JESUINA LAMARTINE NOGUEIRA ARAUJO

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

São Paulo

2013

JESUINA LAMARTINE NOGUEIRA ARAUJO

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

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/ DINTER.

Área de Concentração: Dentística

Orientadora: Profa. Dra. Míriam Lacalle Turbino

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.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Araujo, Jesuina Lamartine Nogueira.

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 / Jesuina Lamartine Nogueira Araujo ; orientadora Míriam Lacalle Turbino. -- São Paulo, 2013.

125 p: fig., tab., quadros; 30 cm.

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

Versão corrigida

1. Resinas compostas. 2. Polimerização. 3. Microdureza . 4. Materiais dentários. I. Turbino, Míriam Lacalle. II. Título.

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 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: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a meus pais, **Francisco de Lamartine Nogueira** (*in memoriam*) e **Maria Jesuina Telles Borborema de Lamartine Nogueira**, que sempre me incentivaram nos estudos e a quem eu devo minha formação moral, ética, familiar e profissional. Vocês me deixaram a maior herança de todas: a educação. Muito obrigada por todo apoio e carinho.

A meu marido **Mauro Rodrigues Araujo**, que transformou este sonho em realidade, pois não mediu esforços para que todas as minhas necessidades fossem supridas, sendo elas grandes ou pequenas, próximas ou longe. Obrigada por você embarcar nesta viagem comigo.

Às minhas amadas filhas **Beatriz** e **Luiza** que sempre estiveram ao meu lado, me apoiando e compreendendo minha ausência, queria dizer que tudo o que fiz foi por vocês, pelo nosso futuro, por nós. Espero que um dia compreendam.

A toda minha família que sempre esteve comigo, em todas as horas, pelo apoio e carinho e em especial à minha querida sobrinha **Verena** pela acolhida maravilhosa em São Paulo, que fez com que o peso da saudade de casa fosse menor durante os 9 meses de estágio.

Muito obrigada a todos vocês!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora **Prof^a. Dr^a Míriam Lacalle Turbino** por ter me aceito como orientada, por ter acreditado em mim e por ter compartilhado seus conhecimentos, sua atenção e sua amizade durante a realização deste trabalho. Muito obrigada por todos os ensinamentos. Sem a sua dedicação o Programa DINTER não teria acontecido e este sonho não seria realizado.

"A suprema arte do professor é despertar a alegria na expressão criativa do conhecimento, dar liberdade para que cada estudante desenvolva sua forma de pensar e entender o mundo, assim criamos pensadores, cientistas e artistas que expressarão em seus trabalhos aquilo que aprenderam com seus mestres"

Albert Einstein

AGRADECIMENTOS

À minha amiga **Profª Drª Cecy Martins Silva** por todo empenho para que o Programa DINTER se desenvolvesse na mais completa ordem, não medindo esforços para ajudar a todos os participantes nas diversas necessidades ocorridas. Você foi um exemplo para nós. Espero poder continuar contando com sua amizade sempre.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo-**FOUSP**, pela oportunidade de realização da pós-graduação DINTER e pelo apoio necessário durante a realização deste trabalho.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Pará-**UFPA** pela iniciativa em buscar um Programa de Doutorado Interinstitucional DINTER, dando oportunidade a todos os professores que tinham este sonho, em realizá-lo.

Aos professores da Disciplina de Dentística e Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelos ensinamentos compartilhados.

Aos Funcionários do Departamento de Dentística da Faculdade de Odontologia de São Paulo, em especial a Sônia Aparecida Grégio Alves (Soninha) pela ajuda no laboratório durante a execução da parte experimental deste trabalho.

A todos os colegas de pós-graduação DINTER pelo convívio harmonioso, pela ajuda e troca de conhecimentos durante todos os módulos do Programa de pós-graduação. Esta convivência foi muito enriquecedora para mim.

Aos colegas do programa de pós-graduação em Dentística-USP, em especial à Stella Ferreira e à Paula Mendes Acatauassu Nunes pelo apoio e ajuda durante a minha estada em São Paulo, que foram de extrema importância para a execução deste trabalho.

Aos funcionários da biblioteca da FOU SP, pelo auxílio na revisão e formatação do texto.

À CAPES, pela concessão da bolsa de doutorado e financiamento do Programa DINTER.

RESUMO

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; 2013. Versão Corrigida.

Este trabalho avaliou *in vitro* a dureza e módulo de elasticidade de uma resina composta nanohíbrida (Tetric N-Ceram/Ivoclar-Vivadent) com diferentes cores, fotoativada por duas unidades com diferentes comprimentos de onda em 3 espessuras (1, 2 e 3mm) comparadas à partir da superfície irradiada (0mm). Os espécimes foram divididos em grupos (n=5): microdureza Knoop-KHN, ultramicrodureza-DUH e módulo de elasticidade-ME, cor (A2 e Bleach-M(BM)), fotoativador LED_{azul} (Elipar Freeligth2/3M(750mW/25s/430-480nm(FL) e LED_{azul/violeta} Bluephase/Ivoclar/Vivadent (1200mW/cm²/15s/380-515nm(B15) e 30s(B30). Os espécimes foram armazenados por 24h/37°C. Os ensaios de KHN foram realizados no HMV-2000/Shimadzu, com carga de 25gf/40s, e de DUH e ME no DUH 211S/Shimadzu com força de 10mN e tempo de espera de 0s. Foram realizadas 5 endentações na superfície irradiada (0mm) e na base das amostras (1, 2 e 3mm). A análise estatística foi realizada por ANOVA, Tukey e correlação de Pearson (p<0,01%). O teste de Pearson mostrou haver correlação direta entre a KHN e a DUH. A fonte FL promoveu maiores valores de KHN e de DUH para as duas resinas testadas; enquanto que a fonte B15, promoveu o maior valor de ME. Quanto às espessuras, 0 e 1mm apresentaram maiores valores de KHN e de DUH, e menores de ME que as espessuras de 2 e 3mm. A cor A2 apresentou maior valor de KHN e DUH e menor ME que a cor Bleach-M. Assim, de acordo com a metodologia proposta e os resultados apresentados pode-se concluir que apesar de a luz LED_{azul/violeta} propor uma maior eficácia na polimerização de resinas de cor clara, no tocante às propriedades avaliadas isso não foi verificado.

Palavras-chave: Resina composta. Ultramicrodureza. Microdureza Knoop. Módulo de elasticidade. Fotoativação.

ABSTRACT

Araujo JLN. Effect of light sources with different wavelengths in micro and ultramicrohardness and elastic modulus of a nanohybrid composite resin. An in vitro study [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

This study evaluated *in vitro* the hardness (micro and ultramicro) and elastic modulus of a nanohybrid composite resin (Tetric N-Ceram/Ivoclar-Vivadent) with different colors, light sources and thickness. The specimens were divided into groups (n=5): KHN-Knoop microhardness, DUH-nanohardness and ME-elastic modulus; colors: A2 and Bleach-M (BM); light sources: LED_{blue} Elipar Free light 2/3M-ESPE (750mW/cm²/25s/430-480nm- (FL)), LED_{blue/violet} Bluephase/Ivoclar-Vivadent (1.200mw/cm²/15s/380-515nm) (B15) and 30s (B30); thickness: 1mm, 2mm and 3mm, compared to the irradiated surface (0mm). Specimens were stored dry for 24hours at 37°C after photo curing. Assays were performed at KHN in HMV-2000/Shimadzu with load of 25gf at 40s and DUH/ME in DUH 211S/Shimadzu with force of 10mN and no hold time (0s). 5 indentations of each test were made in the surfaces opposites to the photo curing. A statistical analysis was performed by ANOVA, Tukey and Pearson correlation (p<0.01%). Pearson's Test showed a direct correlation between KHN and DUH. Comparison between KHN and ME in the studied resins indicated that the light source FL promoted higher values of KHN and DUH to both resins tested, whereas the B15 light source promoted the higher ME value. Regarding thickness 0mm and 1mm showed higher KHN and DUH and lower ME than 2 and 3mm thickness. A2 color showed higher KHN and DUH and lower ME than BM. Thus, according to the proposed methods and the presented results, the LED_{blue/violet} was not better for curing the light color of the nanohybrid resin, than LED_{blue}.

Keywords: Composite resin. Nanohardness. Microhardness. Elastic modulus. Photo curing.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 -	Cronologia de desenvolvimento de resinas compostas baseado na tecnologia de suas partículas de carga, comparando-as com sistemas de fotoativação e adesão à estrutura dental (adaptado de Bayne, 2005).....	36
Figura 2.2 -	Emissão de luz pelas unidades fotoativadoras e espectro de absorção pelos fotoiniciadores (adaptado de Jiménez-Planas et al., 2008)	41
Figura 2.3 -	Representação de uma endentação realizada com o endentador Berkovich	48
Figura 4.1 -	Resinas compostas utilizadas	52
Figura 4.2 -	Matrizes de polipropileno envoltas por anel de alumínio em diferentes espessuras.....	53
Figura 4.3 -	Resina composta inserida no interior da matriz	54
Figura 4.4 -	Equipamento padronizando pressão sobre corpo-de-prova.....	54
Figura 4.5 -	Fotoativador Elipar FreeLight 2 (3M/ESPE)	55
Figura 4.6 -	Fotoativador Bluephase (Ivoclar/Vivadent) (A) e sua ponteira com LEDs de dois comprimentos de onda (B).....	56
Figura 4.7 -	Fotoativação da resina na matriz bipartida.....	56
Figura 4.8 -	Aspecto do corpo-de-prova após ter sido removido da matriz	57
Figura 4.9 -	Corpos de prova presos com fita dupla face antes da inclusão	58
Figura 4.10 -	Inclusão sendo realizada na altura do padrão do ultramicrodurômetro conforme marcação interna.....	58
Figura 4.11 -	Politriz Ecomet/Automet 2000 (Buehler)	59
Figura 4.12 -	Pastas de polimento utilizadas	59
Figura 4.13 -	Corpos de prova incluídos e polidos	60
Figura 4.14 -	Corpos de prova I, II, III, IV e V confeccionados com resina A2, com a fonte Elipar Freelight, 2mm de espessura.....	61

Figura 4.15 -	Representação esquemática das endentações no corpo-de-prova	61
Figura 4.16 -	Amostra em posição no ultramicrodurômetro	62
Figura 4.17 -	Fotografia com 10X aumento das microendentações (ME) e das ultramicroendentações (UME) no corpo-de-prova	63
Figura 4.18 -	Fotografia aproximada (50X) das endentações realizadas com o microendentador Knoop (A) e o nanoendentador Berkovich (B)	63
Figura 4.19 -	Curva de força e deslocamento com diferentes segmentos do teste de ultramicroendentação	64
Quadro 5.1 -	Resultados da Análise de variância para o teste de Microdureza Knoop	66
Figura 5.1 -	Comparação das médias e desvio padrão da microdureza Knoop para o fator fonte de luz: Bluephase 15 segundos, Bluephase 30 segundos e Freilight	67
Figura 5.2 -	Comparação da média e desvio padrão da microdureza Knoop para o fator espessuras: 0mm, 1mm, 2mm e 3mm	67
Figura 5.3	Comparação das médias e desvio padrão da microdureza knoop das duas cores de resina: A2 e Bleach-M	68
Figura 5.4 -	Comparação da microdureza Knoop da resina Bleach-M fotoativada com diferentes fontes de luz e em diferentes espessuras	69
Figura 5.5 -	Comparação da microdureza Knoop da resina A2 fotoativada com diferentes fontes de luz e em diferentes espessuras	70
Quadro 5.1 -	Resultados da Análise de variância para o teste de Microdureza Knoop	72
Figura 5.6 -	Comparação das médias e desvio padrão da ultramicrodureza em função da fonte de luz: Bluephase 15 segundos, Bluephase 30 segundos e Elipar Freelight2	73
Figura 5.7 -	Comparação das médias e desvio padrão da ultramicrodureza entre as espessuras: 0mm, 1mm, 2mm e 3mm	73

Figura 5.8 -	Comparação das médias e desvio padrão da ultramicrodureza para o fator resina, nas cores A2 e Bleach-M.....	74
Figura 5.9 -	Comparação das médias da ultramicrodureza da resina Bleach-M quanto as fontes de luz e as espessuras de 0mm, 1mm, 2mm e 3mm.....	76
Figura 5.10 -	Comparação das médias da ultramicrodureza da resina A2 quanto as fontes luz e nas espessuras de 0mm, 1mm, 2mm e 3mm.....	76
Quadro 5.2 -	Resultado da Análise de Variância para o teste de módulo de elasticidade.....	78
Figura 5.11 -	Comparação das médias e desvio padrão do módulo de elasticidade para o fator fontes de luz: Bluephase 15segundos, Bluephase 30segundos e Elipar Freelight2	79
Figura 5.12 -	Comparação das médias e desvio padrão do módulo de elasticidade para o fator espessura:0mm, 1mm, 2mm e 3mm	79
Figura 5.13 -	Comparação das médias e desvio padrão do módulo de elasticidade para o fator resina, nas cores A2 e Bleach-M.....	80
Figura 5.14 -	Comparação das médias de módulo de elasticidade da interação da resina Bleach-M quanto as fontes de luz (Bluephase 15 segundos, Bluephase 30segundos, Freelight) e as espessuras (0mm, 1mm, 2mm e 3mm)	81
Figura 5.15 -	Comparação das médias de módulo de elasticidade da resina A2 quanto as fontes (Bluephase 15 segundos, Bluephase 30segundos, Freelight) e as espessuras (0mm, 1mm, 2mm e 3mm)	82
Figura 5.16 -	Dispersão entre microdureza/ultramicrodureza da resina na cor A2.....	83
Figura 5.17 -	Dispersão entre microdureza/ultramicrodureza da resina na cor Bleach-M.....	83

Figura 6.1 -	Resultado de ultramicrodureza para a fonte EliparFreelight2 na cor A2/2mm.....	90
Figura 6.2 -	Resultados de ultramicrodureza para a fonte EliparFreelight2 na cor Bleach-M/2mm.....	91
Figura 6.3 -	Resultado da ultramicrodureza Elipar Freelight2 na cor Bleach-M/3mm.....	92
Figura 6.4 -	Resultado da ultramicrodureza com fonte Bluephase na cor Bleach-M(30s)/3mm.....	92
Figura 6.5 -	Resultado da ultramicrodureza com fonte Bluephase na cor Bleach-M/0mm.....	93
Figura 6.6 -	Resultado da ultramicrodureza com fonte Bluephase na cor Bleach-M/3mm.....	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 -Distribuição das amostras de acordo com a cor da resina composta, a unidade fotoativadora e a espessura do corpo-de-prova.....	51
Tabela 4.2 -Especificações técnicas das resinas utilizadas.....	52
Tabela 4.3 -As unidades de fotoativação e as condições de irradiação testadas	56
Tabela 4.4 -Comparação entre os comprimentos de onda dos fotoiniciadores e fotoativadores	57
Tabela 5.1 -Valores médios de microdureza Knoop dos grupos avaliados	65
Tabela 5.2 -Médias e desvios padrão da interação resina <i>versus</i> fonte <i>versus</i> espessura – microdureza Knoop (Tukey=14,77)	68
Tabela 5.3 -Valores médios de ultramicrodureza (carga 10mN/mm ² e <i>hold time</i> de 0 segundo) dos grupos avaliados	71
Tabela 5.4 -Médias e desvio padrão da interação resina <i>versus</i> fonte <i>versus</i> espessura- Ultramicrodureza (Tukey=23,55).....	75
Tabela 5.5 -Valores médios de módulo de elasticidade dos grupos avaliados.....	77
Tabela 5.6 -Médias e desvio padrão da interação resina <i>versus</i> fonte <i>versus</i> espessura- Módulo de Elasticidade (Tukey=0,65)	81

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	Porcentagem
μm	Micrômetro
BisGMA	Bisfenol glicidil dimetacrilato
BZ	Benzil
CEMA	Cianoetilmetilamina
cm	Centímetro
cm^2	Centímetro quadrado
CQ	Canforoquinona
DABE	Ácido dimetil-p-aminobenzoico
DEPT	Dietano p-toluidina
DMAEMA	Dimetilaminoetilmetacrilato
gf	Grama força
GPa	Gigapascal
InGaN	Índio-gálio-nitreto
Ir819	Óxido bisdiclorobenzoil-propil fenil fosfano
J/cm^2	Joules por centímetro quadrado
Kgf/mm^2	Kilograma força por milímetro quadrado
LED	Diodo emissor de luz
mm	Milímetro
ms	Milisegundo
mW/cm^2	Miliwatts por centímetro quadrado
nm	Nanômetro
$^{\circ}\text{C}$	Grau Celsius
PPD	Fenil propanodiona
PPM	Partes por milhão
TEGMA	Trietileno Glicol dimetacrilato
TPO	Óxido trimetil benzoil difenil fosfano
UDMA	Uretano dimetacrilato
W	Watts

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
2.1 A Composição das resinas compostas	18
2.2 A Evolução da Polimerização	29
2.3 O Processo de Fotoativação	37
2.4 Os Testes de análise de dureza por endentação (micro e ultramicroindentação) e módulo de elasticidade	44
3 PROPOSIÇÃO	49
4 MATERIAL E MÉTODOS	50
4.1 Preparo das amostras	53
4.2 Fotoativação	54
4.3 Armazenamento e Inclusão das Amostras	58
4.4 Acabamento e Polimento das Amostras	59
4.5 Teste de Microindentação	61
4.6 Teste de Ultramicroindentação	62
4.7 Análise Estatística	64
5 RESULTADOS	65
5.1 Teste de Microdureza Knoop	65
5.2 Teste de Ultramicrodureza ou Nanodureza Berkovich	70
5.3 Teste de Módulo de Elasticidade	77
5.4 Teste de Correlação de Pearson	82
6 DISCUSSÃO	85
7 CONCLUSÕES	98
REFERÊNCIAS	99
APÊNDICES	106

1 INTRODUÇÃO

As primeiras resinas compostas lançadas no mercado odontológico apresentavam um processo de polimerização química, consistindo geralmente de um pó e líquido ou de um sistema pasta-pasta, que era misturado para iniciar o processo de cura. A polimerização química dominou a Odontologia até os anos 70, quando foi introduzido o sistema de polimerização por luz ultravioleta.

Devido às vantagens como controle total do tempo de trabalho e menor inclusão de bolhas na massa da restauração, as resinas ativadas por luz tornaram-se amplamente aceitas pela maioria dos profissionais. Contudo, a baixa profundidade de polimerização da luz ultravioleta, associada com o risco aos tecidos circunvizinhos por este tipo de irradiação, levou à substituição desse sistema por resinas polimerizadas por luz visível, que dominam o mercado até os dias de hoje (Craig 1981; Stansbury, 2000).

As resinas compostas fotoativadas geralmente contêm três componentes principais. O componente mais importante é a partícula de carga inorgânica principalmente o quartzo ou vidro radiopaco com ou sem sílica. O segundo componente importante é a matriz orgânica usualmente o Bisfenol glicidil dimetacrilato (BisGMA) ou uretano dimetacrilato (UDMA) misturados com dimetacrilatos de baixa viscosidade como trietileno glicol dimetacrilato (TEGMA). As propriedades e a composição química da matriz orgânica contribuem significativamente na biocompatibilidade da restauração. O terceiro componente é um agente de união organo silano cuja função é promover a união química entre a resina e a carga inorgânica. Juntamente com estes materiais, são adicionados às resinas compostas fotoativadas, fotoiniciadores, ativadores, estabilizadores e inibidores (Lizymol; Krishman, 2008).

Três fotoiniciadores são comercializados atualmente: a canforoquinona, o PPD e o Lucerin TPO, sendo que a canforoquinona é o mais comumente utilizado. De acordo com Jiménez-Planas et al. (2008) nenhuma lâmpada fotoativadora cobre o espectro de absorção dessas três substâncias.

Com a grande procura pela técnica do clareamento dental se faz necessária a utilização de resinas extremamente claras, que acompanhem a coloração do dente após a exposição ao peróxido. Para alcançar este grau de claridade é necessário alterar as quantidades dos fotoiniciadores presentes na composição das resinas compostas, diminuindo a porcentagem de canforoquinona ou utilizar outro fotoiniciador que não apresente coloração amarelada (Lucerin, PPD ou Irgacure), e com isso também utilizar uma fonte ativadora que atue sobre todos os fotoiniciadores presentes na composição das resinas compostas, sejam elas mais claras ou mais escuras.

Sendo assim, parece ser indispensável o estudo das diferentes propriedades apresentadas pela resina composta nanohíbrida de diferentes cores, fotoativada por dois equipamentos com diferentes espectros e em diferentes espessuras (1mm, 2mm e 3mm) comparando com a superfície irradiada (0mm), por meio da dureza (micro e ultramicroendentação) e módulo de elasticidade, para o melhor entendimento da relação existente entre a resina composta e a unidade de fotoativação, assegurando assim restaurações com maior longevidade.

2 REVISÃO DA LITERATURA

O processo de fotoativação é amplamente utilizado em várias áreas da odontologia, porém, após a introdução de técnicas de clareamento dental, surgiram alguns questionamentos sobre a combinação entre resina composta e unidade fotoativadora, pois ocorre a necessidade de se realizar restaurações com materiais de cor mais clara que os tradicionalmente utilizados, e que acompanhem a coloração dental alcançada pelo tratamento clareador. Estes materiais restauradores apresentam composição diferente das tradicionais resinas compostas. Surgem com isso algumas dúvidas: as unidades fotoativadoras estão preparadas para ativar estes novos materiais? Qual a melhor unidade? Qual o tempo de fotoativação recomendado? Qual a espessura máxima de resina passível de ser fotoativada? O que ocorre com as propriedades mecânicas como a dureza após a ativação destes materiais com unidades de diferentes comprimentos de onda? Resinas com diferentes fotoiniciadores alcançam uma profundidade de polimerização diferente, dependendo da fonte ativadora?

