent Mater. 2008 May;24(5):594-9.

Moosavi H, Hariri I, Sadr A, Thitthaweerat S, Tagami J. Effects of curing mode and moisture on nanoindentation mechanical properties and bonding of a self-adhesive resin cement to pulp chamber floor. Dent Mater. 2013 Jun;29(6):708-17.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. J Biomed Mater Res. 1982 May;16(3):265-73.
Nakamura T, Wakabayashi K, Kinuta S, Nishida H, Miyamae M, Yatani H. Mechanical properties of new self-adhesive resin-based cement. J Prosthodont Res. 2010 Apr;54(2):59-64.

Nordlander J, Weir D, Stoffer W, Ochi S. The taper of clinical preparations for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1988 Aug;60(2):148-51.

Noronha Filho JD, Brandão NL, Poskus LT, Guimarães JG, Silva EM. A critical analysis of the degree of conversion of resin-based luting cements. J Appl Oral Sci. 2010 Sep-Oct;18(5):442-6.

Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. J Oral Rehabil. 2001 Dec;28(12):1106-15.

Oztürk E, Hickel R, Bolay S, Ilie N. Micromechanical properties of veneer luting resins after curing through ceramics. Clin Oral Investig. 2012 Feb;16(1):139-46.

Pavan S, dos Santos PH, Berger S, Bedran-Russo AK. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. J Prosthet Dent. 2010 Oct;104(4):258-64.

Pazin MC, Moraes RR, Gonçalves LS, Borges GA, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cured luting agent. J Oral Sci. 2008 Jun;50(2):131-6.

Pedreira AP, Pegoraro LF, de Góes MF, Pegoraro TA, Carvalho RM. Microhardness of resin cements in the intraradicular environment: effects of water storage and softening treament. Dent Mater. 2009 Jul;25(7):868-76.

Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. Dent Clin North Am. 2007 Apr;51(2):453-71

Pegoraro TA. Efeito do protocolo de ativação da polimerização e envelhecimento acelerado em algumas propriedades de cimentos resinoso [tese]. Bauru: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru; 2010.

Peters AD, Meiers JC. Effect of polymerization mode of a dual-cured resin cement on time-dependent shear bond strength to porcelain. Am J Dent. 1996 Dec;9(6):264-8.

Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci. 1997 Apr;105(2):97-116.

Peutzfeldt A , Asmussen E. Investigations on polymer structure of dental resinous materials. Trans Acad Dent Mater. 2004; 18: 81-104.

Pfeifer C, Shih D, Braga RR. Compatibility of dental adhesives and dual-cure cements. Am J Dent. 2003 Aug;16(4):235-8.

Pick RM. Using lasers in clinical dental practice. J Am Dent Assoc. 1993 Feb;124(2):37-4.

Piwowarczyk A, Bender R, Ottl P, Lauer HC. Long-term bond between dual-polymerizing cementing agents and human hard dental tissue. Dent Mater. 2007 Feb;23(2):211-7

Powell GL, Blankenau RJ. Laser curing of dental materials. Dent Clin North Am. 2000 Oct;44(4):923-30.

Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. J Adhes Dent. 2008 Aug;10(4):251-8.

Reges RV. Influência da cor de cimentos resinosos ativados por diferentes fontes de luz na dureza Knoop [tese]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba; 2005

Roberts HW, Leonard DL, Vandewalle KS, Cohen ME, Charlton DG. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. Dent Mater. 2004 Sep;20(7):617-22.

Rode KM, Lloret PR, Turbino ML. Study of microhardness in depth of composite resin polymerized with argon laser and halogen light. RPG rev. pos-grad. 2005 Jul-Set; 12(3):287-92.

Rosendo CAL, Silva ACOB, Sanada JT, Pegoraro TA. Efeitos do modo de ativação da polimerização e envelhecimento acelerado sobre a resistência à tração de cimentos resinosos dual. Revista Semente. 2011 6(6):77-83.

Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. J Prosthet Dent. 1998 Sep;80(3):280-301.

Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. J Dent Res. 1988 Jun;67(6):932-7.

Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. Oper Dent. 1993 Mar-Apr;18(2):48-55.

Saavedra GSFA. Efeito da neutralização do ácido fluorídrico, limpeza sônica dos precipitados e da cimentação sobre a resistência à flexão de uma cerâmica vítrea [tese]. São José dos Campos: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de São Jose dos Campos; 2008.

Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. Dent Mater. 2001 Nov;17(6):542-56.

Santos MJ, Passos SP, da Encarnação MO, Santos GC Jr, Bottino MA. Hardening of a dual-cure resin cement using QTH and LED curing units. J Appl Oral Sci. 2010 Mar-Apr;18(2):110-5.

Senyilmaz DP, Palin WM, Shortall AC, Burke FJ. The effect of surface preparation and luting agent on bond strength to a zirconium-based ceramic. Oper Dent. 2007 Nov-Dec;32(6):623-30.

Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. Dent Mater. 2007 Sep;23(9):1079-85.

Shimura R, Nikaido T, Yamauti M, Ikeda M, Tagami J. Influence of curing method and storage condition on microhardness of dual-cure resin cements. Dent Mater J. 2005 Mar;24(1):70-5.

Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials. 2002 Apr;23(8):1819-29.

Soares CJ, Giannini M, Oliveira MT, Paulillo LA, Martins LR. Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. J Appl Oral Sci. 2004 Mar;12(1):45-50.

Soares CJ, da Silva NR, Fonseca RB. Influence of the feldspathic ceramic thickness and shade on the microhardness of dual resin cement. Oper Dent. 2006 May-Jun;31(3):384-9.

Soprano V. Estudo de parâmetros para ensaios de microdureza em amálgama de prata, resina composta, dentina e esmalte bovinos [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia da Universidade São Paulo; 2007.

Souza SA. Ensaios mecânicos de materiais metálicos: fundamentos teóricos e práticos. 5a ed. São Paulo: Edgard Blucher; 1982.

Souza TR, Leão JCB, Beatrice LCS. Cimentos auto-adesivos: eficácias e controvérsias. Revista Dentística on line. 2011 Abr-Jun; 21.

Swift EJ Jr, May KN Jr, Wilder AD Jr. Effect of polymerization mode on bond strengths of resin adhesive/cement systems. J Prosthodont. 1998 Dec;7(4):256-60.

Tango RN. Profundidade de polimerização de cimentos resinosos: efeito de aparelhos fotoativadores e de materiais restauradores indiretos [tese]. Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas, Faculade de Odontologia de Piracicaba; 2006.

Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. Dent Mater. 1996 Jul;12(4):236-44.

Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. J Dent. 2002 Sep-Nov;30(7-8):371-82.

Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AM, Wei SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. J Adhes Dent. 2003 Spring;5(1):27-40.

Turbino ML. Profundidade de polimerização de resina composta ativada com laser de Argônio [tese livre-docência]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia da Universidade São Paulo; 2004.

Turbino ML, Belan LC, Soprano V, Rode KM, Lloret PR, Youssef MN. Argon ion laser curing depth effect on a composite resin. Lasers Med Sci. 2011 Jul;26(4):421-5.

Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. Dent Mater. 2004 Jan;20(1):80-7.

Valentino TA, Borges GA, Borges LH, Vishal J, Martins LR, Correr-Sobrinho L. Dual resin cement knoop hardness after different activation modes through dental ceramics. Braz Dent J. 2010;21(2):104-10.

Velarde ME, Miller MB, Marino KL, Diaz CP, Iglesias IR, Olivares G. Hardness of dual-cure resin cements using three polymerization methods. [abstract 0534]. In: 83nd IADR/AADR/CADR; 2005 March 9-12; Baltimore, MD. Houston, TX: Reality Publishing Co; 2005.

Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. Dent Mater. 2009 Sep;25(9):1104-8.

Walker MP, Spencer P, David Eick J. Mechanical property characterization of resin cement after aqueous aging with and without cyclic loading. Dent Mater. 2003 Nov;19(7):645-52.

Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. Eur J Oral Sci. 2008 Jun;116(3):272-9.