Com a finalidade de abordar estes aspectos, a revisão da literatura buscará um melhor entendimento sobre o assunto, separando por itens essenciais ao conhecimento do tema proposto, como: a composição das resinas compostas, a evolução da polimerização, o processo de fotoativação, os testes de dureza por endentação e módulo de elasticidade.

2.1 A Composição das resinas compostas

Um material composto é definido como uma combinação tri-dimensional de pelo menos dois componentes quimicamente diferentes com uma interface distinta entre eles. As resinas compostas odontológicas apresentam três componentes principais: 1) matriz resinosa, 2) carga inorgânica e 3) agente de união. A quantidade e tamanho das partículas de carga incorporadas na matriz resinosa determinam o

tipo e a indicação clínica de cada resina composta. Os primeiros materiais incorporavam grande quantidade de partículas de quartzo o que resultou em uma superfície rugosa que era difícil de polir. Devido a modificações na carga transformando-a em partículas extremamente pequenas, surgiram as resinas microparticuladas. Este material geralmente consiste de partículas de sílica com 0.01 a 0.1 μ m, tendo como vantagem o alto polimento e a excelente estética. As resinas microhíbridas são uma combinação de micropartículas (0.01 a 0.05 μ m) e macropartículas (0.1 a 6.0 μ m). A maior desvantagem deste grupo é determinada pelo maior tamanho das partículas, o que dificulta a manutenção de um bom padrão de polimento. Como vantagem tem a resistência, devido à alta quantidade de carga (75%) e uma vasta gama de cores, opacidades e translucências que são importantes quando se considera função e estética na restauração. Recentemente a nanotecnologia tem sido utilizada para produzir nanopartículas de carga baseadas na construção de blocos em escala molecular. Este processo resultou em um produto comercial com nanopartículas de sílica de 2 a 20nm (0,002 a 0,02 μ m) e nanoaglomerados de zircônia-sílica de 0.6 a 1.4 μ m (3M-ESPE). As nanopartículas têm uma maior superfície de contato com a fase orgânica quando comparada com as resinas microparticuladas, e conseqüentemente, a dureza do material é aumentada. As resinas nanoparticuladas apresentam um conteúdo de carga em torno de 78.5% em peso e 58-60% em volume, incluindo não-aglomerados de partículas de carga de sílica e aglomerados nanoclusters de zircônia e sílica, que agem como unidades que possibilitam alta resistência do material, apresentando os maiores valores de microdureza quando fotoativado com luz halógena ou LED, comparado com arco de plasma (Hubbezoglu et al., 2007).

As resinas nanohíbridas apresentam partículas convencionais e nanopartículas, sendo composta por Sílica e Bário, como elementos principais, e pequena quantidade de alumínio. O formato das partículas é diferente das resinas nanoparticuladas. Algumas resinas nanohíbridas apresentam grandes aglomerados formados por pequenas partículas, enquanto outras apresentam grandes partículas. O tamanho das partículas (0,02 a 3 μ m) poderia ser um razão para não serem classificados como materiais nanoméricos (de Moraes et al., 2009).

Resinas compostas microhíbridas e microparticuladas fotoativadas com diferentes LEDs ou com lâmpada halógena tradicional, foram avaliadas quanto à

microdureza Knoop no topo e na base das amostras após 24 horas da cura. Foi observado que a resina microhíbrida apresentou os maiores valores de dureza knoop independente da unidade de fotoativação utilizada, ou da superfície (topo ou base). O tamanho e conteúdo das partículas de carga na matriz orgânica devem ter contribuído para estes valores. A fotoativação da resina microhíbrida com LED resultou em microdureza similar ao valor obtido com a lâmpada halógena, embora esta apresentasse uma intensidade de luz bem superior ao LED. Este resultado pode ter sido provavelmente, devido ao LED apresentar um padrão de emissão de luz similar ao espectro de absorção da canforoquinona, o que permite um total aproveitamento da luz emitida pelo equipamento, o que não ocorre com a lâmpada halógena. As resinas microparticuladas são mais difíceis de polimerizar devido ao tamanho reduzido das partículas, o que causa um espalhamento da luz fotoativadora, diminuindo a efetividade de cura, e o que acarretou em menores valores de microdureza knoop neste trabalho (Peris et al., 2005).

O tratamento da carga das resinas compostas, que afeta diretamente muitas propriedades do material, como a resistência ao desgaste, incluem cada vez mais o uso de nanopartículas. Estas permitem haver uma distância menor entre as cargas dentro da matriz resinosa, protegendo esta matriz do desgaste. As propriedades mecânicas da resina dependem criticamente do nível de carga na formulação do material. Geralmente um aumento na carga confere maior rigidez, maior limite elástico, melhor resistência à fratura, e também melhora as características do desgaste. O desgaste pode ocorrer por muitos mecanismos diferentes, mas em muitos casos ocorre devido às partículas abrasivas de aproximadamente 0.1mm de diâmetro provenientes da alimentação, e provavelmente derivadas da sílica. A matriz da resina composta é sujeita ao desgaste, porém as partículas de carga não são (Bayne, 2005).

Na composição das resinas existem também os pigmentos que controlam a cor. Estes são utilizados em conjunto com um iniciador geralmente amarelo, a canforoquinona, para modificar as propriedades ópticas do material. Após a irradiação, a luz se dispersa através das partículas de carga e pigmentos e é absorvida pelos fotoiniciadores. Isso significa que enquanto a luz passa através da resina composta, a sua intensidade é atenuada, resultando em diminuição na irradiância e na efetividade de cura. As resinas compostas tornam-se duras após a

fotoativação, e esta dureza é um indicador indireto da qualidade da polimerização, e é determinada pela carga inorgânica e monômeros inclusos no material. Pode-se afirmar então que a cor da resina composta torna-se um fator importante, pois ela pode afetar as propriedades mecânicas do material. O efeito das cores da resina composta no grau de polimerização foi avaliado através da microdureza, contração de polimerização, reflectância/absorbância e mudança de cor. Duas resinas compostas com quatro cores diferentes foram avaliadas. Os resultados sugeriram que o grau de polimerização das resinas compostas testadas foi minimamente afetado pela cor da resina (Jeong et al., 2009).

A polimerização incompleta da resina composta pode ser atribuída a uma penetração insuficiente da luz, distância grande entre fonte de luz e superfície da resina composta, direcionamento da luz, condições do aparelho fotopolimerizador, tempo de exposição à luz, espessuras das porções de resina, cor da resina e tipo de carga da resina composta. Firoozmand et al. (2009) avaliaram o desempenho dos aparelhos de luz halógena variando a opacidade da resina (A2 e A2O) e a profundidade de polimerização (0mm e 2mm), através da microdureza Vickers, e puderam observar que: existem diferenças estatisticamente significantes entre os valores de microdureza da resina composta conforme a variação da opacidade, sendo que o aumento da profundidade leva à redução da microdureza; que o aparelho de luz halógena obteve maiores valores de microdureza que o LED; que a microdureza da superfície (0mm) foi sempre maior que a da base (2mm), independente do equipamento utilizado.

Outro elemento importante na composição das resinas compostas é o fotoiniciador. Este é uma molécula que pode absorver luz e como resposta direta ou indiretamente, produzir uma reação que inicia o processo de polimerização. O número de fotoiniciadores deveria ser limitado a uma concentração apenas o suficiente para obter uma reação de polimerização adequada com a maior conversão de monômeros, pois uma quantidade excessiva de fotoiniciadores não reagidos pode difundir-se para fora da matriz polimérica em direção à saliva. Por outro lado, para evitar fotoiniciadores não reagidos é necessária uma quantidade suficiente de luz. Para saber qual quantidade de luz é suficiente para converter completamente todos os fotoiniciadores, deve-se conhecer o rendimento quântico de conversão do fotoiniciador, que é definido como a relação entre o número de

fotoiniciadores convertidos e o número de fótons absorvidos pelo fotoiniciador, e apenas aqueles absorvidos pelos fotoiniciadores são capazes de causar a fotopolimerização, portanto é a densidade de potência absorvida efetivamente (irradiação x absorção) que influencia a polimerização (Chen et al., 2007).

A maioria das moléculas de fotoiniciadores, desenvolvidas para resinas compostas, consiste de dois componentes: o fotoiniciador que pode absorver luz diretamente e um co-iniciador que não absorve luz, mas interage com o fotoiniciador ativado para produzir uma espécie reativa, um radical livre, e iniciar a polimerização. A canforoquinona é um exemplo de fotoiniciador que requer um co-iniciador para iniciar a polimerização. No caso de resinas compostas contendo a canforoquinona, uma amina terciária foto-redutora é usada como co-iniciador (Stansbury, 2000).

Todas as aminas são conhecidas por formar sub-produtos durante a fotoreação, que tendem a causar descoloração amarela para marrom sob a influência da luz ou calor. Esta descoloração depende do tipo e quantidade de acelerador adicionado ao sistema de fotoiniciador, e é irreversível. Sendo assim o sistema de fotoiniciador pode não apenas influenciar as características de cura e a resistência do material, mas também tem um impacto na estabilidade de cor (Janda, et al., 2004). Neste estudo os autores avaliaram o quanto a lâmpada halógena e o arco de plasma influenciaram a coloração amarelada de resinas compostas (microparticulada, híbrida), compômero e cerômero utilizando tempos de cura diferentes, e observaram que o clareamento destes materiais após a cura depende de vários fatores como o equipamento de fotoativação utilizado e o tempo de cura selecionado. Neste caso a lâmpada halógena forneceu um espectro de emissão e intensidade de luz ideal para a cura e estabilidade de cor apropriada.

Com o sucesso do tratamento clareador em dentes vitais, no início dos anos 90, os fabricantes passaram a utilizar outros fotoiniciadores, que não a canforoquinona, que apresentassem uma porção da sua absorção em um espectro mais baixo de luz visível. Estes compostos pertencem a uma classe de fotoiniciadores que diretamente rompe-se em múltiplos radicais sem a necessidade da presença de co-iniciadores. Exemplos destes fotoiniciadores são: Irgacure 819, Lucerin, e PPD (Neumann et al., 2005).

O espectro de absorção do Lucerin varia com o comprimento de onda semelhante à luz ultra-violeta: 340 a 430nm, estando seu pico de absorção a 390nm. No entanto, o uso deste fotoiniciador não é compatível com a maioria das unidades fotoativadoras LEDs, que emitem luz a um comprimento de onda entre 450 a 500nm. Então, para não perder as vantagens das unidades LEDs, muitos fabricantes desenvolveram unidades de LEDs com dois diferentes comprimentos de onda: um LED primário que produz cura para materiais que contém a canforoquinona, e um LED acessório para fotoativar fotoiniciadores alternativos. Pensando nisso, Ilie e Hickel (2008) avaliaram se a canforoquinona poderia ser substituída com sucesso pelo Lucerin TPO em sistemas adesivos, através de um estudo no grau de conversão e propriedades mecânicas. A eficiência de uma unidade fotoativadora experimental com dois comprimentos de onda (370 e 530nm/650mW/cm²; com picos a 405nm e a 463.3nm) foi comparada a uma unidade comercialmente disponível, também com dois comprimentos de onda (370-520nm/735mW/cm²; picos de 458nm e 400nm), e a um LED convencional com apenas um pico a 456nm, um comprimento de onda entre 410-520nm e uma irradiância de 650mW/cm². Os autores concluíram que o sistema canforoquinona-amina pode ser completamente substituído pelo Lucerin TPO quando LEDs com duplo comprimento de onda são utilizados para fotoativação.

O Lucerin TPO é utilizado em algumas resinas compostas devido ser completamente sem cor após a reação de fotoativação, e os seus polímeros serem bem mais claros do que outros em que a canforoquinona é utilizada como fotoiniciador. Examinando a influência de duas unidades de fotoativação (LED e halógena) no grau de conversão de resinas compostas de cores mais claras e um sistema de fotoiniciador diferente, foi observado que o grau de conversão de uma resina composta à base de metacrilato é influenciado não apenas pela intensidade de luz e comprimento de onda, emitidos pela unidade fotoativadora para excitar as moléculas do fotoiniciador, mas também pelo tempo de irradiação e composição do material (Porto, Soares et al. 2010). Além disso, outros fatores podem alterar esta propriedade como a espessura da amostra, cor, translucidez, carga inorgânica e a distância entre a ponteira e a superfície do material restaurador. Os autores observaram que ambas as unidades (LED e halógena) influenciaram no grau de conversão tanto no topo quanto na base das amostras. Contudo, as resinas

alcançaram um adequado grau de conversão após a fotoativação com LED e lâmpada halógena, exibindo, portanto, atividade de cura semelhante entre as unidades.

Os fotoiniciadores presentes nas resinas de cor mais clara são ativados em comprimentos de onda abaixo do pico de absorção da canforoquinona, sendo que o LED de 1ª geração e a lâmpada halógena não eram capazes de polimerizar estas resinas. Os LEDs de alta potência podem polimerizar algumas resinas de forma semelhante, ou melhor, do que algumas lâmpadas halógenas, além de apresentar um espectro de emissão em torno de 456nm. Porém, o comprimento de onda que a luz produz nem sempre alcança as características de absorção dos fotoiniciadores usados em algumas resinas, conseqüentemente, pode ocorrer uma polimerização inadequada (Price et al., 2005).

A eficiência de qualquer fotoiniciador é determinada por vários fatores. Para alcançar alta absortividade deve haver uma boa relação entre o espectro de absorção do fotoiniciador e o espectro de emissão da unidade fotoativadora. O espectro de absorção da canforoquinona tem um pico máximo de 468nm na região azul do espectro visível. Uma radiação nesta faixa promove um elétron, em um dos dois grupos carbonil da canforoquinona para um estado energético excitado, de curta duração (0.05ms). Se antes desta desativação ele encontrar uma molécula de amina através de difusão ou uma associação pré-existente, pode-se formar um exciplexo (complexo estado excitado). Com este exciplexo a amina pode doar para a canforoquinona primeiramente um elétron para formar um par de radical iônico e depois um próton para gerar um radical livre. É o radical amino que inicia a polimerização monomérica, enquanto o radical a base de canforoquinona pode tornar a polimerização mais lenta através das reações terminais para formação da cadeia polimérica. Unidades fotoativadoras de luz halógena transmitem energia na região de luz visível entre 400 a 540nm. O comprimento de onda, intensidade e duração da exposição à luz define a energia de irradiação. Estes fatores, juntamente com a escolha da concentração do fotoiniciador, permitem um alto grau de controle externo sobre o processo de fotopolimerização (Stansbury, 2000).

A canforoquinona é utilizada em quantidades bem pequenas, em torno de 0.03-0.1%, mas mesmo assim influencia significativamente na cor do material, pois é

um produto de coloração amarela. Esta cor peculiar é devido aos cromóforos, que absorvem luz na região de 470nm, e refletem uma cor entre o amarelo e o laranja. Alguns fotoiniciadores quebram o cromóforo após a irradiação, perdendo a cor amarela, num processo conhecido como fotoclareamento. Contudo, a canforoquinona apresenta pouco fotoclareamento, mantendo a sua cor após liberar radicais livres (Stansbury, 2000).

A concentração de canforoquinona e de moléculas do co-iniciador é conhecida por ter um efeito significativo na polimerização. Contudo, o uso de uma concentração maior pode comprometer a estética da restauração de resina composta devido à influência de moléculas não reagidas, residuais. Por outro lado uma concentração menor resulta em polimerização inadequada, e tem sido associada com baixa biocompatibilidade, propriedades mecânicas inferiores e baixa resistência ao desgaste. A mínima concentração de canforoquinona e do co-iniciador que poderia resultar em máxima polimerização, mínimo stress de contração e suficiente profundidade de cura, isso é, de pelo menos 2mm, foi estudada. O stress de contração de polimerização e grau de conversão seguiram muito próximos, mas a concentração de canforoquinona e do co-iniciador não puderam ser ajustados para alcançar um stress de contração baixo, sem influenciar significativamente na conversão e dureza Knoop do material (Musanje et al., 2009).

Em geral, a concentração do fotoiniciador e agente redutor nos polímeros dentais fotoativados são determinados pelos fabricantes. Yoshida et al. (1994) estudaram resinas compostas fotoativadas com diferentes concentrações de canforoquinona e de agente redutor no grau de conversão monomérica destas resinas e concluíram que a canforoquinona em baixas concentrações e o agente redutor em concentração maior resultou em um rápido aumento no grau de conversão monomérica das resinas compostas.

Para alcançar tempos de exposição menores, sem comprometer as propriedades do material restaurador, foram produzidas as unidades fotoativadoras com irradiância alta. Elas são baseadas no conceito de que a energia total de irradiação, isto é, exposição radiante (J/cm^2) é o fator principal no grau de conversão e propriedades mecânicas dos materiais fotoativados. Como a exposição radiante é o produto da irradiância (mW/cm^2) e do tempo de irradiação (s), é esperado que

propriedades semelhantes de materiais resultem de exposições radiantes similares, sem considerar como foram obtidas (pela combinação de diferentes irradiancias e tempos). Isto é conhecido como a lei da reciprocidade de exposição. Fotoiniciadores alternativos têm sido adicionados em materiais restauradores por razões estéticas, e como eles são interessantes em termos de eficiência de polimerização, eles podem ter um impacto na validade da lei da reciprocidade de exposição. Notavelmente, o Lucerin parece ser uma molécula promissora, pois apresenta maior eficiência de cura. Contudo, considerando as características de absorção e a dispersão de luz aumentada do comprimento de onda mais curto, uma cura inferior em profundidade de materiais que substituem a canforoquinona pelo Lucerin pode ser um problema. Atualmente ele é comercializado em resinas compostas combinado com a canforoquinona e não sozinho, aliado ao fato de que os fabricantes não informam a exata concentração do fotoiniciador presente na composição das resinas compostas. O impacto do tipo de fotoiniciador na eficiência de polimerização de resinas compostas experimentais com carga e sem carga foi avaliado. O grau de conversão e profundidade de cura foram medidos para investigar a influência do fotoiniciador e a presença ou ausência de carga na aplicabilidade da lei da reciprocidade de exposição. Resinas experimentais foram preparadas com concentrações semelhantes de canforoquinona e Lucerin, com e sem carga. As amostras foram fotoativadas com luz halógena em quatro protocolos diferentes: $400\text{mW/cm}^2 \times 45\text{s} = 18\text{J/cm}^2$; $1500\text{mW/cm}^2 \times 12\text{s} = 18\text{J/cm}^2$; $3000\text{mW/cm}^2 \times 6\text{s} = 18\text{J/cm}^2$ e $3000\text{mW/cm}^2 \times 3\text{s} = 9\text{J/cm}^2$. Observaram que com exposições radiantes similares o grau de conversão foi significativamente maior com materiais à base de Lucerin, com carga ou sem carga, comparado com os materiais à base de canforoquinona. Enquanto o tempo de exposição diminui e a irradiancia aumenta, os materiais à base de Lucerin exibiram maior grau de conversão do que aqueles à base de canforoquinona na mesma situação. Para protocolos de cura semelhantes, a profundidade de cura das resinas à base de canforoquinona permaneceram significativamente maiores do que as que apresentam Lucerin. A adição de carga geralmente reduz o grau de conversão, exceto para uma irradiancia bem alta em materiais com canforoquinona (Leprince et al., 2011).

Existem diferenças na quantidade de canforoquinona de uma resina para outra, e entre as cores de uma mesma resina, como por exemplo, a cor incisal que

apresenta uma quantidade menor de canforoquinona que a cor A3. A cor translúcida não demonstra ter nenhuma quantidade de canforoquinona, por este motivo os fabricantes recomendam que esta cor seja fotoativada com equipamentos com amplo espectro de emissão de luz, pois outro fotoiniciador é utilizado nesta cor, que não a canforoquinona. Existem resinas, no entanto, que apresentam uma quantidade maior de canforoquinona na cor incisal, e em outras a canforoquinona é encontrada apenas a partir da cor A1. Portanto é fundamental que se conheça o fotoiniciador encontrado no material restaurador a ser utilizado, para a escolha de uma unidade fotoativadora compatível, alcançando valores apropriados do grau de conversão, sucesso clínico e restaurações duradouras (Alvim et al., 2007).

Outro fotoiniciador alternativo deve ser considerado: PPD (Fenil propanodiona), que apresenta um grupo aromático de um lado do anel dicarbonil e um grupo metílico do outro lado, sendo que trabalha em um comprimento de onda de 410nm. As resinas que apresentam PPD como fotoiniciador possuem melhores propriedades mecânicas do que aquelas com canforoquinona. O PPD pode também atuar em conjunto com a canforoquinona para aumentar o grau de conversão dos monômeros em polímeros e/ou reduzir a concentração desta, melhorando a cor da resina composta. Esta mistura de fotoiniciadores pode melhorar o balanço entre cura superficial e cura interna da resina composta (Watts, 2005).

Para testar a hipótese de que o uso de calorimetria por escaneamento diferencial (que determina a progressão da cura através da medição do calor gerado durante a reação de polimerização) e um ótimo sistema de iniciador/co-iniciador, além de um protocolo de cura adequado, controlam o grau de reação de polimerização e ainda alcançam um grau de conversão monomérica da resina composta satisfatório, os autores (Emami and Soderholm 2005) usaram como fotoiniciador a canforoquinona (CQ) ou PPD (Fenil propanodiona), como co-iniciador o ácido dimetil-p-aminobenzóico (DABE), a cianoetilmetilamina (CEMA) ou o dimetilaminoetil metacrilato (DMAEMA). Para observar o efeito do método de cura na cinética de polimerização das resinas experimentais a fotoativação foi realizada por três métodos diferentes: o primeiro método foi de cura padrão através de uma lâmpada halógena com valor de irradiância de 850mW/cm²; o segundo método conhecido por *soft-start* usou lâmpada halógena começando por uma irradiância baixa <100mW/cm² nos primeiros 5 segundos e finalizando com alta irradiância de

850mW/cm². O terceiro método usou um LED com irradiância de 450mW/cm². Todos os procedimentos de cura foram realizados com o tempo de 40 segundos. PPD não foi tão eficiente quanto a canforoquinona durante o início do processo de cura, mas a 40 segundos não houve diferença significativa na conversão dos dois fotoiniciadores. Quanto aos co-iniciadores, o mais eficiente foi o ácido dimetil-p-aminobenzóico, e o menos eficiente foi o dimetilaminoetil metacrilato. Um fator importante a considerar é a eficiência da ativação do fotoiniciador, o que explica porque as unidades de fotoativação e os fotoiniciadores são as variáveis mais importantes que afetam a conversão monomérica após 3 e 10 segundos. Cada uma das unidades de fotoativação apresenta potência de luz na faixa de absorção do pico da canforoquinona, enquanto que aquela que atinge o pico do PPD é menos pronunciada. Como consequência um grande número de moléculas de canforoquinona será ativado e consumido mais cedo durante o processo de polimerização do que para o PPD. Contudo, com a continuidade de exposição de luz após 10 segundos, mais moléculas de PPD serão ativadas enquanto muitas moléculas de Canforoquinona já foram consumidas. Como resultado a conversão das resinas contendo PPD é alcançada e após 40 segundos de cura não há diferença significativa entre a Canforoquinona e o PPD.

Para examinar o efeito do tipo e concentração do fotoiniciador e co-iniciador na variação de transmissão de luz durante a polimerização e o grau de conversão de uma formulação de resina composta, foram utilizadas resinas compostas com partículas de vidro silanizadas contendo vários tipos de fotoiniciadores (CQ-canforoquinona, PPD-fenilpropanodiona, BZ-benzil), diferentes co-iniciadores (DABE-demetil p-aminobenzóico, CEMA-cianoetil metilanilina, DEPT-dietano p-toluidina), variando a concentração destes entre 0,0 a 0,3% de DABE, polimerizados com luz halógena ou LED por 10, 20 e 40 segundos. A reação de presa foi monitorada com espectroscopia de luz infra-vermelho Fourier. Observaram que as amostras contendo CQ e PPD fotoativados com luz halógena não tiveram um efeito significativo no grau de conversão ou mudanças na transmissão da luz. DABE e CEMA foram co-iniciadores mais efetivos do que o DEPT. Embora o grau de conversão não seja limitado à concentração do co-iniciador, a ausência dele causou diferença na transmissão da luz e no grau de conversão monomérica (Ogunyinka et al., 2007).

Corrêa (2003) estudou o grau de conversão de uma resina fotopolimerizável experimental utilizando sete tipos de fotoiniciadores: Lucerin TPO (óxido trimetilbenzoil-difenilfosfano) + canforoquinona (CQ); PPD + CQ; Irgacure 819 (óxido bisdiclorobenzoil-propilfenil fosfano) + CQ; CQ apenas; Lucerin apenas; PPD apenas; Irgacure 819 apenas. Utilizou fontes de luz distintas: uma halógena e duas LEDs, onde observou que o LED Ultrablue I mostrou-se ineficaz para a conversão monomérica de resinas contendo apenas Lucerin TPO ou PPD, porém apresentou resultados similares na conversão das resinas com canforoquinona.

Muitos estudos usam lâmpada halógena para a polimerização de resinas. Devido ao comprimento de onda dos fotoiniciadores alternativos ser diferente do comprimento de onda da canforoquinona, as resinas fotoativadas contendo fotoiniciadores alternativos não são polimerizadas eficientemente quando usadas as unidades fotoativadoras convencionais, como as lâmpadas halógenas, arco de plasma e LEDs convencionais, que apresentem comprimento de onda compatível com o pico de absorção da canforoquinona. Pensando nisso, Arikawa et al. (2009) investigaram a eficácia de fotoiniciadores alternativos (PPD, Lucerin, Irgacure 819) comparando com a canforoquinona, na polimerização de resinas fotoativadas usando diferentes unidades fotoativadoras (halógena, arco de plasma, LED, LED ultra-violeta experimental). Para alcançar adequada polimerização de uma resina fotoativada o espectro de radiação da unidade fotoativadora deveria ultrapassar completamente ou parcialmente o espectro de absorção do fotoiniciador. Concluiu-se que resinas contendo Lucerin e Ir819 (Irgacure 819), fotoativadas com luz violeta apresentaram aproximadamente o mesmo grau de conversão monomérica que as resinas contendo canforoquinona fotoativadas com lâmpada halógena.

2.2 A Evolução da Polimerização

De 1940 com o sistema pó/líquido de resina acrílica auto-polimerizável, para 1960 quando o sistema duas pastas em resina composta auto-polimerizável surgiu, o uso de materiais restauradores diretos à base de polímeros mudou a forma como a odontologia passou a ser realizada. O sistema pasta-pasta, embora melhor que o

antecessor com relação à aparência e durabilidade, ainda deixou a desejar no que se refere ao tempo gasto na confecção das restaurações, à estabilidade de cor, e também à resistência ao desgaste, propriedade necessária para a aplicação em dentes posteriores (Craig, 1981).

A primeira unidade de fotoativação foi desenvolvida para emitir luz ultravioleta (365nm) através de uma haste de quartzo com uma fonte de mercúrio sob alta pressão, e foi introduzida nos anos 70. Esta evolução foi vista como um passo revolucionário na Odontologia, onde até então se tinha apenas os produtos autopolimerizáveis. Ficaram assim disponíveis resinas compostas fotoativadas, selantes, sendo utilizados em muitas formas inovadoras, e não apenas para restaurar processos cariosos, mas também para reparar fraturas dentais e fornecer resultados estéticos de melhor qualidade (Buonocore; Davila, 1973).

O sistema fotoiniciador destes materiais era à base de éter benzóico, que se dividia em vários radicais, sem necessidade de um componente intermediário. Embora, algumas restaurações realizadas com esta tecnologia tenham sido de grande sucesso, em geral o procedimento causava dúvidas: primeiro devido à limitada habilidade da luz em penetrar em profundidade na restauração, necessitando da colocação do material em incrementos pequenos, e não em porção única, como antes era realizado, e depois devido ao potencial efeito danoso aos olhos humanos, e possibilidade de mudanças na microflora oral, devido ao baixo comprimento de onda emitido pelas unidades (Main et al., 1983).

Poucos anos após a introdução da radiação ultravioleta para fotoativar restaurações dentais, a possibilidade em usar radiação visível foi introduzida em 24 de fevereiro de 1976. Naquela data Dr. Mohammed Bassoiuny, da Escola de Odontologia Turner, Manchester, realizou a primeira restauração de resina composta fotoativada com luz visível. As melhorias na composição do sistema de fotoiniciador usando a canforoquinona e uma amina terciária como co-iniciador foram a chave para este sucesso, e permanecem como a formulação básica mais popular até os dias de hoje (Stansbury, 2000).

A unidade fotoativadora consistia em luz halógena com um filtro que permitia a passagem da luz entre 400 e 500nm, o comprimento de onda ideal para ativar a canforoquinona. Assim a Johnson e Johnson introduziu a primeira resina composta

fotoativada e também a luz fotoativadora: o sistema FotoFil. A vantagem de usar a luz visível era que o incremento de resina em uma espessura de 2mm podia ser aplicado usando 40 a 60 segundos de exposição da luz halógena, e o potencial de alteração da microflora era mínimo. Contudo alterações como a queima da retina e degeneração macular avançada eram potenciais para danos oculares (Nagel et al., 2000).

Atualmente é pouco usual realizar um procedimento clínico onde não haja a necessidade da fotoativação. Assim como muitos avanços na profissão, a tecnologia ligada à aplicação da luz fotoativadora não se originou dentro da Odontologia, mas sim foi um resultado de adaptações inovadoras que trouxeram grandes avanços ao tratamento clínico (Rueggeberg, 2011).

A luz halógena não foi desenvolvida para polimerizar resinas compostas, mas sim para uso em luz de aeronaves, onde unidades pequenas, brilhantes e duradouras são necessárias. Contudo as lâmpadas halógenas tornaram-se o esteio da fotoativação dental durante os anos 90. Durante este tempo avanços incluindo o aumento da voltagem de 35W até 100W para os modelos apoiados na mão, e até 340W para os modelos com suporte de mesa ocorreram. A potência ficou entre 400 e 500mW/cm² até 3000mW/cm² para uma unidade, o Swiss Master Light (Switzerland) (Cook, 1982).

O laser de Argônio foi primeiramente utilizado para melhorar o efeito do clareamento em dentes vitais na Europa. Contudo, quando foi introduzido nos Estados Unidos, apenas o clínico podia utilizá-lo e não a auxiliar, então a luz tornou-se mais utilizável na polimerização de restaurações dentais. Devido a esta proibição de uso pelas auxiliares, outra tecnologia foi importada da Europa, que encontrou um grande sucesso: o arco de plasma. Desenvolvido no meio dos anos 60, esta unidade não era utilizada com finalidade odontológica, mas sim para visualização de campos operatórios em endoscopias e colonoscopias, assim como para procedimentos médicos minimamente invasivos. A unidade consiste de dois eletrodos de tungstênio separados por uma pequenas distância, envolvidos por uma câmara a gás sob alta pressão, tendo uma janela de safira sintética pela qual a luz é direcionada. Estas unidades necessitam de filtros, pois geram uma quantidade enorme de radiação infra-vermelho, resultando na geração de calor, assim como ocorria com as unidade

de luz ultra-violeta. A potência típica destas unidades ficava em torno de 2000mW/cm^2 , e o comprimento de onda entre 380 e 500nm, com um pico em torno de 460nm, onde a canforoquinona apresenta sua ótima absorção. Nos Estados Unidos foi introduzido o equipamento conhecido como Apollo 95e em agosto de 1998. Esta unidade era pequena e apresentava tempo de exposição de 3 segundos, o que equivalia aos 40 segundos da luz halógena. Contudo eram necessárias várias exposições de 3 segundos para polimerizar efetivamente a resina composta (Kim et al., 2002).

A luz halógena começou então, a competir com o arco de plasma aumentando a potência da lâmpada e direcionando os filamentos para uma voltagem maior, não excedendo neste caso, o tempo de 10 segundos de ativação, pois uma exposição maior iria degradar severamente a vida útil da lâmpada. Outra forma de aumentar a potência da halógena era desenvolvendo uma ponta turbo, onde a energia era concentrada em uma área menor no final da emissão, resultando em um acréscimo de 1.6 vezes de irradiância (Friedman, 1994).

Com níveis tão altos de intensidade, a luz começou a causar uma alta tensão de polimerização, e a resina polimerizava tão rápido que o relaxamento não ocorria na rede polimérica antes da vitrificação. Para resolver este problema, pesquisadores acharam que se a luz fosse distribuída de tal maneira que pudesse controlar o grau de cura, o relaxamento da tensão de contração de polimerização iria ocorrer permitindo que a resina escoasse antes da vitrificação. Assim, criaram-se os conceitos de cura tipo Gradual (“soft-start”), Pulso interrompido (“pulse-delay”) e Gradual exponencial (“ramp”) (Bouschlicher; Rueggeberg 2000).

A polimerização com início lento ou também conhecida por gradual inicia-se com a aplicação de uma baixa irradiância e depois altera-se para uma alta irradiância; gradual exponencial quando a irradiância vai aumentando gradativamente (Feng; Suh, 2006); e o método conhecido como pulso interrompido que usa uma irradiância intermediária inicialmente, por poucos segundos, e depois usa alta irradiância. Este método reduziu a formação de fendas oriundas da contração de polimerização, sem comprometer as propriedades mecânicas das resinas compostas e formando-se uma estrutura polimérica diferente daquela obtida com a fotoativação de um passo em alta intensidade. Embora a quantidade de

ligações duplas remanescentes fique inalterada, a técnica do pulso interrompido produz polímeros mais lineares e mais sujeitos ao amolecimento quando em contato com substâncias enzimáticas, o que é interpretado como uma manifestação de uma estrutura polimérica contendo poucas ligações cruzadas (Asmussen; Peutzfeldt, 2001).

A emissão de luz azul foi desenvolvida usando índio-gálio-nitreto (InGaN) no início dos anos 90. Esta era também a cor necessária para ativar fósforos a emitir a luz amarela, surgindo o primeiro LED de aparência branca na história. A coincidência foi que o espectro de emissão do novo LED coincidiu com o pico máximo de absorção da canforoquinona, possibilitando o seu uso como unidade fotoativadora dental. Não demorou muito para que o LED azul fizesse seu caminho na Odontologia (Rueggeberg et al., 2005).

As lâmpadas LEDs são baseadas em diodos que emitem luz. Estes diodos apresentam dois cristais semicondutores (que possuem condutividade intermediária), um do tipo “n” e outro do tipo “p”, cada um com uma densidade de elétrons diferente. Quando a corrente elétrica passa através destes cristais, a energia produzida na junção “np” é liberada na forma de luz a um comprimento de onda determinado pelos cristais usados. A luz é então emitida a um comprimento de onda específico, sem nenhum filtro sendo utilizado (Jiménez-Planas et al., 2008) em um espectro estreito entre 400 e 500nm, que chega próximo ao pico de absorção da canforoquinona (468nm) que inicia o processo de polimerização dos monômeros resinosos (Dunn; Bush, 2002).

O uso de LEDs para fotoativar resinas compostas foi proposto por Mills em 1995, e introduzido no mercado por volta de 2000. A primeira geração utilizava múltiplos LEDs na mesma unidade (entre sete e sessenta e quatro) com espectro de emissão suficiente para ativar a canforoquinona, mas não para ativar outros fotoiniciadores que utilizavam comprimentos de onda mais baixos. Os LEDs azuis apresentam uma emissão espectral bem maior na área de 450-470nm do que as lâmpadas halógenas. Como resultado é possível conseguir uma cura de resina equivalente em menor tempo com uma luz LED que apresenta menor potência do que em longas exposições da lâmpada halógena. No entanto, o potencial de cura

dos LEDs de primeira geração era bem menor do que o potencial das lâmpadas halógenas (Dunn; Bush, 2002).

Avanços na indústria possibilitaram a criação de LEDs com apenas um chip, aumentando sobremaneira a potência de luz, incorporando chips de 1 W, 5W, 10W e 15W, e desenvolvendo os chamados LEDs de segunda geração. Contudo apresentavam um comprimento de onda semelhante aos de primeira geração, resultando em inabilidade de fotoativar materiais restauradores com fotoiniciadores que absorvessem luz em comprimentos de onda mais baixos. Contudo, são desta forma 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).

Para possibilitar a polimerização de materiais restauradores que utilizam não apenas a canforoquinona como fotoiniciador, os fabricantes lançaram um conjunto de LEDs que emitem mais do que um comprimento de onda. O primeiro destas unidades utilizava um LED azul central, com 5W, circundado por quatro LEDs violetas de baixa potência, depois veio um modelo com um LED violeta localizado próximo a outros LEDs azuis, sendo que o LED violeta emite 0.76W e os azuis 3W cada um. Esta habilidade em gerar múltiplos comprimentos de onda para um único LED é classificado como LED de terceira geração (Rueggeberg, 2011), ou LED_{azul/violeta} e tem como exemplos o Bluephase G2 (Ivoclar-Vivadent), Bluephase20i (Ivoclar-Vivadent) e o VALO (Ultradent). Estas unidades de LED_{azul/violeta} utilizam uma combinação de LEDs com diferentes comprimentos de onda para produzir uma emissão espectral de 440-470nm e também um comprimento de onda mais baixo de 420nm. Os LEDs de múltiplos comprimentos de onda parecem polimerizar algumas resinas em uma extensão maior do que as unidades LED_{azul} com a mesma irradiância (Price et al., 2010).

Antonson et al. (2008) compararam o desempenho de cura de dez LEDs da nova geração: Flash-lite 1401, LE Demetron 1, Colt lux, Ultra-Lume 5, Mini-LED, bluephase, Elipar Freelight 2, Radii, Smartlite IQ e Allegro, com relação a uma unidade de lâmpada halógena de alta potência: Optilux 501, e concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre a maioria das unidades de fotoativação utilizadas no tempo de 40 segundos, e que diferenças significantes

entre as cores das resinas testadas (A2 e A3) sugerem que sem considerar a unidade de fotoativação utilizada, uma exposição mais prolongada à luz para as cores mais escuras assegura completa profundidade de cura, principalmente em restaurações classe II. Portanto, além de aumentar o tempo de exposição à luz, é aconselhável usar cores mais claras de resina composta nos locais mais profundos do preparo cavitário, como a margem gengival da caixa proximal.

De maneira geral, tanto o arco de plasma quanto os LEDs requerem tempos de irradiação maiores dos que os recomendados pelos respectivos fabricantes. A lâmpada halógena mostra um comprimento de onda entre 400 a 500nm, com um pico máximo de 497nm. O espectro do arco de plasma fica em torno de 375 a 475nm, enquanto que a luz emitida pelo LED fica confinada na região mais efetiva para a fotoativação, em torno de 470nm (Nomoto et al., 2004).

Enquanto a intensidade de luz é importante, o fator mais importante ainda, segundo Wiggins et al., 2004, é o quanto de luz emitida afeta o espectro de absorção do fotoiniciador. Portanto, unidades de luz que apresentem baixa intensidade, porém com comprimento de onda equivalente ao do fotoiniciador, conseguem resultados clínicos semelhantes às aquelas unidades com maior intensidade de luz, porém com um desvio no espectro de absorção do comprimento de onda do fotoiniciador. Para determinar a efetividade de cura entre LED, Arco de plasma e lâmpada halógena, foram utilizados vários tempos de polimerização com intensidade de luz fixa entre as unidades (8 e 16J/cm²). O grau de conversão de três resinas compostas na cor A3 foi medido com espectrômetro em várias profundidades à partir da superfície. Imediatamente após a exposição à luz, uma espessura de resina composta foi seccionada a 1, 2, 3 e 4mm à partir do topo da superfície onde observou-se haver uma influência significativa entre as três variáveis: densidade de energia, profundidade e unidade fotoativadora. Quando a mesma intensidade de luz foi utilizada, o grau de conversão pelo arco de plasma e LED não foi significativamente diferente da lâmpada halógena; quando a intensidade de luz foi duplicada nenhuma diferença significativa no grau de conversão foi observada até 2mm de profundidade (Yoon et al., 2002).

Para comparar um LED de alta intensidade com uma lâmpada halógena quanto à qualidade de polimerização obtida com dez resinas compostas, Price et al.

(2005) irradiaram as resinas compostas por 50% ou 100% dos seus tempos recomendados pelo fabricante usando o LED, e por 100% do seu tempo recomendado para a lâmpada halógena na sua potência alta ou média. Quinze minutos depois a dureza knoop das resinas foi medida a uma profundidade de 3.5mm da superfície. Quando irradiado pelo LED pelo tempo recomendado pelo fabricante os valores de dureza Knoop das 10 resinas compostas ficaram acima de 80% da sua dureza máxima, indicando que desta forma o LED foi a melhor unidade para fotoativar as resinas compostas a uma profundidade de 3mm. A lâmpada LED usada a 50% do tempo recomendado não foi diferente significativamente da lâmpada halógena usada por 100% do tempo recomendado na alta potência.

A figura 2.1 demonstra a evolução da fotoativação, que passou pelos estágios da auto-ativação, da ativação por radiação ultravioleta, por lâmpada halógena, arco de plasma, laser e LED, posicionando-os de acordo com o ano de sua introdução na Odontologia e relacionando-os com o tipo de resina composta lançada na época e o sistema de adesão aos tecidos dentais preconizado.

Figura 2.1 - Cronologia de desenvolvimento de resinas compostas baseada na tecnologia de suas partículas de carga, comparando-as com sistemas de fotoativação e adesão à estrutura dental (adaptado de Bayne, 2005)

2.3 O Processo de Fotoativação

Luz é um tipo de radiação eletromagnética com comprimento de onda que varia entre 400 e 700nm. A característica marcante desta radiação é que ela é transformada pelo cérebro humano em visão. A luz é caracterizada em termos do seu comprimento de onda, o qual é relacionado à cor, a sua potência, ou seja, a quantidade de radiação, e a sua intensidade, isto é, a potência por unidade de área da superfície. Quando a radiação na forma de ondas colide com partículas no seu caminho, ela passa pelos processos de absorção, reflexão e refração. Este fenômeno induz a uma queda progressiva na potência e intensidade enquanto a radiação avança, no ar ou no material. Esta quantidade de radiação que alcança um determinado ponto no material irá depender de vários fatores, como: intensidade de luz, tempo de exposição, distância da luz para o material, profundidade de cura, presença de elementos entre a luz e o material (Jiménez-Planaz et al., 2008).

Estes materiais restauradores têm uma grande desvantagem: o grau de cura é proporcional à quantidade de luz a qual eles são expostos. Portanto, eles polimerizam em certa profundidade que varia com a penetração da luz no material, que é conhecida por profundidade de cura, que depende da composição da carga da resina composta, da cor e translucidez, da intensidade da unidade fotoativadora, ou da distância da ponta ativa da unidade para o topo do material restaurador. Para tal são empregados métodos como microdureza, microscopia ótica, espectroscopia infra-vermelho e outros. Quando o grau de conversão é determinado em função da espessura da amostra é observado um declínio com amostras de espessura superior a 2mm ; quando examinado o efeito da cor e translucidez da resina, é observado que a cor A3 e a translúcida não apresentam diferença significativa, quanto ao grau de conversão, na espessura abaixo de 3mm, ao contrário da cor opaca que apresenta um grau de conversão significativamente mais baixo para uma espessura maior ou igual a 1.5mm; ao examinar o efeito da distância da ponta ativadora da unidade de fotoativação para a superfície da amostra, observou-se que o grau de conversão das amostras fotoativadas a uma distância de 2cm é significativamente menor do que o grau de conversão obtido a distâncias menores (Leloup et al., 2002).