Willems G, Celis JP, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Hardness and Young's modulus determined by nanoindentation technique of filler particles of dental restorative materials compared with human enamel. J Biomed Mater Res. 1993 Jun;27(6):747-55.

Witzel MF, Calheiros FC, Gonçalves F, Kawano Y, Braga RR. Influence of photoactivation method on conversion, mechanical properties, degradation in ethanol and contraction stress of resin-based materials. J Dent. 2005 Oct;33(9):773-9.

Yang B, Ludwig K, Adelung R, Kern M. Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. Dent Mater. 2006 Jan;22(1):45-56.

Yap AU, Soh MS, Han TT, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. Oper Dent. 2004 Jul-Aug;29(4):410-5.

Yiu CK, Tay FR, King NM, Pashley DH, Sidhu SK, Neo JC, Toledano M, Wong SL. Interaction of glass-ionomer cements with moist dentin. J Dent Res. 2004 Apr;83(4):283-9.

Yoldas O, Alaçam T. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. J Endod. 2005 Feb;31(2):104-6.

APÊNDICE A – Tabulação dos dados originais das leituras de dureza

Grupo 1	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	35,37	38,244	37,262	28,711	36,136
leitura 2	41,729	29,573	31,062	34,462	34,154
leitura 3	32,882	29,406	55,763	30,579	34,929
leitura 4	28,534	33,331	37,491	25,856	37,587
leitura 5	34,778	34,174	33,419	38,428	32,792
média	34,659	32,946	38,999	31,607	35,12
dp	4,774	3,662	9,753	4,929	1,838

Grupo 2	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	33,736	23,673	37,344	36,048	28,296
leitura 2	35,858	26,747	36,739	39,512	28,732
leitura 3	34,972	27,069	38,887	44,01	27,91
leitura 4	36,471	30,405	41,671	41,314	34,752
leitura 5	51,638	30,139	47,08	35,881	33,645
média	38,535	27,607	40,344	39,353	30,667
dp	7,397	2,772	4,221	3,484	3,26

Grupo 3	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	34,855	43,601	63,499	37,111	40,24
leitura 2	39,059	36,21	34,464	35,374	44,471
leitura 3	44,776	38,186	47,416	42,981	49,389
leitura 4	32,678	41,767	28,3	39,914	40,581
leitura 5	45,442	50,553	38,126	39,57	45,784
média	39,362	42,063	42,361	38,99	44,093
dp	5,731	5,564	13,696	2,904	3,815

Grupo 4	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	180,255	31,542	35,685	32,258	23,153
leitura 2	194,84	26,746	37,252	31,09	28,11
leitura 3	229,378	34,748	33,291	36,538	28,979
leitura 4	324,459	38,491	35,563	22,912	33,876
leitura 5	251,622	38,717	38,979	41,136	28,914
média	236,111	34,049	36,154	32,787	28,606
dp	56,821	5,04	2,118	6,791	3,808

		cp2	cp3	cp4	cp5
	cp1				

Grupo 5					
leitura 1	29,496	45,469	34,21	21,859	29,644
leitura 2	36,74	37,041	35,638	27,21	29,378
leitura 3	30,797	35,266	36,73	29,389	38,339
leitura 4	28,386	38,049	32,763	35,042	31,136
leitura 5	32,24	31,481	36,377	27,221	31,083
média	31,532	37,461	35,144	28,144	31,916
dp	3,248	5,129	1,645	4,753	3,68

Grupo 6	**cp1**	**cp2**	**cp3**	**cp4**	**cp5**
leitura 1	28,85	23,323	23,726	28,055	52,435
leitura 2	32,002	18,681	28,356	28,2	49,439
leitura 3	31,558	21,588	25,244	28,524	43,119
leitura 4	29,462	17,369	17,655	31,051	38,554
leitura 5	24,467	26,543	20,631	23,133	45,267
média	29,268	21,501	23,122	27,793	45,763
dp	2,999	3,666	4,134	2,877	5,414