Durante os procedimentos restauradores não é sempre possível posicionar a ponta da unidade fotoativadora próxima à resina composta em decorrência de fatores como ponta de cúspide, restaurações proximais, ou a posição do dente no arco, o que pode comprometer a profundidade de polimerização. Devido a estas dificuldades a distância da ponta da unidade (laser de argônio, LED e lâmpada halógena) para a resina composta foi avaliada. Utilizou-se uma resina composta híbrida, nas espessuras de 0, 1, 2, 3 e 4mm, e a distância entre a luz e a resina de 0, 3, 6 e 9mm. A resina composta foi polimerizada por várias unidades de fotoativação: halógena (500mW/cm², 40s), laser de argônio (250mW/cm², 20 e 30s), LED (900mW/cm², 20s). Cinco endentações de microdureza Vickers foram obtidas a uma distância de 100µm entre elas, sob força de 50gf por 45 segundos. Observaram que um aumento na distância da luz fotoativadora para a resina composta, assim como um aumento na espessura da resina, promove uma diminuição no valor de dureza e grau de conversão em todas as lâmpadas testadas (Rode et al., 2007).

A profundidade de cura não é afetada pela cura tardia da resina composta, porém, depende significativamente da composição e da cor do material. Os autores (Koupis et al., 2004) compararam a profundidade de cura de compômeros e resinas compostas em função da cor (A2 e A4) e da cura tardia, utilizando fotoativação com luz halógena (800mW/cm², 40segundos). Para ambos os métodos a profundidade de cura não foi afetada pela cura tardia, porém demonstrou ser significativamente dependente do material e da cor, sendo que a cor A2 resultou em valores significativamente maiores do que a cor A4.

No topo da superfície, apenas a duração da exposição é um fator significativo que contribui para a conversão monomérica, enquanto a 1mm de profundidade há influência tanto da duração quanto da intensidade. Nas profundidades de 2 e 3mm acrescenta-se como fator influente a interação entre a duração da exposição e a intensidade de luz (Rueggeberg et al., 1994).

A microdureza Knoop e o grau de conversão de três resinas compostas condensáveis (Alert, Surefil e Solitaire), uma microparticulada (Heliomolar), uma microhíbrida (Z250) e uma resina indireta (Belleglass) foram avaliadas em função da distância da superfície irradiada (2 e 4mm de profundidade). Os autores (Knobloch, et al., 2004) observaram a resina indireta obteve os maiores valores de dureza e

grau de conversão; Alert exibiu dureza significativamente maior que Surefil e Solitaire a 0mm de profundidade; Surefil exibiu dureza significativamente maior do que Alert a 4mm de profundidade. O grau de conversão da Surefil a 4mm de profundidade foi significativamente maior do que o das outras resinas testadas.

A efetividade de cura não pode ser avaliada apenas pela dureza da superfície irradiada. A superfície da base da amostra é mais criticamente afetada pela intensidade de luz, e é a melhor forma de verificar a efetividade de cura da resina composta. Teoricamente a dureza da superfície de base de uma resina composta deve ser pelo menos 80% da dureza da superfície do topo da amostra (Watts et al., 1984; Pilo; Cardash, 1992).

A fotopolimerização requer incidência de luz para iniciação do processo, sendo que tal fato permite que a velocidade e localização espacial da reação de polimerização possam ser manipuladas através do controle da intensidade, da energia e da distribuição espacial da luz (Gehlen et al., 1998). Quando a quantidade total de exposição, representada pelo produto da intensidade de luz e o tempo de irradiação é mantido constante, as resinas compostas não apresentam apenas a mesma profundidade de cura, mas também o mesmo grau de conversão monomérica, a mesma conversão de polimerização e a percentagem de ligações duplas (Nomoto et al., 1994).

É esperado que uma resina composta restauradora converta todos os seus monômeros em polímeros durante a reação de polimerização. Contudo, com as resinas à base de Bis-GMA sempre há uma concentração significativa de ligações duplas de carbono não reagidas que permanecem na resina quando ela é fotoativada em temperatura ambiente ou próxima a ela. Isto ocorre principalmente devido à rápida formação da cadeia polimérica o que limita a mobilidade das espécies reativas. Desde que a extensão de cura pode exercer um efeito em aproximadamente todas as propriedades físicas das resinas compostas, como: propriedades mecânicas, solubilidade, estabilidade dimensional, alteração de cor e biocompatibilidade, o grau de conversão pode exercer um papel importante na determinação do sucesso da restauração. A dureza Knoop foi correlacionada ao grau de conversão. Para uma resina específica um aumento na dureza corresponde a um aumento no grau de conversão durante a presa da resina composta, porém,

um valor absoluto de dureza não pode ser usado para prever o grau de conversão quando se compara resinas diferentes (Ferracane; Greener, 1984).

Uma cura mais lenta produz menos tensão. Para investigar o mecanismo relacionado a este fato, Feng e Suh (2006) prepararam resinas experimentais e fotoativaram usando dois tipos irradiâncias, porém com a mesma energia de irradiação total. As resinas fotoativadas com as duas irradiâncias alcançaram a mesma extensão de polimerização e desenvolveram o mesmo valor de contração, porém aquelas resinas fotoativadas sob irradiância mais baixa apresentaram um stress de contração mais baixo, assim como módulo de elasticidade mais baixo do que aquelas resinas fotoativadas sob irradiância mais alta, portanto o stress mais baixo é provavelmente devido a um módulo de elasticidade mais baixo das resinas fotoativadas.

Ao avaliar a influência de diferentes tipos de unidades fotoativadoras e modos de cura: Arco de plasma, modo contínuo, 2049mW/cm², 7s; Halógena, modo exponencial, 150-840mW/cm², 15-40s; Halógena, 840mW/cm², 40s; LED exponencial, 150-280mW/cm², 15-40s; LED, contínuo, 280mW/cm², 40s no grau de conversão monomérica, percentagem de contração de polimerização linear, contração de polimerização parede-com-parede, e profundidade de cura de uma resina composta híbrida foi observado que ao utilizar a mesma resina composta em todos os testes, qualquer diferença encontrada nas características avaliadas é atribuída apenas às unidades de fotoativação. Os parâmetros individuais como intensidade de luz, modo de cura e tempo de irradiação, por si só não determinam a efetividade de cura, porém a energia total de irradiação (tempo x intensidade) é considerada como fator crucial. A lâmpada halógena que emitiu energia total superior ao LED e ao Arco de plasma obteve maior grau de conversão monomérica. O tempo de exposição curto do arco de plasma e a intensidade de luz baixa do LED podem ter contribuído para a baixa atuação destas unidades. As unidades que emitem intensidade de luz alta nos primeiros 10-15s de fotopolimerização podem causar uma rápida formação da cadeia polimérica na camada superficial da resina composta, o que reduz a transmissão de luz através do corpo do material, devido a mudanças nas propriedades ópticas desta zona, o que levou a acreditar que a unidade de fotoativação e o modo de cura induziram à diferenças significantes em muitas características das resinas compostas (Rahiotis et al., 2004).

A polimerização não depende apenas do comprimento de onda, mas também da potência de energia da lâmpada. As lâmpadas halógenas cobrem todo o espectro de absorção da canforoquinona, e parte do espectro do PPD e do Lucerin. O arco de plasma, com baixo comprimento de onda, cobre parcialmente o espectro do Lucerin e do PPD, mas a cobertura do espectro da canforoquinona é muito incompleta. O arco de plasma, com alto comprimento de onda, cobre parte da canforoquinona e do PPD, mas nenhum espectro do Lucerin. As lâmpadas LED_{azul} cobrem parte do espectro da canforoquinona, e mostra moderada combinação com o PPD, contudo elas falham na combinação com o espectro do Lucerin (Jiménez-Planas, 2007). Os LEDs com dois comprimentos de onda apresentam uma emissão de luz que coincide com o espectro de absorção dos fotoiniciadores Lucerin e canforoquinona, respectivamente como mostra a Figura 2.2.

Figura 2.2 - Emissão de luz pelas unidades fotoativadoras e espectro de absorção pelos fotoiniciadores (adaptado de Jiménez-Planas, 2008)

Com o objetivo de avaliar a influência da emissão espectral na polimerização de duas resinas compostas nanohíbridas (Tetric EvoCeram/Ivoclar-Vivadent e Ceram X/Dentsply-Caulk), com diferentes fotoiniciadores (canforoquinona + Lucerin

TPO e canforoquinona apenas), e buscar a melhor combinação de densidade de energia (mJ/cm^2) e de potência (mW/cm^2) para obter os maiores valores de microdureza no topo e base das amostras, após a fotoativação com duas unidades fotoativadoras LEDs (Bluephase/Ivoclar-Vivadent e Elipar Freelight2/3M-ESPE) e uma unidade de lâmpada halógena (Astralis 10/Ivoclar-Vivadent), foram utilizadas quatro combinações de densidade de energia e de potência: $8\text{J}/\text{cm}^2$ e $400\text{mW}/\text{cm}^2$; $8\text{J}/\text{cm}^2$ e $1.000\text{mW}/\text{cm}^2$; $16\text{J}/\text{cm}^2$ e $400\text{mW}/\text{cm}^2$; $16\text{J}/\text{cm}^2$ e $1.000\text{mW}/\text{cm}^2$. Os efeitos destas combinações na polimerização foram avaliados através da microdureza Vickers. Os dados diferiram para as duas resinas compostas e variaram de acordo com os parâmetros da luz e a natureza da fonte luminosa. Para ambas as resinas a densidade de energia de $16\text{J}/\text{cm}^2$ obteve os maiores valores de microdureza, tanto no topo como na base das amostras, independente da densidade de potência, exceto quando o espectro de emissão das unidades de fotoativação não coincidia com o espectro de absorção dos fotoiniciadores presentes nas resinas. Os resultados sugeriram que acima de uma certa densidade de energia, a densidade de potência não influencia a cinética de polimerização (Gritsch et al., 2008).

Três fatores importantes associados com o desenho das unidades fotoativadoras afetam a irradiância e distribuição espectral através da ponta emissora de luz: (1) o tipo, tamanho e localização da luz dentro da unidade; (2) os componentes ópticos (lentes e refletores) usados para focalizar a luz na face de entrada da ponteira, ou no dente, se não houver ponteira; e (3) o desenho da ponteira propriamente dita. A distribuição da energia radiante das unidades fotoativadoras não é uniforme, e dependendo da qualidade do refletor, esta pode não ser refletida uniformemente para o ponto focal da ponteira. Esta configuração causa uma distribuição de irradiância desigual para o final da ponteira. Para as lâmpadas halógenas e arco de plasma a natureza do radiador e o arranjo óptico resultam em uma distribuição de radiância, através da ponteira, que é igual para os dois comprimentos de onda de emissão. Em contraste, as unidades de LED_{azul} com banda de emissão única transmitem um espectro de emissão relativamente estreito. Portanto, os fabricantes passaram a usar uma combinação de chips de LED com bandas de emissão diferentes que transmitem um espectro mais amplo. Contudo, a localização dos múltiplos chips, dentro da unidade fotoativadora, pode afetar a distribuição de irradiância através da ponta emissora de luz da unidade

fotoativadora, e assim influenciar no processo de polimerização da resina composta. O efeito de diferentes unidades fotoativadoras na polimerização das resinas compostas é muito estudado com o uso de um radiômetro para medir a irradiância, porém este método apresenta severas limitações. Quando conduzir trabalhos sobre fotoativação, a ISO 4049 recomenda que se use um espectroradiômetro para verificar o comprimento de onda (nm) e a energia radiante total (mW). Porém ambos não fornecem informação da uniformidade espacial da irradiância através da ponta emissora de luz da unidade fotoativadora. Com a presença deste problema, Price et al. (2010) mediram e compararam a distribuição de irradiância e graus de uniformidade através da ponteira de luz, de lâmpadas halógena, arco de plasma e unidades LEDs com dois comprimentos de onda (violeta-405nm e azul-460nm) que estão no espectro de absorção dos fotoiniciadores Lucerin e canforoquinona, respectivamente. Observaram que a distribuição da irradiância medida em um comprimento de onda de 405nm e 460nm não foi uniforme através da ponta emissora de todos os LEDs_{azul/violeta}, e esta não uniformidade estava fortemente correlacionada com a localização dos comprimentos de onda curto e longo. Em cada caso, o comprimento de onda curto vem apenas de um dos LEDs. Este arranjo explica porque a distribuição da irradiância é altamente heterogêneo (Price et al., 2010).

Esta não homogeneidade de radiação resulta em uma polimerização não uniforme na superfície do material resinoso, que pode levar a uma redução na profundidade de cura, nas propriedades físicas e mecânicas, na resistência ao desgaste e na estabilidade de cor. Nas unidades fotoativadoras existem vários fatores que podem resultar em falta de homogeneidade na intensidade de luz, como a geometria do filamento de tungstênio para halógena, o espaçamento entre os eletrodos para o arco de plasma, o tamanho e perfil do LED; o alinhamento da luz não estando no eixo central dos elementos ópticos, como o refletor e a luz guia; a reflexão parcial e dispersamento de luz no filtro e ponta guia de luz. Para compensar este problema foi desenvolvido um método simples, mas confiável e eficiente para reduzir a falta de homogeneidade de radiação nas unidades fotoativadoras, e para examinar o efeito na polimerização, através do estudo da dureza superficial de resinas compostas fotoativadas. Foram utilizadas três unidades fotoativadoras, halógena, arco de plasma e LED, e receberam elementos ópticos adicionais como

um tubo de mistura e uma tela difusora. O tubo apresenta uma superfície interna reflectiva e que pode aleatoriamente misturar uma distribuição de intensidade de luz não uniforme, resultando em um perfil de intensidade de luz mais uniforme. A tela difusora, também reduz a falta de homogeneidade pela difusão da luz que passa por ela e amplia qualquer característica nítida na distribuição da intensidade de luz. Estes elementos foram colocados antes da ponta guia de luz para melhorar a uniformidade de radiação. Contudo, quanto mais longo o tubo de mistura, melhor a homogeneidade e menor a intensidade de luz. Os resultados indicaram que a adição de elementos ópticos à unidade fotoativadora pode ser um método simples e efetivo para reduzir a falta de homogeneidade na radiação de luz das unidades fotoativadoras (Arikawa et al., 2011).

2.4 Os Testes de análise de dureza por endentação (micro e ultramicroindentação) e módulo de elasticidade

Dureza e módulo de elasticidade são as duas propriedades mecânicas mais comumente mensuradas através da técnica de endentação. A dureza é a resistência do material à penetração do endentador, e tem sido utilizada para prever a resistência ao desgaste do material e sua habilidade em abrasionar ou ser abrasionado pela estrutura dental antagônica, por exemplo, e por materiais. O módulo de elasticidade descreve a relativa rigidez do material. Em áreas de contato oclusal, materiais com baixo módulo deformam mais sob estresse mastigatório, podendo causar falhas catastróficas. Módulo de elasticidade alto é desejável para resistir à deformações e fraturas de cúspides. O módulo de elasticidade mais apropriado é aquele que se aproxima do da dentina (El-Safty et al., 2012).

A dureza é uma importante propriedade na caracterização dos materiais restauradores odontológicos devido à sua relação com outras propriedades físicas. Por esta razão os testes de dureza são incluídos em numerosas especificações da *American Dental Association*. Os testes clássicos de dureza por endentação são classificados em três categorias: macroendental, para cargas maiores que 1kgf; microendental para cargas menores que 1kgf, com penetrador de diamante que

pode ser medido de várias maneiras, sendo a mais comum a Vickers e Knoop. A microdureza Knoop utiliza um penetrador em forma de pirâmide alongada, que produz uma impressão com relação comprimento-largura-profundidade de aproximadamente 30:4:1. A relação entre a diagonal maior e a diagonal menor de impressão é de 7:1. A impressão Knoop é mais estreita que a Vickers, sendo possível ser usada na determinação de, por exemplo, finas regiões de camadas eletrodepositadas ou endurecidas. A profundidade da impressão Knoop é menor que a metade da profundidade causada pela impressão Vickers com a mesma carga, sendo possível a dureza Knoop medir a dureza de matérias extremamente frágeis como o vidro ou certas tintas. A área de uma impressão Knoop é cerca de apenas 15% da área de uma impressão Vickers com a mesma carga (Souza, 1982).

O teste de microdureza Vickers e Knoop pode ser considerado como um método indireto de avaliação do grau de polimerização das resinas compostas. Em estudo *in vitro*, foi avaliado se a microdureza de uma resina composta é modificada pela unidade fotoativadora ou pela espessura do incremento. Com incrementos de 0mm, 1mm, 2mm, 3mm e 4mm a fotoativação foi realizada com lâmpada halógena (20J/cm²), laser de argônio (18J/cm²) ou LED (12J/cm²) e foi testada a microdureza Vickers, demonstrando que apenas a lâmpada halógena promoveu polimerização satisfatória até 3mm de espessura. Da mesma forma, a 2mm a lâmpada halógena não foi diferente do laser, mas apresentou microdureza superior ao LED (Rode et al., 2009).

Muitos tipos de dureza são calculados por meio da fórmula da força dividido por área (F/L^2), o que correspondia a kgf/mm². Essas durezas, muito conhecidas na odontologia, como Knoop, Vickers, Brinell eram representadas apenas pelo número, isto porque era subentendido que fosse kgf/mm². Entretanto pela nomenclatura da ISO, recentemente introduzida, essas durezas passaram a ser representadas por Gigapascals (GPa), o que é um bilhão de newtons sobre um metro quadrado. Como simplificação divide-se o número de kgf/mm² por 100 e se terá GPa, ou GPa multiplica-se por 100 e se terá kgf/mm² (Martuci, 2006).

Mais recentemente uma revolução ocorreu nos testes de endentação, possibilitando o desenvolvimento de novos sensores que permitem endentações em escala submicrométrica. A técnica resultante foi denominada nanoindentação e a

utilização mais comum desta técnica é para medir a dureza e módulo de elasticidade, apesar de que também pode ser utilizada para medir parâmetros de *creep*, estresse residual, fraturas e deslocamentos. A ponta do endentador é convencionalmente feita de diamante, de forma simétrica como por exemplo, o endentador piramidal Berkovich. A forma piramidal é escolhida pela sua característica geométrica, o que torna a análise mais simples. Durante um típico teste de nanoindentação, força e deslocamento são registrados enquanto a ponta do endentador é pressionada na superfície do material testado com um perfil de carregamento e descarregamento. A resposta de interesse para o teste é a curva de força-deslocamento. A forma da curva difere de um material para outro, e esta variação usualmente reflete propriedades mecânicas diferentes dos materiais (Schuh, 2006; Lucca et al., 2010).

A nanodureza é calculada de acordo com Doerner e Nix (1986) que propuseram um método de interpretação dos dados a partir de instrumentos sensíveis à profundidade.

O teste de nanoindentação é também utilizado para análise mecânica de materiais biológicos, nos quais as propriedades mecânicas possam variar substancialmente de um ponto ao outro, devido à composição local e estrutura do substrato, como no caso do osso e da dentina humanos (Oyen; Ko, 2008).

A nanoindentação tem como vantagens ser um teste simples, reprodutível e relativamente não destrutivo. Conhecendo a geometria do nanoindentador, e com base na profundidade de penetração, a área de contato é automaticamente calculada para fornecer a nanodureza para a carga aplicada. Portanto, não há necessidade de visualizar a indentação para calcular a dureza. Contudo, deve-se ter cautela quando se compara os valores da microdureza convencional com os valores da nanodureza, pois a microdureza é obtida pela deformação permanente (plástica) da superfície, ou seja, que é mantida após a remoção da carga. A nanodureza é obtida a partir da profundidade de deformação total obtida durante o teste, e não pela profundidade final encontrada, após a recuperação elástica. El-Safty et al. (2012) observaram que para uma específica matriz resinosa, o módulo de elasticidade e a nanodureza apresentaram uma correlação positiva com as partículas de carga da resina estudada.

Para a avaliação do efeito da fonte de luz na nanodureza, módulo de elasticidade, sorção de água e solubilidade de uma resina composta, quatro unidades fotoativadoras foram utilizadas, três LEDs e uma halógena. 20 cilindros (5 para cada grupo) foram confeccionados com uma matriz de aço bipartida(6x4mm). Nenhuma diferença estatística foi encontrada entre as unidades para nanodureza nos espécimes de 1mm de espessura. Entretanto, com um aumento de profundidade uma diminuição da nanodureza foi demonstrada. Uma correlação positiva e forte foi demonstrada entre o módulo de elasticidade e a nanodureza para todos os grupos e profundidades. A fonte de luz influenciou na sorção de água, na nanodureza e no módulo de elasticidade das resinas compostas (Juchem et al., 2011).

Bengtson (2010) avaliou a dureza e módulo de elasticidade da região de adesão quando utilizados diferentes sistemas adesivos e uma resina composta, imediatamente após o procedimento adesivo e após 6 meses de armazenamento, correlacionando estes valores com a resistência adesiva à dentina humana. Para isso foram medidos a dureza e o módulo de elasticidade da resina composta junto à área de união, da camada de adesivo, da camada híbrida e da dentina adjacente, utilizando testes de nanoendentação. Os resultados demonstraram que as propriedades mecânicas estudadas podem variar dependendo do sistema adesivo utilizado e do tempo de armazenamento, e que houve uma correlação positiva entre módulo de elasticidade e resistência de união da camada híbrida.

Cada nanoendentação consiste de seis segmentos: o primeiro segmento é o segmento de aproximação, o segmento seguinte é o valor de carregamento de força constante, um segmento de espera (*hold time*) inserido imediatamente após um segmento de carregamento não é parte essencial de um experimento de endentação, mas oferece a oportunidade de monitorar possíveis *creep* ou estabilização mecânica dos materiais. No segmento seguinte de descarregamento, 90% do carregamento é programado para ser removido em uma velocidade de descarregamento de 50nm/s, após o qual um segundo seguimento de espera é imposto. Este segmento de espera inserido após um segmento parcial de descarregamento fornece a oportunidade de corrigir alterações térmicas durante o processo de endentação, sendo que esta correção é feita automaticamente, e a seguir um segmento de descarregamento total é programado (Willems et al., 1993).

Figura 2.3 - Representação de uma endentação realizada com o endentador Berkovich

Nesta representação esquemática acima os autores (Lewis; Nyman, 2008) referem-se a uma endentação realizada com o endentador Berkovich que é uma ponta de diamante com base de um triângulo equilátero. A profundidade de endentação é monitorada durante o carregamento e descarregamento da força aplicada, assim a dureza e módulo de elasticidade podem ser calculados por meio da curva de força e deslocamento, e não baseados em informações visuais. Segundo os autores, em algum ponto durante o carregamento o deslocamento elástico total é a soma do deslocamento vertical ao longo do qual o contato é realizado (h_c) e o deslocamento da superfície no perímetro de contato, e o h_{max} é o deslocamento elástico máximo do endentador, o que é obtido com a força máxima. No descarregamento o deslocamento elástico é totalmente recuperado e quando o endentador for totalmente retirado, a profundidade final da endentação residual ou a profundidade permanente da penetração é o h_f .

Assim sendo, após todas as questões apresentadas, observa-se que o estudo das propriedades das resinas compostas (microdureza, nanodureza e módulo de elasticidade) que apresentam diferentes fotoiniciadores, em diferentes espessuras e com fontes ativadoras de comprimentos de onda variados, pode ser de grande interesse na odontologia atual, justificando este estudo e os que vierem a seguir.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho *in vitro* teve como objetivo analisar a microdureza Knoop, a ultramicrodureza Berkovich e o módulo de elasticidade da resina composta nanohíbrida Tetric N-Ceram (Ivoclar-Vivadent) nas cores A2 e Bleach-M, em diferentes espessuras (1mm, 2mm e 3mm) em relação à superfície irradiada (0mm), fotoativadas por duas unidades com diferentes espectros.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Foram confeccionados 120 corpos-de-prova com a resina composta nanohíbrida (Tetric N-Ceram/Ivoclar-Vivadent), sendo 60 com a resina de cor A2, e 60 com a resina de cor Bleach-M (Fig.3.1). Cada cor de resina composta foi distribuída em dois grupos principais de LED: um que utilizou o Elipar Freelight 2 (3M/ESPE), LED_{azul}, que apresenta comprimento de onda 430-480nm e outro que utilizou o Bluephase (Ivoclar/Vivadent), LED_{azul/violeta}, que apresenta comprimento de onda de 380-515nm.

Os 60 corpos-de-prova da resina Bleach-M foram divididos em: vinte (20) ativados com o aparelho fotoativador Elipar Freelight2 (3M-ESPE), correspondendo aos grupos BF0, BF1, BF2 e BF3, sendo que cada grupo recebeu medição em 4 profundidades: 0mm (superfície irradiada), 1mm, 2mm e 3mm, e quarenta (40) ativados com a unidade fotoativadora Bluephase (Ivoclar/Vivadent), sendo vinte (20) com o tempo de 15 segundos e vinte (20) com o tempo de 30 segundos, correspondendo aos grupos BB0.15, BB1.15, BB2.15, BB3.15 e BBO.30, BB1.30, BB2.30, BB3.30, respectivamente, para o ensaio laboratorial de dureza, por meio de microendentação Knoop e ultramicroendentação Berkovich, e para a mensuração do módulo de elasticidade.

O grupo da resina composta A2 seguiu a mesma seqüência padronizada para a resina Bleach-M, alterando apenas a nomenclatura dos grupos compostos, ficando cada grupo citado, para aqueles fotoativados com a unidade Elipar Freelight2, como: AF0, AF1, AF2 e AF3; e para aqueles fotoativados com a unidade Bluephase: AB0.15, AB1.15, AB2.15 e AB3.15 e AB0.30, AB1.30, AB2.30, AB3.30.

Sendo assim, a distribuição das amostras foi de acordo com a unidade de fotoativação, a cor da resina composta e a espessura do corpo-de-prova (tabela 4.1), sendo que com o fotoativador Bluephase, variou-se também o tempo de ativação.

Tabela 4.1 - Distribuição das amostras de acordo com a cor da resina composta, a unidade fotoativadora e a espessura do corpo-de-prova

RESINA COMPOSTA	UNIDADE FOTOATIVADORA	ESPESSURA	GRUPOS
BLEACH M	FREELIGHT 25s	0mm	BFO
		1mm	BF1
		2mm	BF2
		3mm	BF3
	BLUEPHASE 15s	0mm	BB0.15
		1mm	BB1.15
		2mm	BB2.15
		3mm	BB3.15
	BLUEPHASE 30s	0mm	BB0.30
		1mm	BB1.30
		2mm	BB2.30
		3mm	BB3.30
A2	FREELIGHT 25s	0mm	AF0
		1mm	AF1
		2mm	AF2
		3mm	AF3
	BLUEPHASE 15s	0mm	AB0.15
		1mm	AB1.15
		2mm	AB2.15
		3mm	AB3.15
	BLUEPHASE 30s	0mm	AB0.30
		1mm	AB1.30
		2mm	AB2.30
		3mm	AB3.30

Este modelo de tabela repetiu-se para cada teste experimental. Assim, obteve-se uma tabela para o teste de Microdureza Knoop, uma para o teste de Ultramicrodureza Berkovich e uma para Módulo de Elasticidade.

Foram obtidos um total de 1.800 valores, pois cada teste (3) apresentou 24 grupos, com 5 corpos-de-prova em cada espessura de resina composta e 5 endentações em cada corpo-de-prova (3 X 24 grupos X 5 repetições de cada grupo X 5 endentações).

Figura 4.1 - Resinas compostas utilizadas

As especificações técnicas quanto à composição das resinas compostas encontram-se na tabela 4.2.

O fotoiniciador apresenta concentrações diferentes de acordo com a cor da resina composta, sendo assim, a resina de cor A2 tem maior quantidade de canforoquinona do que de Lucerin; enquanto que a resina de cor Bleach-M apresenta maior quantidade de Lucerin do que de canforoquinona, sendo esta a razão destas substâncias encontrarem-se em sequências diferentes na tabela. A concentração exata do fotoiniciador não é fornecida oficialmente pelo fabricante.

Tabela 4.2 - Especificações técnicas das resinas utilizadas

Resina composta	Fabricante	Lote	Cor	Matriz orgânica	Fotoiniciador	Matriz inorgânica
Tetric N-Ceram	Ivoclar/Vivadent Schaan/Liechtenstein, Alemanha	L58656	A2	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Canforoquinona + Lucerin	Vidro de Bário, Trifluoreto de Itérbio Sílica dispersa, Óxidos mistos e copolímeros (0.04 - 1 um) 60% em volume 80% em peso
Tetric N-Ceram	Ivoclar/Vivadent Schaan/Liechtenstein, Alemanha	N65229	Bleach-M	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Lucerin + Canforoquinona	Vidro de Bário, Trifluoreto de Itérbio Sílica dispersa, Óxidos mistos e copolímeros (0.04 - 1 um) 60% em volume 80% em peso

Para melhor entendimento da sequência seguida para execução dos métodos, estes foram divididos em itens:

4.1 Preparo das amostras

Matrizes de polipropileno preta bipartidas com 5mm de diâmetro interno envoltas por um anel fixo de alumínio, foram utilizadas nas espessuras de 1, 2 e 3mm (Figura 4.2).

Figura 4.2 - Matrizes de polipropileno envoltas por anel de alumínio em diferentes espessuras

As matrizes foram limpas e apoiadas em placa de vidro, além de terem sido verificadas possíveis asperezas e irregularidades na sua superfície interna, que se existentes, foram removidas. A placa de vidro ficou apoiada sobre uma cartolina preta para evitar reflexão de luz durante a fotoativação. A resina composta nanohíbrida selecionada, Tetric N-Ceram (Ivoclar/Vivadent) na cor A2 ou Bleach M, foi inserida na matriz bipartida em porção única, com espátula anti-aderente de Thompson (Cosmedent-USA) nº12. Sobre a matriz preenchida foi colocada uma tira de poliéster e uma lamínula de vidro (Figura 4.3) que foi pressionada visando uma melhor acomodação da resina composta e uma melhor lisura da região, com uma carga de 3,5Kg por 10 segundos, padronizada através do equipamento ilustrado na figura 4.4.

Uma tira de poliéster foi também colocada sob a matriz bipartida para evitar que a resina composta ficasse aderida à placa de vidro após a fotoativação.

Figura 4.3 – Resina composta inserida no interior da matriz

Figura 4.4 – Equipamento padronizando pressão sobre corpo-de-prova

Após o tempo de 10 segundos o equipamento de pressão 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 de poliéster.

4.2 Fotoativação

A fotoativação foi realizada sobre a tira de poliéster, tendo sido removida a lamínula de vidro. A ponteira da unidade de fotoativação, com 8mm (Elipar Freelight2) ou 10mm (Bluephase) ocupou toda área do incremento de resina

composta, que era de 5mm, o que assegura emissão de luz para toda extensão do material.

Foram utilizados duas unidades de fotoativação diferentes, um LED_{azul} (Elipar Freeligth 2 /3M-ESPE/) (Fig.4.5), com intensidade de luz de $750\text{mW}/\text{cm}^2$, 430-480nm, durante 25 segundos, e outro LED_{azul/violeta} Bluephase (Ivoclar/Vivadent) (Figura 4.6), com intensidade de luz de $1.200\text{mW}/\text{cm}^2$ ("High Power"), 380 a 515nm, pelo tempo de 15 segundos ou 30 segundos (Figura 4.7), resultando em uma densidade de energia de $18\text{J}/\text{cm}^2$ ou $36\text{J}/\text{cm}^2$ (Tabela 4.3).

Esta intensidade de luz foi aferida com um radiômetro antes de qualquer ativação pela luz (SDI limited, Bayswater, Austrália).

Figura 4.5 - Fotoativador Elipar FreeLight 2 (3M/ESPE)

Figura 4.6 - Fotoativador Bluephase (Ivoclar/Vivadent) (A) e sua ponteira com LEDs de dois comprimentos de onda (B)

Figura 4.7 - Fotoativação da resina na matriz bipartida

Tabela 4.3 - As unidades de fotoativação e as condições de irradiação testadas

	FREELIGHT	BLUEPHASE	BLUEPHASE
Unidade fotoativadora	LED _{azul}	LED _{azul/violeta}	LED _{azul/violeta}
Intensidade de luz (mW/cm ²)	750	1.200	1.200
Tempo de cura (s)	25	15	30
Densidade de energia (J/cm ²)	18	18	36
Comprimento de onda (nm)	430-480	380-515	380-515

A tabela 4.4 apresenta uma comparação entre o espectro de emissão de luz das unidades fotoativadoras utilizadas e o espectro de absorção de luz pelos fotoiniciadores presentes na composição das resinas compostas testadas.

Tabela 4.4 - Comparação entre os comprimentos de onda dos fotoiniciadores e fotoativadores

Fotoiniciador	Comprimento de onda	Pico máximo
Canforoquinona	400 a 500nm	450nm
Lucerin TPO	350 a 430nm	380nm
Fotoativador	Comprimento de onda	Pico máximo
Elipar Freelight2	430 a 480nm	454nm
Bluephase	380 a 515nm	410 e 470nm

Após a conclusão da etapa de fotoativação os corpos de prova foram marcados com uma caneta hidrográfica na superfície irradiada do topo da amostra, para diferenciá-la da base, antes de serem removidas da matriz bipartida (Figura 4.8).

Figura 4.8 - Aspecto do corpo-de-prova após ter sido removido da matriz

4.3 Armazenamento e Inclusão das Amostras

Em seguida à fotoativação, os corpos-de-prova foram armazenados a seco em estufa a 37°C em ambiente isento de luz por 24 horas.

Após este período foram levados para inclusão em resina acrílica, tomando-se o cuidado de aplicar fita dupla face na base do recipiente plástico (“sample cups”) para assegurar que não ficassem imersos na resina. A altura da preparação obedeceu a altura do padrão do ultramicrodurômetro, que é de 6mm. Para tal fez-se uma marcação interna no recipiente plástico, no intuito de obter esta altura desejada (Figuras 4.9 e 4.10).

Figura 4.9 - Corpos de prova presos com fita dupla face antes da inclusão

Figura 4.10 - Inclusão sendo realizada na altura do padrão do ultramicrodurômetro conforme marcação interna

4.4 Acabamento e Polimento das Amostras

Após o tempo de presa da resina acrílica, os corpos de prova já incluídos, receberam acabamento e polimento na Politriz Ecomet/Automet 2000 (Buehler), Figura 4.11, sendo utilizadas lixas de granulação decrescente: 400, 600, 1200, 2400, 4000 sob refrigeração, seguida de disco de feltro + pasta de polimento Buehler (Diamond Polishing Compound) de 6 e 3 Micron, Figura 4.12, sem refrigeração, ficando a amostra como ilustrado na Figura 4.13.

Figura 4.11 - Politriz Ecomet/Automet 2000 (Buehler)

Figura 4.12 - Pastas de polimento utilizadas

Figura 4.13 - Corpos de prova incluídos e polidos

Os corpos de prova receberam uma leve marcação com lâmina de bisturi no seu eixo central, a fim de dividir o lado determinado para receber microendentação do lado da ultramicroendentação.

Após o polimento e a marcação das amostras com bisturi, estas foram levadas à lavadora ultrassônica (Digital ultrasonic Cleaner Kondortech) pelo tempo de 8 minutos para remover impurezas provenientes do polimento. Após a lavagem as amostras foram secas em papel absorvente, com o cuidado de não tocar com as mãos na superfície que receberia leitura no microdurômetro e ultramicrodurômetro para determinação da microdureza, ultramicrodureza e módulo de elasticidade, respectivamente.

Para facilitar as leituras, os corpos de prova foram legendados e numerados, sendo a marcação realizada com caneta hidrográfica na superfície de resina acrílica logo acima do corpo de prova, de acordo com a cor da resina composta, a unidade fotoativadora utilizada e a espessura do corpo de prova, além do número em romano, para que as microendentações e ultramicroendentações pudessem coincidir no mesmo corpo de prova, como proposto na metodologia (Figura 4.14).

Figura 4.14 - Corpos de prova I, II, III, IV e V confeccionados com resina A2, com a fonte Elipar Freelight, 2mm de espessura

4.5 Teste de Microendentação (Microdureza Knoop)

Foram realizadas cinco endentações na superfície inferior (base) de cada corpo-de-prova, utilizando um microdurômetro HMV-2, Shimadzu, Tokyo, Japan, com auxílio do software CAMS-WIN para Windows, com uma carga de 25gf por 40 segundos para determinação da microdureza Knoop. O grupo controle (superfície irradiada-0mm) correspondeu ao topo da amostra de corpos de prova confeccionados com 1mm de espessura. A localização das endentações para obtenção das leituras foi determinada a 100 μ m da marcação central, e a 100 μ m entre uma e outra, em linha reta (Figuras 4.15, 4.17 e 4.18).

Figura 4.15 - Representação esquemática das endentações no corpo-de-prova

4.6 Teste de Ultramicroendentação (Ultramicrodureza Berkovich e Módulo de Elasticidade)

Os corpos-de-prova foram posicionados em uma máquina de teste dinâmico de ultramicrodureza (DUH-211S – Shimadzu, Japão) onde foram obtidos os valores da ultramicrodureza Berkovich e do módulo de elasticidade (Figura 4.15). As condições para a aferição da ultramicrodureza foram de 5 endentações por espécime distribuídas ao longo da superfície do corpo de prova em linha reta, de acordo com a ISO 14577, do lado oposto às microendentações.

As endentações foram localizadas a 100 μ m da marcação central (feita com a lâmina de bisturi) e a 20 μ m entre si. A taxa de aplicação de força foi de 10mN (1g) com tempo de espera (*hold time*) de 0 segundo. O ambiente permitiu o controle da temperatura (23°C) e isolamento de vibrações, no intuito de reduzir a influência de condições ambientais.

Figura 4.16 - Amostra em posição no ultramicrodurômetro

Na figura 4.17 apresenta-se uma imagem obtida com vídeo câmera Module CCD, modelo XC-75, DC 10.5-15, 10X aumento (SONY/ Japão), onde visualiza-se as marcações efetuadas num corpo de prova tanto das microendentações Knoop (à esquerda/ME) quanto das ultramicroendentações Berkovich (à direita/ UME).

Figura 4.17 – Fotografia com 10X aumento das microendentações (ME) e das ultramicroendentações (UME) no corpo-de-prova

Na figura 4.18 são apresentadas as marcações efetuadas pelo microdurômetro com endentador Knoop e pelo ultramicrodurômetro com nanoendentador Berkovich, com um aumento de 50X.

Figura 4.18 – Fotografia aproximada (50X) das endentações realizadas com o microendentalador Knoop (A) e o ultramicroendentalador Berkovich (B)

Para entender melhor o que ocorre no teste de ultramicroendentalção, uma linha é traçada tangente à curva de descarregamento, do pico máximo até o descarregamento total, sendo a região de intersecção desta linha com o eixo de profundidade, a deformação plástica estimada, o que corresponde ao resultado de dureza (Figura 4.19).

Figura 4.19 - Curva de força e deslocamento com diferentes segmentos (Adaptado de Willems, 1993)

4.7 Análise Estatística

Os resultados das microendentações, ultramicroendentações e do módulo de elasticidade foram tabulados e analisados estatisticamente por Análise de Variância, Teste de Tukey e Correlação de Pearson.

Foi utilizado o software BioEstat 5.0 para verificação da correlação entre os dados, e o software GMC versão 2002 foi aplicado para o Teste de Análise de Variância e de Tukey sendo utilizado o nível de 1% de significância ($\alpha=0,01$).

5 RESULTADOS

Os resultados originais consistiram de 1.800 valores, referentes às três variáveis: microdureza, ultramicrodureza e módulo de elasticidade e três fatores de variação: fonte (FL, B15 e B30), espessura (0mm, 1mm, 2mm e 3mm) e resina (A2, BM).

Para a análise estatística, foram separados os dados de cada variável e calculadas as médias das 5 medidas de cada corpo-de-prova, resultando assim em 3 tabelas de 120 dados cada uma, demonstrados nas tabelas 5.1, 5.3 e 5.5.

5.1 Teste de Microdureza Knoop

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

Tabela 5.1 – Média de cada espécime- microdureza Knoop (25kgf/40s) dos grupos avaliados

	BLEACH-M			A2		
	FREELIGHT 25 SEG	BLUEPHASE 15 SEG	BLUEPHASE 30 SEG	FREELIGHT 25 SEG	BLUEPHASE 15 SEG	BLUEPHASE 30 SEG
0mm	58.6	59.0	54.0	80.0	55.9	57.6
	64.5	55.2	65.8	76.0	58.8	59.4
	49.0	54.0	62.8	81.5	56.2	61.8
	62.5	47.2	60.0	74.5	56.2	60.0
	70.0	48.0	64.8	73.0	51.2	56.6
1mm	67.2	44.6	51.0	69.8	56.4	57.6
	71.5	43.2	53.8	70.0	59.2	54.4
	64.0	34.8	49.2	68.0	59.8	66.6
	69.0	45.4	43.2	73.0	60.8	59.4
	58.0	52.6	47.2	66.5	62.6	51.8
2mm	67.2	21.0	45.2	73.2	58.6	56.0
	62.5	18.8	36.8	72.5	52.6	61.0
	65.0	28.0	44.6	74.5	59.2	61.2
	65.5	31.6	47.4	71.5	51.6	61.2
	61.5	35.0	44.2	71.5	53.8	56.4
3mm	46.8	29.8	49	71.4	49.8	55.2
	51.0	17.6	43.4	69.0	46.0	58.6
	34.0	23.6	38.8	60.0	49.6	53.8
	47.5	25.8	28.0	62.5	49.2	26.5
	56.0	29.6	37.8	55.5	53.4	51.0

A análise de variância mostrou haver diferença estatisticamente significativa ao nível de 1% entre as espessuras ($F=44,43$), entre as fontes ($F=125,45$), entre as resinas ($F=151,71$) e na interação resina *versus* fonte *versus* espessura ($F=5,08$) para o teste de Microdureza (Quadro 5.1).

Fonte de variação	SQ	G.L.	QM	(F)	P
Entre fontes de luz	7502,3501	2	3751,1750	125,45	0.0000*
Entre espessuras	3985,3833	3	1328,4611	44,43	0.0000*
Entre resinas	4536,1831	1	4536,1831	151,71	0.0000*
Interação FxE	604,9666	6	100,8278	3,37	0.004916*
Interação RxF	505,5918	2	252,7959	8,45	0.000684*
Interação RxE	751,9836	3	152,0361	8,38	0.000155*
Interação RxFxE	912,2165	6	152,0361	5,08	0.000286*
Resíduo	2870,4812	96	29,9008		
Variação total	21669,1563	119			

*estatisticamente significativa ao nível de 1% ($p<0.01$)

Quadro 5.1 - Resultados da Análise de variância para o teste de Microdureza Knoop

Para a comparação entre as médias foram calculados os valores de Tukey correspondentes.

Para o fator fonte, o valor de Tukey ($T=3,66$) demonstrou haver diferença estatisticamente significativa entre as fontes Elipar Freelight2 ($m=65.13$), Bluephase 15 segundos ($m=46.14$) e Bluephase 30 segundos ($m=52,33$). A fonte de luz Elipar Freelight2 promoveu maiores valores de dureza que a fonte Bluephase30, e esta maiores valores que a fonte Bluephase15 (Figura 5.1).