Grupo 7	**cp1**	**cp2**	**cp3**	**cp4**	**cp5**
leitura 1	28,944	27,413	30,187	24,481	30,72
leitura 2	28,368	34,187	30,88	29,904	27,57
leitura 3	31,301	35,709	30,855	23,397	31,292
leitura 4	30,904	31,204	30,165	24,943	36,579
leitura 5	37,546	35,334	32,307	25,132	35,157
média	31,413	32,769	30,879	25,571	32,264
dp	3,649	3,477	0,87	2,514	3,618

Grupo 8	**cp1**	**cp2**	**cp3**	**cp4**	**cp5**
leitura 1	14,972	14,423	15,975	21,676	19,223
leitura 2	17,944	14,717	17,93	20,536	17,505
leitura 3	14,747	18,662	19,684	19,717	19,134
leitura 4	17,347	15,613	20,098	18,978	19,706
leitura 5	17,053	16,054	19,357	23,182	20,075
média	16,413	15,894	18,609	20,818	19,128
dp	1,456	1,682	1,683	1,658	0,984

Grupo 9	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	29,296	32,067	25,883	27,115	29,782
leitura 2	42,96	32,029	26,023	28,451	30,648
leitura 3	33,482	35,355	28,85	26,602	31,47
leitura 4	37,445	34,107	31,216	29,639	32,805
leitura 5	33,624	33,463	28,671	29,225	32,027
média	35,362	33,404	28,128	28,206	31,347
dp	5,134	1,413	2,226	1,315	1,177

Grupo 10	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	33,288	30,719	33,881	31,638	30,384
leitura 2	30,871	31,085	35,503	30,262	34,583
leitura 3	36,744	38,131	35,375	20,755	29,523
leitura 4	36,023	33,519	30,531	32,234	32,068
leitura 5	28,806	37,952	33,112	29,434	31,023
média	33,146	34,281	33,68	28,864	31,516
dp	3,363	3,598	2,03	4,666	1,95

Grupo 11	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	36,371	34,163	36,033	35,689	26,14
leitura 2	37,176	30,588	40,705	32,167	28,224
leitura 3	76,227	48,066	34,531	35,47	31,769
leitura 4	65,544	32,55	36,483	33,347	28,772
leitura 5	36,255	78,839	37,659	32,551	32,332
média	50,314	44,841	37,082	33,845	29,447
dp	19,158	20,214	2,314	1,642	2,579

Grupo 12	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	22,244	33,041	27,837	30,935	23,872
leitura 2	24,233	38,504	30,233	32,322	28,033
leitura 3	23,795	35,036	35,181	32,083	29,265
leitura 4	26,922	37,079	33,026	35,199	27,184
leitura 5	30,899	31,274	34,663	32,85	28,137
média	25,619	34,987	32,188	32,678	27,298
dp	3,399	2,929	3,104	1,574	2,053

Grupo 13	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	29,208	17,966	31,417	31,357	29,157
leitura 2	34,266	22,373	35,172	39,309	27,652
leitura 3	31,401	24,976	33,742	33,001	27,393
leitura 4	57,345	19,785	36,264	35,012	32,443
leitura 5	34,823	29,244	34,534	33,648	33,089
média	37,409	22,869	34,226	34,465	29,947
dp	11,373	4,441	1,821	3,01	2,67

Grupo 14	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	27,829	44,558	30,088	32,874	28,008
leitura 2	24,049	32,504	31,351	28,481	24,862
leitura 3	27,62	32,162	28,29	32,576	28,195
leitura 4	29,097	31,046	30,315	28,335	27,085
leitura 5	31,328	32,067	28,948	24,982	26,852
média	27,985	34,467	29,798	29,45	27,001
dp	2,648	5,667	1,2	3,303	1,327

Grupo 15	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	25,439	28,939	22,16	27,281	31,751
leitura 2	24,83	34,026	23,462	28,317	26,867
leitura 3	28,516	31,735	20,859	28,49	33,951
leitura 4	31,926	29,649	21,361	27,305	30,434
leitura 5	37,508	30,802	24,853	26,715	31,892
média	29,644	31,03	22,539	27,622	30,979
dp	5,225	1,988	1,625	0,755	2,621