Figura 5.1 - Comparação das médias e desvio padrão da microdureza Knoop para o fator fonte de luz: Bluephase 15 segundos, Bluephase 30 segundos e Freelight

Para o fator espessura, o valor do Tukey ($T=4,53$) demonstrou que entre as espessura de 0mm ($m=61,14$) e 1mm ($m=57,69$) não houve diferença estatisticamente significante, e as espessuras de 2 e 3mm apresentaram valores menores em relação à superfície irradiada (0mm)(Figura 5.2).

Figura 5.2- Comparação da média e desvio padrão da microdureza Knoop para o fator espessuras: 0mm, 1mm, 2mm e 3mm.

Para o fator resina, a cor A2 ($m=60.68$) apresentou maior valor de dureza que a cor Bleach-M ($m=48,38$) com relação à microdureza (Figura 5.3), o que foi estatisticamente significativo.

Figura 5.3- Comparação das médias e desvio padrão da microdureza knoop das duas cores de resina: A2 e Bleach-M

Foi calculado o Tukey ($T=14,77$) da interação resina *versus* fonte *versus* espessura, para comparar todos os grupos entre si. Estes valores médios são apresentados na tabela 5.2.

Tabela 5.2- Médias e desvios padrão da interação resina *versus* fonte *versus* espessura – microdureza Knoop (Tukey=14,77)

	BLEACH-M			A2		
	Freelight 25s	Bluephase 15s	Bluephase 30s	Freelight 25s	Bluephase 15s	Bluephase 30s
0mm	60.92±7.82aA	52.68±4.99aA	61.48±4.73aA	77.00±3.62aA	55.66±2.75bA	59.08±2.04bA
1mm	65.94±5.21aA	44.12±6.35bA	48.88±3.99bAB	69.46±2.44aAB	59.76±2.27aA	57.96±5.64aA
2mm	64.34±2.31aA	26.88±6.87cB	43.64±4.01bB	72.64±1.26aAB	55.16±3.50bA	59.16±2.70bA
3mm	47.06±8.15aB	25.28±5.02bB	39.4±3.69aB	63.68±6.51aB	49.60±2.62bA	40.02±12.88bB

Letras iguais indicam semelhanças estatísticas ($p<0,01$). Análise horizontal (minúsculas) e vertical (maiúsculas).

Comparando a resina Bleach-M, com a fonte Elipar Freelight2 nas diversas espessuras, observou-se que houve diminuição da dureza apenas para a espessura de 3mm, sendo estatisticamente significante.

A resina Bleach-M com a fonte Bluephase 15s, apresentou os menores valores em todas as espessuras, e com a fonte Bluephase 30s não apresentou diferença estatística entre as espessuras 0 e 1mm, porém os valores com 2 e 3mm foram menores estatisticamente.

Nota-se que para a resina **Bleach-M** na superfície irradiada (0mm) não houve diferença estatisticamente significante entre as fontes de luz, porém na espessura de 1mm a fonte Elipar Freelight2 promoveu maior microdureza em relação às outras (Figura 5.4 e Tabela 5.2).

Figura 5.4 - Comparação da microdureza Knoop da resina Bleach-M fotoativada com diferentes fontes de luz e em diferentes espessuras

Para a resina **A2** com a fonte Elipar Freelight2, não houve diferença estatisticamente significante na microdureza em relação às espessuras de 0,1 e 2mm. Na espessura de 3mm a microdureza apresentou-se diferente estatisticamente, sendo menor apenas que a espessura de 0mm. Com as fontes Bluephase 15s e 30s a microdureza apresentou-se semelhante estatisticamente

entre as espessuras 0,1, 2 e 3mm, porém inferior à Elipar Freelight2 em todas as espessuras (Figura 5.5).

Figura 5.5 - Comparação da microdureza Knoop da resina A2 fotoativada com diferentes fontes de luz e em diferentes espessuras

Na comparação da resina A2 com a resina Bleach-M com a fonte Elipar Freelight2 observa-se haver diferença estatística da superfície irradiada e também na espessura de 3mm, estando a A2 com microdureza maior do que a resina Bleach-M em ambas situações. Com a fonte Bluephase 15s a resina A2 apresentou maior dureza nas espessuras de 1, 2 e 3mm, e com a fonte Bluephase30s na espessura de 2mm, a resina A2 também apresentou microdureza maior que a Bleach-M.

Na superfície irradiada (0mm) a resina A2 apresentou maiores valores com a fonte Elipar Freelight2 em relação à Bluephase 15 e 30segundos.

5.2 Teste de Ultramicrodureza ou Nanodureza Berkovich

Com base nos dados apresentados na Tabela 5.3 foi aplicado o teste da análise de variância e Tukey.

Tabela 5.3 - Média de cada espécime- ultramicrodureza Berkovich (carga 10mN/mm² e *hold time* de 0 segundo) dos grupos avaliados

	BLEACH-M			A2		
	FREELIGHT 25 SEG	BLUEPHASE 15 SEG	BLUEPHASE 30 SEG	FREELIGHT 25 SEG	BLUEPHASE 15 SEG	BLUEPHASE 30 SEG
0mm	75.55	56.14	65.63	75.00	55.034	70.35
	80.03	104.13	72.41	72.70	57.420	74.25
	52.23	45.58	70.10	92.29	65.810	68.45
	71.68	72.51	66.19	66.67	62.367	58.97
	69.14	52.24	65.17	96.14	51.529	54.43
1mm	74.03	38.08	62.40	69.35	58.912	67.61
	69.51	47.57	50.05	68.68	61.454	58.18
	61.95	37.75	56.88	81.03	61.825	71.11
	65.95	57.12	38.27	71.44	59.373	63.74
	62.86	61.77	54.94	54.42	61.087	58.41
2mm	62.33	33.31	42.50	74.51	47.007	60.39
	64.80	26.50	41.75	61.49	54.325	69.72
	68.99	30.96	52.54	75.52	50.184	62.92
	55.87	39.63	55.41	71.04	52.044	56.79
	63.87	38.19	54.21	72.24	48.420	57.77
3mm	64.74	22.42	60.22	62.69	51.857	60.88
	61.01	18.20	66.87	83.19	45.741	53.56
	29.38	19.73	73.48	65.05	60.769	55.51
	58.24	19.64	68.89	65.47	54.846	44.32
	60.60	21.09	71.87	70.22	54.895	55.87

A Análise de variância mostrou haver diferença estatisticamente significativa ao nível de 1% entre as fontes ($F= 48,66$), entre as espessuras ($F=17,29$) e entre as resinas ($F= 25,48$) e na interação resina *versus* fonte *versus* espessura ($F= 6,28$) para o teste de Ultramicrodureza (Quadro 5.1).

Fonte de variação	SQ	G.L.	QM	(F)	P
Entre fontes de luz	7359,8623	2	3697,9312	48,66	0,0000
Entre espessuras	3941,9958	3	1313,9987	17,29	0,000002*
Entre resinas	1936,4958	1	1936,4958	25,48	0,000030*
Interação FxE	1625,3544	6	270,8924	3,56	0,003440*
Interação RxF	722,2543	2	361,1272	4,75	0,01076
Interação Rx E	6673,5708	3	244,5236	2,95	0,035623
Interação RxFxE	2865,1790	6	477,5298	6,28	0,000060*
Resíduo	7295,3188	96	75,9929		
Variação total	26456,0313	119			

*estatisticamente significativa ao nível de 1% ($p < 0.01$)

Quadro 5.1 – Resultado da Análise de Variância para o teste de ultramicrodureza

Para a comparação entre as médias foram calculados os valores de Tukey correspondentes. Para o fator Fonte, o valor de Tukey ($T = 5,83$) demonstrou haver diferença estatisticamente significativa entre as 3 fontes. A fonte Elipar Freelight2 ($m = 68,05$) apresentou maior valor de dureza que a fonte Bluephase 30 segundos ($m = 60,32$), e esta maior que a Bluephase 15 segundos ($m = 48,93$) ($F > B30 > B15$) (Figura 5.6)

Figura 5.6 - Comparação das médias e desvio padrão da ultramicrodureza em função da fonte de luz: Bluephase 15 segundos, Bluephase 30 segundos e Elipar Freelight2

Para o fator espessura, o valor de Tukey ($T=7,22$) demonstrou que entre as espessuras de 1mm ($m=60,19$) e 2mm ($m=54,84$), e entre 2mm e 3mm ($m=53,37$) não houve diferença estatisticamente significativa. A espessura de 0mm ($m=68,00$) (superfície irradiada) apresentou ultramicrodureza maior que as demais, sendo esta diferença estatisticamente significativa (Figura 5.7).

Figura 5.7 - Comparação das médias e desvio padrão da ultramicrodureza entre as espessuras: 0mm, 1mm, 2mm e 3mm

Para o fator resina, a cor A2 ($m=63,12$) apresentou maior valor que a cor Bleach-M ($m=55,08$) com relação à ultramicrodureza (Figura 5.8).

Figura 5.8 - Comparação das médias e desvio padrão da ultramicrodureza para o fator resina, nas cores A2 e Bleach-M

Foi calculado o valor de Tukey ($T= 23,55$) da interação resina *versus* fonte *versus* espessura para avaliar o comportamento dos grupos individualmente e compará-los entre si. Estes valores médios são apresentados na tabela 5.4.

Tabela 5.4 - Médias e desvio padrão da interação resina *versus* fonte *versus* espessura- Ultramicrodureza (Tukey=23,55)

	BLEACH-M			A2		
	Freelight 25s	Bluephase 15s	Bluephase 30s	Freelight 25s	Bluephase 15s	Bluephase 30s
0mm	69,72±10,61aA	66,12±23,44aA	67,90±3,19aA	80,56±12,90aA	58,42±5,70aA	65,29±8,27aA
1mm	66,86±4,98aA	48,45±10,90aAB	52,50±9,10aA	68,98±9,53aA	60,52±1,30aA	63,81±5,66aA
2mm	63,17±4,77aA	33,71±5,35bBC	49,28±6,61abA	70,96±5,58aA	50,39±2,89aA	61,51±5,16aA
3mm	54,79±14,39aA	20,21±1,60bC	68,26±5,06aA	69,32±8,21aA	53,61±5,46aA	54,02±6,06aA

Letras iguais indicam semelhanças estatísticas ($p < 0,01$). Análise horizontal (minúsculas) e vertical (maiúsculas).

Através da análise da tabela 5.4 nota-se que a resina Bleach-M na espessura de 0 e 1mm não apresentou diferença estatisticamente significativa com relação as 3 fontes. Com o uso da fonte Elipar Freelight2 a diferença não foi detectada em nenhuma espessura. Para a fonte Bluephase 15segundos, a 2mm e 3mm foi detectada diminuição da dureza em relação à superfície irradiada (Figura 5.9 e Tabela 5.4).

Figura 5.9 - Comparação das médias da ultramicrodureza da resina Bleach-M quanto as fontes de luz e as espessuras de 0mm, 1mm, 2mm e 3mm

Quanto à resina A2 observa-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre as espessuras de 1, 2 e 3mm quando comparadas à superfície irradiada (0mm) (Figura 5.9).

A fonte Elipar Freelight2 promoveu os maiores valores que foram superiores à Bluephase15segundos. Os valores com a Bluephase 30 segundos foram intermediários, não se diferenciando de ambas as outras (Tabela 5.4).

Figura 5.10 - Comparação das médias da ultramicrodureza da resina A2 quanto as fontes luz e nas espessuras de 0mm, 1mm, 2mm e 3mm

5.3 Teste de Módulo de Elasticidade

Com base nos dados apresentados na tabela 5.5 foi aplicado o teste da análise de variância e Tukey.

Tabela 5.5 – Média de cada espécime- módulo de elasticidade dos grupos avaliados

	BLEACH-M			A2		
	FREELIGHT 25 SEG	BLUEPHASE 15 SEG	BLUEPHASE 30 SEG	FREELIGHT 25 SEG	BLUEPHASE 15 SEG	BLUEPHASE 30 SEG
0mm	1.74	1.66	1.57	1.63	1.27	1.64
	1.80	2.65	1.66	1.45	1.29	1.64
	1.55	2.78	2.26	1.94	1.55	1.58
	1.48	1.88	1.50	1.49	1.44	1.46
	1.42	4.94	1.57	2.01	1.21	1.38
1mm	1.85	2.96	1.52	1.73	1.47	1.56
	1.82	1.37	1.27	1.54	1.39	1.42
	1.58	4.76	1.40	1.79	1.49	1.63
	1.69	1.45	2.89	1.55	1.39	1.56
	1.54	1.50	1.40	1.14	1.41	1.42
2mm	1.48	5.83	1.21	1.69	4.53	1.53
	1.60	3.35	1.13	1.42	1.33	1.56
	1.63	5.39	1.39	1.78	1.12	1.92
	1.35	1.07	1.55	1.60	1.26	1.32
	1.54	1.12	1.40	1.65	4.56	1.37
3mm	1.60	7.35	1.30	1.47	1.24	1.55
	1.45	6.06	1.63	1.85	1.22	2.06
	1.51	6.48	1.40	1.40	1.32	2.57
	1.46	6.92	1.48	1.63	1.48	1.16
	1.52	7.01	1.53	1.87	1.21	1.48

A Análise de Variância mostrou haver diferença estatisticamente significativa ao nível de 1% entre as fontes ($F= 30,93$), entre as espessuras ($F=5,07$) entre as resinas ($F= 25,09$) e na interação resina *versus* fonte *versus* espessura ($F= 7,92$) para o teste de módulo de elasticidade (Quadro 5.2).

Fonte de variação	SQ	G.L.	QM	(F)	Prob.(HO)
Entre fontes de luz	35,5282	2	17,7641	30,93	0.0000*
Entre espessuras	8,7370	3	2,9123	5,07	0,003015*
Entre resinas	14,4074	1	14,4074	25,09	0.000033*
Interação FxE	19,8969	6	3,3161	5,77	0,000112*
Interação RxF	32,6133	2	16,3066	28,40	0.000001*
Interação RxE	10,2135	3	3,4045	5,93	0,001261*
Interação RxFxE	27,2760	6	4,5454	7,92	0,000011*
Resíduo	55,1288	96	0,05743		
Variação total	203,7977	119			

*estatisticamente significativa ao nível de 1% ($p < 0.01$)

Quadro 5.2 – Resultado da Análise de Variância para o teste de módulo de elasticidade

Para a comparação entre as médias foi calculado o valor de Tukey correspondente. Para o fator Fonte, o valor de Tukey ($T=0,16$) demonstrou haver diferença estatisticamente significativa entre a fonte Bluephase15 segundos ($m=2,74$) que foi maior que as demais: Elipar Freelight2 ($m=1.61$) e Bluephase 30 segundos ($m=1.57$) (Figura 5.11).

Figura 5.11 - Comparação das médias e desvio padrão do módulo de elasticidade para o fator fontes de luz: Bluephase 15segundos, Bluephase 30segundos e Elipar Freelight2

Para o fator espessura, o valor de Tukey ($T=0,20$) demonstrou não haver diferença estatisticamente significante entre as espessuras de 0mm ($m=1,78$) e 1mm ($m=1,72$) que apresentaram valores menores que as espessuras 2mm ($m=1,98$) e 3mm ($m= 2.41$), que também foram diferentes entre si (Figura 5.12).

Figura 5.12 - Comparação das médias e desvio padrão do módulo de elasticidade para o fator espessura: 0mm, 1mm, 2mm e 3mm

Para o fator resina o módulo de elasticidade entre a cor Bleach-M ($m=2.32$) e a cor A2 ($m=1.63$) mostrou diferença estatisticamente significativa entre as duas sendo que a Bleach-M apresentou valores maiores que a A2 (Figura 5.13).

Figura 5.13 - Comparação das médias e desvio padrão do módulo de elasticidade para o fator resina, nas cores A2 e Bleach-M

Foi calculado o valor de Tukey ($T1\%=0,65$) na interação resina versus fonte versus espessura para avaliar o comportamento dos grupos individualmente e compará-los entre si. Os valores médios são apresentados na tabela 5.6.

Tabela 5.6 - Médias e desvio padrão da interação resina *versus* fonte *versus* espessura- Módulo de Elasticidade (Tukey=0,65)

	BLEACH-M			A2		
	Freelight 25s	Bluephase 15s	Bluephase 30s	Freelight 25s	Bluephase 15s	Bluephase 30s
0mm	1,60±0,16bA	2,78±1,29aB	1,71±0,31bA	1,70±0,25aA	1,35±0,13aB	1,54±0,30aA
1mm	1,69±0,13bA	2,40±1,47aB	1,69±0,67bA	1,55±0,25aA	1,43±0,04aB	1,52±0,09aA
2mm	1,52±0,11bA	3,35±2,26aC	1,33±0,16bA	1,63±0,13bA	2,56±1,81aA	1,54±0,23bA
3mm	1,51±0,06bA	6,76±0,50aA	1,47±0,10bA	1,64±0,21aA	1,29±0,11aB	1,76±0,55aA

Letras iguais indicam semelhanças estatísticas ($p < 0,01$). Análise horizontal (minúsculas) e vertical (maiúsculas).

Na análise dos dados da tabela acima se destaca os maiores valores de módulo de elasticidade nos grupos de 2 e 3mm da resina Bleach-M fotoativada com a fonte Bluephase 15s (Figura 5.14), e o maior valor de módulo de elasticidade da resina A2 com 2mm também fotoativada com a fonte Bluephase 15s (Figura 5.15).

Figura 5.14 - Comparação das médias de módulo de elasticidade da interação da resina Bleach-M quanto as fontes de luz (Bluephase 15 segundos, Bluephase 30segundos, Freelight) e as espessuras (0mm, 1mm, 2mm e 3mm)

Figura 5.15 - Comparação das médias de módulo de elasticidade da resina A2 quanto as fontes (Bluephase 15 segundos, Bluephase 30segundos, Freelight) e as espessuras (0mm, 1mm, 2mm e 3mm)

5.4 Teste de Correlação de Pearson

Para ambas as resinas compostas foi detectada correlação direta entre os valores de microdureza e de ultramicrodureza, sendo que para a resina Bleach-M obteve-se o valor de $r = 0,7435$ e $p < 0,0001$ e para a resina A2 obteve-se o valor de $r = 0,7410$ e $p < 0,0001$.

Os gráficos das figuras 5.16 e 5.17 ilustram a dispersão dos dados referentes à correlação entre microdureza e ultramicrodureza para a resina Bleach-M e A2.

Figura 5.16- Dispersão entre microdureza/ultramicrodureza da resina na cor A2

Figura 5.17 - Dispersão entre microdureza/ultramicrodureza da resina na cor Bleach-M

O módulo de elasticidade foi também correlacionado com os valores de micro e ultramicrodureza para cada uma das resinas. Quanto à resina Bleach-M a correlação foi inversa tanto para a microdureza ($r = -0,5840$ e $p < 0,0001$) quanto para a ultramicrodureza ($r = -0,66878$ e $p < 0,0001$).

Os dados da resina A2 demonstraram não haver correlação entre microdureza e módulo de elasticidade ($r = 0,0795$ e $p = 0,5457$) ou ultramicrodureza e módulo de elasticidade ($r = -0,0171$ e $p = 0,8968$).

6 DISCUSSÃO

Os materiais restauradores fotoativados necessitam de luz para ativar os fotoiniciadores, presentes na sua composição, e que são responsáveis pelo início do processo de polimerização. Ocorre que muitas unidades fotoativadoras não conseguem ativar satisfatoriamente estes fotoiniciadores, pois não apresentam emissão de luz em um comprimento de onda compatível com o pico de absorção destes elementos, ocasionando uma sub-polimerização do material restaurador e acarretando em degradação marginal, fraturas, manchamento e baixa longevidade da restauração (Juchem et al., 2011), o que suporta a necessidade de pesquisas sobre a melhor maneira de fotoativar as resinas atuais, que apresentam fotoiniciadores alternativos, e que foi a base do presente estudo.

É fundamental compreender alguns conceitos sobre as propriedades dos materiais restauradores, pois estas propriedades estão geralmente relacionadas com o comportamento clínico das restaurações, e dependem da sua composição, do arranjo interno e do modo de processamento de suas partículas de carga. Dentre as propriedades dos materiais, destacam-se as mecânicas, que se referem à forma como os materiais reagem às cargas mastigatórias. Os testes mecânicos se fundamentam na aplicação de forças, na tentativa de simular as mesmas cargas a que são submetidas as restaurações no meio bucal (Dunn; Bush, 2002; Rahiotis et al., 2004; Knobloch et al., 2004; Peris et al., 2005; Price et al., 2005; Hubbezoglu et al., 2007; Rode et al., 2007; Gritsch et al., 2008; Machado et al., 2008; Oyen; Ko, 2008; Firoozmand et al., 2009; Jeong et al., 2009; Rode et al., 2009; Juchem et al., 2011; El-Safty et al., 2012). As propriedades mecânicas compreendem a resposta dos materiais às influências mecânicas externas, manifestadas pela capacidade de desenvolverem deformações reversíveis e irreversíveis, e resistirem à fratura (Cheng; Cheng, 2004). Dentre as propriedades mecânicas, a dureza é utilizada como um método indireto de avaliação do grau de polimerização das resinas compostas (Rode et al., 2009) tendo sido utilizado para este fim em inúmeros trabalhos (Peris et al., 2005; Price et al., 2005; Rode et al., 2007; Hubbezoglu et al., 2007; Gritsch et al., 2008; Machado et al., 2008; Firoozmand et al., 2009; Jeong et

al., 2009; Rode et. al., 2009; Arikawa et al., 2011; Juchem et al., 2011; El-Safty et al., 2012).

A dureza é definida como a resistência do material frente à endentação. No caso de dureza Knoop ou Vickers, obtida por teste de microendentaço, esta definida como a resistncia deformao permanente (plstica) causada pelo endentador. Por outro lado, nos testes de nanoendentao, a dureza definida como a resistncia deformao permanente (plstica) e tambm pela no permanente (elstica) causadas pelo endentador. Uma deformao elstica reversvel, desaparecendo quando a fora removida, e uma deformao plstica representa uma deformao permanente do material, que nunca se recupera quando a fora removida (Craig; Powers, 2004).