Grupo 16	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	13,867	16,118	19,223	18,51	20,053
leitura 2	14,679	19,171	14,758	14,961	26,138
leitura 3	15,862	15,021	18,803	14,241	21,15
leitura 4	17,932	15,404	21,4	13,124	31,789
leitura 5	14,588	19,028	16,455	13,904	26,975
média	15,386	16,948	18,128	14,948	25,221
dp	1,593	2,003	2,575	2,098	4,752

Grupo 17	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	36,215	35,357	34,167	35,246	30,832
leitura 2	35,698	37,328	32,79	33,89	39,143
leitura 3	37,74	35,278	33,831	34,263	49,802
leitura 4	33,601	36,215	32,933	35,245	42,424
leitura 5	37,342	33,963	34,356	33,605	40,867
média	36,119	35,628	33,615	34,45	40,614
dp	1,632	1,245	0,715	0,763	6,812

Grupo 18	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	40,129	45,053	37,764	37,003	34,221
leitura 2	40,092	42,072	42,886	39,344	40,119
leitura 3	40,252	49,377	40,2	45,897	41,371
leitura 4	42,228	43,459	38,584	44,748	35,555
leitura 5	45,873	43,804	39,51	43,74	36,66
média	41,715	44,753	39,789	42,147	37,585
dp	2,492	2,794	1,961	3,798	3,043

Grupo 19	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	35,902	32,218	34,065	43,822	42,039
leitura 2	32,181	32,825	36,838	36,671	56,277
leitura 3	32,643	29,743	35,7	39,886	55,052
leitura 4	35,857	31,281	42,367	43,652	39,44
leitura 5	32,994	30,29	34,386	38,349	34,805
média	33,915	31,271	36,671	40,476	45,523
dp	1,816	1,285	3,37	3,187	9,624

Grupo 20	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	39,404	42,721	41,545	39,595	39,75
leitura 2	41,677	41,041	37,119	40,677	31,848
leitura 3	45,444	37,095	39,729	37,806	43,545
leitura 4	41,046	46,153	31,682	40,853	37,136
leitura 5	49,669	41,218	44,841	44,981	33,822
média	43,448	41,645	38,983	40,783	37,22
dp	4,122	3,268	4,955	2,642	4,659

Grupo 21	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	37,072	34,998	34,395	36,676	46,388
leitura 2	39,1	52,288	36,963	37,806	41,382
leitura 3	40,683	39,627	40,345	41,356	39,546
leitura 4	36,001	40,198	65,378	37,348	38,691
leitura 5	41,419	39,261	45,378	44,088	39,416
média	38,855	41,274	44,492	39,455	41,084
dp	2,307	6,493	12,378	3,161	3,126

Grupo 22	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	37,792	36,72	42,21	39,473	38,855
leitura 2	38,065	39,749	38,421	39,969	34,581
leitura 3	42,07	40,618	41,043	35,487	39,331
leitura 4	39,804	40,305	38,085	41,254	34,805
leitura 5	57,282	33,396	39,653	37,306	35,172
média	43,003	38,157	39,882	38,698	36,549
dp	8,163	3,08	1,745	2,291	2,338

Grupo 23	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	31,854	28,758	31,061	33,126	33,394
leitura 2	37,5	28,142	32,013	32,531	40,371
leitura 3	37,265	28,035	30,768	33,718	34,25
leitura 4	39,983	31,945	29,034	37,939	34,482
leitura 5	36,068	28,914	27,804	33,075	33,925
média	36,534	29,159	30,136	34,078	35,285
dp	2,978	1,603	1,691	2,199	2,873

Grupo 24	cp1	cp2	cp3	cp4	cp5
leitura 1	26,409	40,317	33,632	29,575	34,121
leitura 2	29,624	36,876	33,381	23,364	29,631
leitura 3	32,838	33,297	35,573	27,848	33,753
leitura 4	29,587	32,984	33,455	28,082	31,257
leitura 5	31,076	35,94	36,925	29,07	31,616
média	29,907	35,883	34,593	27,588	32,075
dp	2,365	2,989	1,588	2,465	1,861