Fica ento claro que qualquer comparao de resultados de ultramicroendentao com microendentao deve ser feita com cautela, pois quando se realiza microendentao, a marcao necessita ser visualizada para que o tamanho da endentao seja medido, consumindo mais tempo e introduzindo erros devido a medies imprecisas do comprimento das diagonais (Souza, 1982). Nos testes de ultramicroendentao, no h necessidade de visualizao da endentao deixada aps o teste. A profundidade de endentao contra a fora aplicada monitorada em tempo real, e assim so obtidas informaes sobre propriedades plsticas e elsticas do material (Willems et al., 1993; Lewis; Nyman, 2008). Neste trabalho compararam-se os resultados de microdureza Knoop com a ultramicrodureza Berkovich e observou-se que houve uma correlao direta entre ambos.

A dureza (micro e ultramicro) e mdulo de elasticidade de resinas compostas do mesmo fabricante e com composies semelhantes, porm diferindo na concentrao do fotoiniciador, onde uma apresentava maior quantidade de canforoquinona e outra maior quantidade de Lucerin, foram estudadas neste trabalho. Esta pequena alterao trouxe diferenas significantes nas propriedades das amostras, pois interferiu na qualidade de polimerizao das resinas de acordo com as diferentes condies experimentais utilizadas. Quanto maior a espessura da amostra menor foi a dureza, sendo que a resina Bleach-M (que apresenta menor quantidade de canforoquinona) obteve os valores mais baixos.

As resinas utilizadas para restaurar dentes muito claros ou que foram submetidos ao clareamento dental apresentam uma quantidade menor de canforoquinona e maior de Lucerin, podendo apresentar uma variação na qualidade da polimerização dependendo da espessura da amostra. O ideal é que elas sejam fotoativadas em espessuras pequenas, e utilizando uma fonte que apresente uma boa homogeneidade de distribuição de luz. Além disso, deve haver coincidência entre espectro de emissão de luz pela unidade fotoativadora e espectro de absorção de luz pelos fotoiniciadores, pois caso contrário as desvantagens de uma sub-polimerização poderiam apresentar-se, como desgaste, infiltração marginal e fratura da restauração.

O comportamento elástico do material pode se alterar conforme a sua composição, porcentagem ou tipo de carga, tipo de técnica utilizada na fotoativação do material e tempo de permanência da endentação. O módulo de elasticidade descreve a relativa rigidez de um material e é uma constante não sendo afetado pela quantidade de tensão plástica ou elástica que possa ser induzida no material (El-Safty et al., 2012; Craig; Powers, 2004). Esta propriedade é independente da ductilidade do material (capacidade do material de ser deformado plasticamente sob uma tensão de tração antes da fratura), pois é medida na região linear da curva tensão-deformação e não é uma medida de sua plasticidade ou resistência. Materiais com alto módulo de elasticidade podem apresentar valores de resistência à fratura tanto altos como baixos como, por exemplo, o módulo de elasticidade do esmalte que é cerca de três vezes maior que o da dentina, porém a dentina é capaz de suportar uma alta deformação plástica sob cargas compressivas antes de fraturar. Portanto, o esmalte é um material mais rígido e friável que a dentina, que é mais flexível e tenaz (deforma-se plasticamente antes da fratura) Anusavice (2005).

No teste de ultramicroendentação se a profundidade final for considerada (que é compatível à deformação obtida com a microdureza), ao invés da deformação plástica (obtida pela mensuração da profundidade percorrida pelo endentador sob determinada força), então ter-se-ia uma superestimativa da dureza do material testado, devido a uma significativa diminuição da profundidade de endentação durante a recuperação elástica. Portanto a microdureza e a ultramicrodureza são originadas de maneiras diferentes e podem diferir dependendo da resposta do material durante o descarregamento (Willems et al., 1993).

A definição do trabalho mecânico executado pelo endentador é aquele que soma o trabalho plástico com o trabalho elástico, como descrito por Lucca et al. (2010).

A profundidade de deformação plástica corresponde a uma dureza menor em função da maior profundidade percorrida pela ponta do endentador. Se este consegue aprofundar-se mais em um material, logo se conclui que a dureza deste material é menor do que em uma situação em que o endentador penetra em menor profundidade na superfície.

O endentador simula a condição encontrada na cavidade oral durante o processo de mastigação em que o material restaurador é penetrado pela superfície do dente antagônico, podendo originar uma deformação maior ou menor, dependendo da força aplicada e da composição/resistência deste material. No caso da resina Tetric N-Ceram (Ivoclar-Vivadent), utilizada neste trabalho, onde a carga constitui 80% em peso, e representando uma categoria de material restaurador que pode ser utilizado na região anterior e posterior da cavidade bucal, esta apresentou condição de dureza (micro e nano) diferenciada conforme a fonte utilizada e a espessura da amostra. A resina de cor Bleach-M fotoativada com a fonte Bluephase15s, não mostrou diferença estatística entre as espessuras de 2 e 3mm e também entre as espessuras de 0 e 1mm. Porém entre as espessuras de 0mm e 1mm comparadas com as espessuras de 2mm e 3mm mostrou diferença. Isto significa que a dureza até 1mm de espessura é semelhante àquela encontrada na superfície irradiada, e que à partir de 2 e 3mm esta dureza torna-se diferente estatisticamente da condição anterior, ou seja, começa a entrar em uma situação mais desfavorável, com valores menores. Clinicamente isto se reflete em menor qualidade de polimerização da restauração quando os incrementos de resina forem inseridos em espessuras superiores a 1mm. A resina Bleach-M por apresentar uma quantidade de Lucerin maior do que a quantidade de canforoquinona, possui uma profundidade de cura menos satisfatória, sendo aceitável em espessuras até 1mm, segundo Emami et al., 2005; Porto et al., 2010; Leprince et al., 2011 o que também observa-se nos resultados deste trabalho.

A fonte ativadora Bluephase foi desenvolvida com o objetivo de promover um grau de polimerização satisfatório para as resinas contendo outros fotoiniciadores,

que não a canforoquinona, apresentando um LED_{violeta} com emissão de luz compatível com o pico de absorção do Lucerin (380nm), que é diferente do pico de absorção da canforoquinona (450nm). As unidades fotoativadoras precisam atualmente trabalhar dentro de um espectro de emissão mais amplo, para alcançar o pico de absorção de fotoiniciadores alternativos e convencionais, ao mesmo tempo. A resina Bleach-M, utilizada para restaurar dentes clareados, apresentou os menores valores de dureza (micro e ultra) e maiores de módulo de elasticidade quando fotoativados com a fonte Bluephase pelo tempo recomendado pelo fabricante (15segundos). Quando se aumentou o tempo para 30segundos, os valores de dureza aproximaram-se dos valores obtidos com a fonte Elipar Freelight2, porém continuaram inferiores a esta fonte. Observa-se com isto que a fonte Bluephase não correspondeu às expectativas quanto a uma resposta mais satisfatória em termos de fotoativação de materiais restauradores mais claros.

O comprimento de onda do Elipar Freelight2 (3M/ESPE) fica entre 430 e 480nm e o do Bluephase entre 380 e 515nm. Logo, observa-se que se a resina composta, contendo Lucerin for fotoativada com o Elipar Freelight2 não vai haver coincidência do espectro de emissão com o espectro de absorção, acarretando prejuízos à futura restauração. Porém na composição da resina composta não há apenas o fotoiniciador alternativo, como o Lucerin, mas também o convencional, como a canforoquinona, que dependendo da cor do material se encontra em maior ou menor quantidade (Gritsch et al., 2008; Ilie; Hickel, 2008; Arikawa et al., 2009; Porto et al., 2010; Price et al., 2010; Leprince et al., 2011), ou seja, para materiais mais amarelados uma quantidade maior de canforoquinona é encontrada, e para aqueles que apresentam cor mais clara ou translúcida, a quantidade de canforoquinona é bem pequena.

A fonte Elipar Freelight2 neste trabalho promoveu os maiores e mais satisfatórios resultados de microdureza e ultramicrodureza, mesmo nas resinas contendo Lucerin, pois estas resinas também apresentam uma quantidade de canforoquinona, que é compatível com o espectro de emissão de luz do Elipar Freelight2. Apesar da intensidade de luz utilizada na fonte Elipar FreeLight2 (750mW/cm²) ter sido menor que a intensidade de luz da fonte Bluephase (1.200mW/cm²), a fonte Elipar Freelight2 foi mais efetiva na polimerização das

resinas, pois a intensidade de luz não é o único fator determinante na qualidade de polimerização.

Há necessidade de se considerar também a densidade de energia, o comprimento de onda e a homogeneidade na distribuição de luz das unidades de fotoativação. A fonte Bluephase 15s obteve os piores resultados em termos de dureza do material, e ela apresentava a mesma densidade de energia que o Elipar Freelight2, ou seja, $18\text{J}/\text{cm}^2$.

À fonte Bluephase foi acrescentado um grupo com o dobro do tempo utilizado no grupo anterior de 15 segundos, ficando o novo grupo com 30 segundos de irradiação, e densidade de energia de $36\text{J}/\text{cm}^2$. Isto ocorreu devido à observação de valores de dureza baixos no grupo de 15 segundos, o que se refere à resultados de baixa polimerização e à necessidade de se observar se o novo grupo, com tempo de exposição maior, poderia melhorar estes resultados.

As figuras 6.1 e 6.2 demonstram alguns resultados deste trabalho em gráficos, para que se compreenda melhor a curva de força e deslocamento, e de como ela consegue mostrar os resultados de ultramicrodureza. A forma da curva difere de um material para outro, ou de um método de fotoativação para outro, como neste trabalho, e esta variação reflete propriedades mecânicas diferentes dos materiais (Schuh, 2006). Observa-se a inclinação da curva para direita sempre que a dureza diminui.

Figura 6.1 - Resultado de ultramicrodureza para a fonte EliparFreelight2 na cor A2/2mm

Figura 6.2 - Resultados de ultramicrodureza para a fonte EliparFreelight2 na cor Bleach-M/2mm

Neste trabalho, na comparação das cores da resina, a fonte Elipar Freelight2 polimerizou melhor a resina A2 que a resina Bleach-M, provavelmente em função da maior coincidência entre o espectro de emissão da lâmpada e o espectro de absorção da canforoquinona presente na resina. O comprimento de onda mais baixo do Bluephase para ativar as resinas utilizadas em dentes clareados, como a Bleach-M, que apresentam fotoiniciadores alternativos, talvez não esteja sendo suficiente para ativar o Lucerin adequadamente, pois a dureza da resina Bleach-M ficou menor (Figura 6.1) que a da resina A2 (Figura 6.2). Logo, pode-se pensar que o comprimento de onda está adequado para ativar a canforoquinona, mas não o Lucerin, o que vai contra o trabalho de Jeong et al., 2009, que sugeriu que o grau de polimerização das resinas compostas avaliadas foi minimamente afetado pela cor da resina.

Seria interessante se houvesse uma comparação destes resultados com os de uma fonte onde o número de LEDs com comprimento de onda mais baixo fosse maior, pois o Bluephase apresenta somente um LED com este propósito, o que acabou sendo insuficiente, provavelmente pela falta de homogeneidade de distribuição da luz, como estudado também por Feng e Suh (2006), Price et al. (2010) e Arikawa et al. (2011).

Figura 6.3 - Resultado da ultramicrodureza Elipar Freelight2 na cor Bleach-M/3mm

Figura 6.4 - Resultado da ultramicrodureza com fonte Bluephase na cor Bleach-M(30s)/3mm

Observa-se nos dois gráficos acima que na comparação da fonte Elipar Freelight2 com a Bluephase, com a mesma cor de resina e na mesma profundidade, a dureza foi maior com a Elipar Freelight2 do que com a Bluephase, pelos mesmos motivos explicados anteriormente, ou seja, falta de coincidência entre os comprimentos de onda da fonte e dos fotoiniciadores presentes nas resinas compostas e pela falta de homogeneidade de distribuição de irradiância nas unidades com LEDs de comprimentos de onda distintos, como o Bluephase.

Figura 6.5 - Resultado da ultramicrodureza com fonte Bluephase na cor Bleach-M/0mm

Figura 6.6 - Resultado da ultramicrodureza com fonte Bluephase na cor Bleach-M/3mm

Nos gráficos acima se observa a comparação das espessuras das amostras com a mesma fonte e a mesma resina, onde se pode encontrar uma diminuição da ultramicrodureza com a espessura de 3mm, quando comparada com a superfície irradiada, concordando com os estudos de Peris et al. (2005), Rode et al. (2007), Firrozmand et al. (2009), Rode et al. (2009), Juchem et al. (2011). A preocupação em manter uma espessura de incremento máximo de resina de até 2mm permanece até hoje, embora os equipamentos de fotoativação e os materiais restauradores tenham evoluído bastante.

Observa-se nos gráficos que quanto maior a inclinação da curva de força e deslocamento para a direita, menor será a sua ultramicrodureza, em função de que para a direita encontram-se os maiores valores de deslocamento do endentador em

profundidade no material testado, como descrito por Willems et al. (1993) e Lucca; et al. (2010), estando de acordo com os resultados deste trabalho.

A análise dos dados obtidos neste trabalho quanto à microdureza mostra que com 1mm de espessura não houve diferença estatística em relação à superfície irradiada, entre as unidades de fotoativação Elipar Freelight2, Bluephase30s e Bluephase15s, para a resina A2, porém para a resina Bleach-M observa-se diferença estatística (a fonte Elipar Freelight 2 promoveu maiores valores que a Bluephase30s e esta maiores valores que a Bluephase15s) mesmo com 1mm de espessura, com relação às fontes. Isso provavelmente está relacionado à composição do material, ou seja, presença de uma maior quantidade do fotoiniciador Lucerin, que apresentou uma dificuldade maior de polimerização, em uma espessura que normalmente esperam-se resultados semelhantes à superfície irradiada. Esta dificuldade de polimerização pode estar relacionada com o grau de conversão monomérica mais baixo do Lucerin (Leprince et al., 2011).

Para a nanodureza observou-se não haver diferença estatística entre as espessuras de 0, 1, 2 e 3mm nas fontes Elipar Freelight2 e Bluephase30s, tanto para a resina A2 quanto para a resina Bleach-M. Esta diferença foi observada com o uso da fonte Bluephase15s entre as espessuras de 1mm e as de 2 e 3mm, sendo o pior resultado obtido com a espessura de 3mm, na resina Bleach-M. Nesta situação observou-se uma ultramicrodureza baixa, compatível com uma polimerização insuficiente, o que foi de acordo com o estudo de Juchem et al. (2011) que concluíram que aumentando a espessura da resina a dureza diminui. A confecção de mais um grupo para comparação do tempo de fotoativação, utilizando um tempo maior (30segundos), foi realizado, pois a fonte Bluephase15segundos promoveu os piores resultados neste trabalho. No novo grupo, com a fonte Bluephase 30segundos, os resultados da ultramicrodureza foram maiores, o que indicou haver a necessidade de aumentar o tempo de exposição recomendado pelo fabricante, que sugeria 10segundos para o modo *High*.

Para os testes de ultramicrodureza as amostras preparadas necessitam ser planas, polidas e posicionadas perpendicularmente à direção da força do teste, para assim evitar alterações na leitura (Lucca et al., 2010). Para se conseguir este efeito realizou-se o polimento sequencial das amostras com lixas de granulação

decrecente 400, 600, 1200, 2400, 4000, feltro + pasta de polimento, como recomendado por Firoozmand et al. (2009), Juchem et al. (2011) e El-Safty et al. (2012). Para a padronização das amostras no sentido da pressão exercida sobre a resina composta antes da fotoativação foi utilizado um equipamento que exercia um peso padrão sobre a lamínula de vidro e esta sobre a resina composta, como utilizado também por Peris et al. 2005. Esta padronização evitou a pressão com o dedo do operador, pois se entende que a força aplicada desta forma é inconstante e subjetiva.

A força máxima utilizada nos testes de ultramicroendentação deste trabalho foi de 10mN. A aplicação de forças de menor grandeza como 1mN foram testadas no estudo piloto, como utilizado por Bengtson (2010), porém resultou em respostas não homogêneas, o que comprometeria a análise estatística dos resultados. Esta resposta provavelmente deve-se ao fato de a resina composta ser um substrato heterogêneo, composto por materiais quimicamente diferentes (Hubbezoglu et al., 2007). Como o tamanho da marca deixada pelo endentador é de aproximadamente 100nm de raio (El-Safty et al. 2012), e as resinas utilizadas neste trabalho, apresentam nanopartículas de 2 a 20nm, então seria possível com o aumento da força aplicada que os resultados se tornassem mais uniformes, provavelmente devido a um aumento na profundidade de penetração do endentador. Isso tornou possível atingir os vários componentes do material, fornecendo um resultado mais homogêneo. A força de 10mN foi utilizada também no trabalho de El-Safty et al. (2012) e de Willems et al. (1993), porém no trabalho de Juchem et al. (2011) foi utilizada a força de 250mN pelo tempo de 20 segundos.

O tempo de espera utilizado neste trabalho foi de zero, ou seja, não houve tempo de espera após o carregamento do endentador na superfície do material. Este foi imediatamente removido após a endentaço, para prevenir a ocorrncia de deformaes dependentes do tempo, como o *creep*. Assim sendo, todas as deformaes que ocorreram durante o descarregamento foram elsticas. Quanto mais rpido for o descarregamento menor ser a recuperao elstica, portanto a inclinao da curva na regio do descarregamento ser maior, quando comparada com a inclinao da curva com o descarregamento mais lento, ou seja, tempo de espera maior. Uma inclinao maior da curva na regio do descarregamento resulta em um mdulo de elasticidade menor (El-Safty et al., 2012). Neste estudo a

condição referida acima pode ser visualizada através dos gráficos ilustrados neste capítulo, onde se obteve uma alta curvatura no descarregamento e um módulo de elasticidade baixo, comparado com o do estudo de El-Safty et al. (2012) que registrou valores de módulo de elasticidade entre 14 e 24GPa. Este autor usou o tempo de espera de 0.5mN/s, o que mudou drasticamente o perfil do gráfico, deixando-o com ponta reta, e não afinada como neste trabalho.

Neste trabalho a fonte Bluephase 15segundos apresentou maior valor de módulo de elasticidade que a fonte Elipar Freelight2 e Bluephase30segundos. Para o fator espessura o módulo de elasticidade foi maior a 3mm, e para o fator resina a cor Bleach-M obteve valores maiores de módulo de elasticidade. Estes valores variaram entre 1,29 e 6,76GPa, o que foi baixo em relação aos valores de módulo de elasticidade de resinas no estudo de El-Safty et al. (2012) e dos valores de módulo de elasticidade da dentina, no estudo de Bengtson (2010), que ficaram em 20,51GPa. A resposta para esta diferença pode ser justificada basicamente pela falta de homogeneidade de distribuição da irradiância da unidade fotoativadora Bluephase, por apresentar um LED_{azul/violeta} que possui o objetivo de fotoativar os fotoiniciadores que absorvem energia a um comprimento de onda mais baixo que a canforoquinona, mas que não apresenta uma uniformidade de distribuição da luz, o que acarreta na redução da rigidez das resinas, concordando com Feng e Suh (2006). Além disso, o tempo de espera de 0segundo após o carregamento no teste de ultramicr dureza e módulo de elasticidade pode ter originado valores mais baixos de módulo, pois segundo Oyen e Ko (2008) quanto maior o contato maior o módulo, e neste caso o contato do endentador foi bem rápido na superfície das amostras. Bengtson (2010) deixou um contato de 0,01mseg e obteve módulo de elasticidade maior do que o deste trabalho.

A pesquisa sobre fotoativação está direcionada para o entendimento da importância da coincidência entre emissão e absorção de luz. Com a mudança na composição de materiais restauradores estéticos houve a necessidade de uma alteração nos equipamentos de fotoativação também, para alcançar-se a coincidência almejada, porém com os resultados obtidos nesta pesquisa, a fonte ativadora que se propõe a este fim não foi eficiente como se esperava, provavelmente por apresentar apenas um LED com comprimento de onda compatível com os fotoiniciadores alternativos como o Lucerin.

Sugere-se então continuar os estudos nesta linha de pesquisa, porém testando outros equipamentos com maior homogeneidade de distribuição de luz, o que poderia ser mais eficaz para os materiais restauradores de coloração mais clara, contendo fotoiniciadores que absorvem energia a um comprimento de onda abaixo daquele utilizado pela canforoquinona, que é o fotoiniciador mais comumente utilizado.

7 CONCLUSÕES

Com base na metodologia empregada e nos resultados obtidos pode-se concluir que:

- O LED_{azul} foi efetivo na polimerização da resina A2 e BM até 2mm de profundidade;
- Com a fonte de LED_{azul/violeta} a polimerização da resina para dentes clareados foi menos efetiva que com a fonte LED_{azul};
- Existe uma correlação direta entre microdureza e ultramicrodureza;

REFERÊNCIAS¹

Alvim HH, Alecio AC, Vasconcellos WA, Furlan M, de Oliveira JE, Saad JR. Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. *Dent Mater*. 2007 Oct;23(10):1245-9. Epub 2007 Jan 3.

Antonson SA, Antonson DE, Hardigan PC. (2008). Should my new curing light be an LED?. *Oper Dent*. 2008 Jul-Aug;33(4):400-7. doi: 10.2341/07-103.

Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. 11a ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005. p. 75-92.

Arikawa H, Takahashi H, Kanie T, Ban S. Effect of various visible light photoinitiators on the polymerization and color of light-activated resins. *Dent Mater J*. 2009 Jul;28(4):454-60.

Arikawa H, Takahashi H, Minesaki Y, Muraguchi K, Matsuyama T, Kanie T, Ban S. A method for improving the light intensity distribution in dental light-curing units. *Dent Mater J*. 2011;30(2):151-7. Epub 2011 Mar 4.

Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of pulse-delay curing on softening of polymer structures. *J Dent Res*. 2001 Jun;80(6):1570-3.

Bayne SC. Dental biomaterials: where are we and where are we going?. *J Dent Educ*. 2005 May;69(5):571-85. Review.

Bengtson CRG. *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; 2010.

Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent*. 2000;12(6):328-39.

Buonocore MG, Davila J. Restoration of fractured anterior teeth with ultraviolet-light-polymerized bonding materials: a new technique. *J Am Dent Assoc*. 1973 Jun;86(6):1349-54.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Chen YC, Ferracane JL, Pahl SA. Quantum yield of conversion of the photoinitiator camphorquinone. *Dent Mater*. 2007 Jun;23(6):655-64. Epub 2006 Jul 21.

Cheng Y-T, Cheng C-M. Scaling, dimensional analysis and indentation measurements. *Mater Scienc Eng Res*. 2004 Aug;44(4-5):91-149.

Cook WD. Spectral distributions of dental photopolymerization sources. *J Dent Res*. 1982 Dec;61(12):1436-8.

Corrêa IC. Análise do grau de conversão de uma resina experimental fotopolimerizável : um estudo espectrométrico em função de diferentes fotoiniciadores e fontes de luz [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2003.

Craig RG. Chemistry, composition, and properties of composite resins. *Dent Clin North Am*. 1981 Apr;25(2):219-39.

Craig RG, Powers JM. Materiais dentários restauradores. 11a ed. São Paulo: Ed. Santos; 2004. p. 77-107.

de Moraes RR, Gonçalves Lde S, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent*. 2009 Sep-Oct;34(5):551-7.

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

Dunn WJ, Bush A.C. A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc*. 2002 Mar;133(3):335-41.

El-Safty S, Akhtar R, Silikas N, Watts DC. Nanomechanical properties of dental resin-composites. *Dent Mater*. 2012 Dec;28(12):1292-300.

Emami N, Soderholm KJ. Influence of light-curing procedures and photo-initiator/co-initiator composition on the degree of conversion of light-curing resins. *J Mater Sci Mater Med*. 2005 Jan;16(1):47-52.

Feng L, Suh BI. A mechanism on why slower polymerization of a dental composite produces lower contraction stress. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006 Jul;78(1):63-9.

Ferracane JL, Greener EH. Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins--methods comparison. *J Dent Res*. 1984 Aug;63(8):1093-5.

Firoozmand LM, Balducci I, Araújo MAM. Influência da fotopolimerização e da cor da resina composta na microdureza. *Pesq Bras Odontopediatria Clin Integr*. 2009 jan.-abr.9(1):37-42.

Friedman J, inventor; Demetron Research Corp., Kerr Corporation, Credit Suisse First Boston, ABN Amro Bank Nv, assignee. Dental fiber optic light bundle with uniform taper. Dansbury United States patent US5371826 A. 1994 Dec 6.

Gehlen MH, Buchviser SF, Rodrigues MR, Neumann MG. Fotoiniciação de poliimerização vinílica. *Química nova*. 1998;21(6):794-801.

Gritsch K, Souvannasot S, Schembri C, Farge P, Grosogeat B. Influence of light energy and power density on the microhardness of two nanohybrid composites. *Eur J Oral Sci*. 2008 Feb;116(1):77-82.

Hubbezoğlu I, Bolayir G, Doğan OM, Doğan A, Ozer A, Bek B. Microhardness evaluation of resin composites polymerized by three different light sources. *Dent Mater J*. 2007 Nov;26(6):845-53.

Ilie N, Hickel R. Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives?. *Dent Mater J*. 2008 Mar; 27(2):221-8.

Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci*. 2004 Jun;112(3):280-5.

Jeong TS, Kang HS, Kim SK, Kim S, Kim HI, Kwon YH. The effect of resin shades on microhardness, polymerization shrinkage, and color change of dental composite resins. *Dent Mater J*. 2009;28(4):38-45.

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

Juchem CO, Leitune VCB, Collares FM, Samuel SMW. Effect of light sources on nanohardness, elastic modulus and water sorption of a composite resin. *Polimeros*. 2011;21(2):103-6. Epub 2011 May 13.

Kim JW, Jang KT, Lee SH, Kim CC, Hahn SH, García-Godoy F. Effect of curing method and curing time on the microhardness and wear of pit and fissure sealants. *Dent Mater*. 2002 Mar;18(2):120-7.

Knobloch L, Kerby RE, Clelland N, Lee J. Hardness and degree of conversion of posterior packable composites. *Oper Dent*. 2004 Nov-Dec;29(6):642-9.

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.

Leloup G, Holvoet PE, Bebelman S, Devaux J. Raman scattering determination of the depth of cure of light-activated composites: influence of different clinically relevant parameters. *J Oral Rehabil*. 2002 Jun;29(6):510-5.

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. Epub 2010 Nov 9.

Lewis G, Nyman JS. The use of nanoindentation for characterizing the properties of mineralized hard tissues: state-of-the art review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2008 Oct;87(1):286-301.

Lizymol PP, Krishnan VK. (2008). A comparison of efficiency of two photoinitiators for polymerization of light-cure dental composite resins. *J Polyme Sci*. 2008 Mar;107(5):3337-42.

Lucca DA, Herrmann K, Klopstein MJ. Nanoindentation: measuring methods and application. *CIRP Annals*. 2010;59(2):803-19.

Machado C, Lacefield W, Catledge A. Human enamel nanohardness, elastic modulus and surface integrity after beverage contact. *Braz Dent J*. 2008;19(1):68-72.

Main C, Cummings A, Moseley H, Stephen KW, Gillespie FC. An assessment of new dental ultraviolet sources and u.v.-polymerized fissure sealants. *J Oral Rehabil*. 1983 May; 10(3):215-27.

Martuci RR. Avaliação de cerâmicas odontológicas quanto à resistência de união com a dentina, por ensaio de tração, microdureza Knoop e Vickers, rugosidade superficial e microscopia de força atômica [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2006.

Musanje L, Ferracane JL, et al. Determination of the optimal photoinitiator concentration in dental composites based on essential material properties. *Dent Mater*. 2009 aug;25(8):994-1000. Epub 2009 Mar 27.

Nagel R, Inventor; Bisco Inc., Bisco Inc., An Illinois Corporation, assignee. Snap-on light shield for a dental composite light curing gun. United States patent US6155823 A. 2000 Dec 5.

Neumann MG, Miranda WG Jr, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent*. 2005 Jul;33(6):525-32. Epub 2005 Mar 19.

Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper Dent*. 2004 May-Jun;29(3):287-94.

Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater J*. 1984 Dec;13(2):198-205.

Ogunyinka A, Palin WM, Shortall AC, Marquis PM. Photoinitiation chemistry affects light transmission and degree of conversion of curing experimental dental resin composites. *Dent Mater*. 2007 Jul;23(7):807-13. Epub 2006 Aug 17.

Oyen ML, Ko C-C. Indentation variability of natural nanocomposite materials. *J Mater Res*. 2008;23(3):760-7.

Peris AR, Mitsui FH, Amaral CM, Ambrosano GM, Pimenta LA. The effect of composite type on microhardness when using quartz-tungsten-halogen (QTH) or LED lights. *Oper Dent*. 2005 Sept-Oct;30(5):649-54.

Pilo R, Cardash HS. Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater*. 1992 Sept;8(5):299-304.

Porto IC, Soares LE, Martin AA, Cavalli V, Liporoni PC. Influence of the photoinitiator system and light photoactivation units on the degree of conversion of dental composites. *Braz Oral Res.* 2010 Oct-Dec;24(4):475-81.

Price RB, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials.* 2005 May;26(15):2631-41.

Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *J Esthet Restor Dent.* 2010 Dec;22(6):363-77.

Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci.* 2004 Feb;112(1): 89-94.

Rode KM, de Freitas PM, Lloret PR, Powell LG, Turbino ML. Micro-hardness evaluation of a micro-hybrid composite resin light cured with halogen light, light-emitting diode and argon ion laser. *Lasers Med Sci.* 2009 Jan;24(1):87-92.

Rode KM, Kawano Y, Turbino ML. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent.* 2007Nov-Dec;32(6):571-8.

Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):39-52. Epub 2010 Nov 30.

Rueggeberg FA, Blalock JS, Callan RS. LED curing lights--what's new?. *Compend Contin Educ Dent.* 2005 Aug;26(8):586, 588, 590-1.

Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994 Jan-Feb;19(1):26-32.

Schuh CA. Nanoindentation studies of materials." *J Mater Res.* 2006;9(5):32-40.

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

Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent.* 2000;12(6):300-8.

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

Watts DC. Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. *Dent Mater*. 2005 Jan;21(1):27-35.

Watts DC, Amer O, Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J*. 1984 Mar 24;156(6):209-15.

Wiggins KM, Hartung M, Althoff O, Wastian C, Mitra SB. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. *J Am Dent Assoc*. 2004 Oct;135(10):1471-9.

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.

Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil*. 2002 Dec;29(12):1165-73.

Yoshida K, Greener EH. Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cures resin. *J Dent*. 1994 Oct;22(5):296-9.

APÊNDICE A – Testes de homogeneidade e normalidade

Microdureza

Teste de aderência à curva normal: Valores originais

A. Frequências por intervalos de classe:

Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal	0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental:	0.83	6,67	16,67	45,83	22,50	6.67	0.00

B. Cálculo do Qui quadrado:

Interpretação :

Graus de liberdade : 4

A distribuição amostral testada

Valor do Qui quadrado : 3,94

é normal

Probabilidade de Ho : 41,36 %

Teste de homogeneidade de COCHRAN:

Valor crítico: 0,1970

Número de variâncias testadas: 24

Número de graus de liberdade : 4

Variância maior : 165.9720

Soma das variâncias : 717,6080

Valor calculado pelo teste : 0,2313

Ultra-microdureza

Teste de aderência à curva normal: Valores originais

A. Frequências por intervalos de classe:

Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal:	0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental:	1.67	4.17	19,17	47,50	23.33	3.33	0.83

B. Cálculo do Qui quadrado:

Interpretação

Graus de liberdade: 4

A distribuição amostral testada

Valor do Qui quadrado: 3,60

é normal

Probabilidade de Ho: 46,2500 %

Teste de homogeneidade de COCHRAN:	
valor crítico:0,1970	
Número de variâncias testadas:	24
Número de graus de liberdade :	4
Variância maior :	549.9346
Soma das variâncias :	1823,8191
Valor calculado pelo teste :	0.3015

Módulo de Elasticidade

Teste de aderência à curva normal: Valores originais

A. Frequências por intervalos de classe:

Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal:	0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental :	1.67	4.17	5.83	78.33	4.17	0.83	5.00

B. Cálculo do Qui quadrado:

Graus de liberdade : 4

Valor do Qui quadrado : 71.72

Probabilidade de Ho : 0.0000

Interpretação

A distribuição amostral testada

não é normal

Teste de homogeneidade de COCHRAN:	
Número de variâncias testadas:	24
Número de graus de liberdade :	4
Variância maior :	5.1208
Soma das variâncias :	13.7822
Valor calculado pelo teste :	0.3716

Tabulação dos dados originais das leituras de Microdureza, Ultramicrodureza e Módulo de Elasticidade:

MICRODUREZA KNOOP (25g/40s):

BLUEPHASE (1200mw/cm²), A2, 15 SEGUNDOS DE ATIVAÇÃO

Bluephase15s A2

1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
Cp1	61	56	56	53	56	56,4	2,880972
Cp2	59	60	61	58	58	59,2	1,30384
Cp3	57	62	59	60	61	59,8	1,923538
Cp4	58	59	63	58	66	60,8	3,563706
Cp5	65	65	62	60	61	62,6	2,302173

Bluphase A2, 2mm

Cp1	58	54	50	62	69	58,6	7,334848
Cp2	64	48	54	46	51	52,6	7,056912
Cp3	61	59	66	56	54	59,2	4,658326
Cp4	44	45	56	54	59	51,6	6,730527
Cp5	58	52	53	50	56	53,8	3,193744

Bluephase A2 3mm

Cp1	48	53	45	50	53	49,8	3,420526
Cp2	38	48	48	46	50	46	4,690416
Cp3	48	49	52	49	50	49,6	1,516575
Cp4	46	52	49	46	53	49,2	3,271085
Cp5	52	48	64	52	51	53,4	6,14817

Bluephase A2 SIRR

Cp1	56	54	56	66	54	55,92	5,01996
Cp2	52	64	63	56	59	58,8	4,969909
Cp3	58	53	56	59	55	56,2	2,387467
Cp4	53	59	60	55	54	56,2	3,114482
Cp5	50	50	60	51	45	51,2	5,449771

MICRODUREZA KNOOP:
BLUEPHASE, A2, 30 SEGUNDOS DE ATIVAÇÃO

BP A2 1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
Cp1	64	64	47	62	51	57,6	8,018728
Cp2	55	53	59	52	53	54,4	2,792848
Cp3	69	65	65	69	65	66,6	2,19089
Cp4	66	57	57	62	55	59,4	4,505552
Cp5	52	50	54	51	52	51,8	1,48324
BP A2, 2mm							
Cp1	50	63	60	53	54	56	5,338539
Cp2	60	64	62	60	59	61	2
Cp3	64	63	64	56	59	61,2	3,563706
Cp4	60	61	62	63	60	61,2	1,30384
Cp5	58	59	58	52	55	56,4	2,880972
BP A2 3mm							
Cp1	51	54	59	55	57	55,2	3,03315
Cp2	62	56	58	62	55	58,6	3,286335
Cp3	56	54	53	52	54	53,8	1,48324
Cp4	27	25	26	24	26	26,5	1,140175
Cp5	43	53	51	59	49	51	5,830952
BP A2 SIRR							
Cp1	51	57	60	60	60	57,6	3,498571
Cp2	67	58	59	55	58	59,4	4,505552
Cp3	75	59	58	59	58	61,8	7,395945
Cp4	66	57	62	56	59	60	4,062019
Cp5	59	56	55	57	56	56,6	1,516575

MICRODUREZA KNOOP:

Bluephase, Bleach-M, 15 segundos de ativação

Bluephase BM		1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
1mm								
Cp1		42	41	51	40	49	44,6	5,029911
Cp2		46	42	42	45	41	43,2	2,167948
Cp3		37	37	34	32	34	34,8	2,167948
Cp4		38	44	49	48	48	45,4	4,560702
Cp5		51	54	53	52	53	52,6	1,140175
Bluephase BM								
2mm								
Cp1		19	21	21	25	19	21	2,44949
Cp2		18	19	18	19	20	18,8	0,83666
Cp3		25	26	31	30	28	28	2,54951
Cp4		30	29	29	31	39	31,6	4,219005
Cp5		34	34	35	35	37	35	1,224745
Bluephase BM								
3mm								
Cp1		29	32	28	24	36	29,8	4,494441
Cp2		18	18	17	18	17	17,6	0,547723
Cp3		24	26	22	23	23	23,6	1,516575
Cp4		30	23	27	23	26	25,8	2,949576
Cp5		29	30	30	27	32	29,6	1,81659
Bluephase BM								
SIRR								
Cp1		54	58	64	64	55	59	4,795832
Cp2		51	55	58	53	59	55,2	3,34664
Cp3		51	54	55	59	51	54	3,316625
Cp4		45	48	45	53	45	47,2	3,49285
Cp5		52	42	48	50	48	48	3,741657

MICRODUREZA KNOOP:
BLUEPHASE, BLEACH-M, 30 SEGUNDOS

BP BM							
1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
Cp1	52	49	50	51	53	51	1,581139
Cp2	54	52	50	56	57	53,8	2,863564
Cp3	49	49	50	50	48	49,2	0,83666
Cp4	47	46	42	40	41	43,2	3,114482
Cp5	46	52	46	47	45	47,2	2,774887
BP BM, 2mm							
Cp1	41	48	48	47	42	45,2	3,420526
Cp2	38	34	37	35	40	36,8	2,387467
Cp3	43	46	39	46	49	44,6	3,781534
Cp4	50	45	46	45	51	47,4	2,880972
Cp5	43	46	42	43	47	44,2	2,167948
BP BM							
3mm							
Cp1	55	48	53	49	58	49	4,159327
Cp2	59	53	64	59	56	43,4	4,086563
Cp3	63	64	68	65	64	38,8	1,923538
Cp4	53	56	58	57	56	28,0	1,870829
Cp5	53	57	57	51	55	37,8	2,607681
BP BM							
SIRR							
Cp1	53	47	57	55	58	54	4,358899
Cp2	63	66	68	67	65	65,8	1,923538
Cp3	65	66	67	56	60	62,8	4,658326
Cp4	55	60	66	61	58	60	4,062019
Cp5	67	67	71	57	62	64,8	5,403702

MICRODUREZA KNOOP:

FREELIGHT (700mw/cm²), A2, 25 segundos de ativação

FL,A2,							
1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
Cp1	75	70	63	76	65	69,8	5,80517
Cp2	73	71.2	75	67	67	70	4,242641
Cp3	74	66	70	69	62	68	8,485281
Cp4	82	70	67	79	64	73	12,72792
Cp5	66	78	66	69	67	66,5	0,707107
2mm							
Cp1	65	80	72	72	77	73,2	5,718391
Cp2	81	70	72	70	64	72,5	12,02082
Cp3	81	78	82	69	68	74,5	9,192388
Cp4	69	78	80	72	74	71,5	3,535534
Cp5	69	66	67	76	74	71,5	3,535534
3mm							
Cp1	79	62	71	71	74	71,4	6,188699
Cp2	71	71	67	73	67	69	2,828427
Cp3	62	73	59	61	58	60	2,828427
Cp4	62	62	71	62	63	62,5	0,707107
Cp5	55	55	55	61	56	55,5	0,707107
SIRR							
Cp1	81	86	82	81	79	80	2,588436
Cp2	72	80	76	83	80	76	5,656854
Cp3	79	84	81	79	84	81,5	3,535534
Cp4	77	78	74	75	72	74,5	3,535534
Cp5	74	75	70	79	72	73	1,414214

MICRODUREZA KNOOP:
FREELIGHT, BLEACH-M, 25 SEGUNDOS

1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
Cp1	68	70	60	70	68	67,2	4,147288
Cp2	73	77	69	71	70	71,5	2,12132
Cp3	68	71	66	71	60	64	5,656854
Cp4	70	60	67	66	68	69	1,414214
Cp5	58	58	67	72	58	58	0,00000
2mm							
Cp1	73	68	66	64	65	67,2	3,563706
Cp2	62	67	66	68	63	62,5	0,707107
Cp3	61	63	62	62	69	65	5,656854
Cp4	65	63	66	67	66	65,5	0,707107
Cp5	60	68	68	62	63	61,5	2,12132
3mm							
Cp1	42	49	52	44	47	46,8	3,535534
Cp2	47	58	59	48	55	51	5,656854
Cp3	35	40	32	34	33	34	1,414214
Cp4	47	54	56	50	48	47,5	0,707107
Cp5	55	56	57	48	57	56	1,414214
SIRR							
Cp1	41	43	46	50	50	53,2	4,062019
Cp2	48	53	49	49	51	54,6	2,12132
Cp3	50	44	49	47	45	57	3,535534
Cp4	48	49	50	44	46	55,2	1,414214
Cp5	40	38	42	42	41	55,2	0,707107

ULTRAMICRODUREZA (10mN ou 0,001g/ 0s):

(0,1mN=0,0000981g)

BLUEPHASE, A2, 15 SEGUNDOS DE ATIVAÇÃO

Bluephase

A2 1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	MÉDIA	DP
Cp1	44,906	61,488	57,863	66,159	64,146	58,912	8,423449
Cp2	56,838	67,559	61,141	58,786	62,947	61,454	4,123825
Cp3	55,987	56,602	61,557	64,727	70,253	61,825	5,934783
Cp4	58,310	52,492	59,954	64,142	61,966	59,373	4,423876
Cp5	60,986	66,249	44,031	69,676	64,492	61,087	10,03654

Bluephase A2 2mm

Cp1	44,478	49,240	43,423	46,921	50,973	47,007	3,160844
Cp2	41,065	46,216	62,870	66,581	54,893	54,325	10,78347
Cp3	48,123	45,920	58,160	50,049	48,668	50,184	4,700066
Cp4	47,600	62,098	52,052	52,850	45,621	52,044	6,378414
Cp5	60,869	51,756	43,381	41,970	44,123	48,420	7,930396

Bluephase A2 3mm

Cp1	41,515	50,586	52,199	57,022	57,963	51,857	6,569814
Cp2	42,059	44,627	48,098	45,717	48,202	45,741	2,569565
Cp3	49,682	70,410	60,381	67,741	55,633	60,769	8,529482
Cp4	52,221	48,542	51,779	55,314	66,376	54,846	6,877453
Cp5	38,901	61,998	53,400	62,834	57,342	54,895	9,714824

Bluephase A2 SIRRA

Cp1	41,657	53,810	50,830	64,063	64,810	55,034	9,685155
Cp2	61,967	50,326	59,862	56,563	58,383	57,420	4,433543
Cp3	79,556	65,316	71,158	51,517	61,505	65,810	10,49548
Cp4	65,448	68,065	54,755	66,553	57,012	62,367	6,043611
Cp5	47,185	49,181	53,138	53,800	54,339	51,529	3,1633

ULTRAMICRODUREZA
BLUEPHASE, A2, 30 SEGUNDOS DE ATIVAÇÃO

BP	A2							
1mm		1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	MÉDIA	DP
	Cp1	74,43	67,72	58,41	70,30	67,17	67,61	5,886861
	Cp2	50,45	71,12	57,39	55,17	56,77	58,18	4,473157
	Cp3	71,97	66,75	72,78	64,19	79,86	71,11	6,06337
	Cp4	72,14	56,32	67,89	64,55	57,81	63,74	10,13425
	Cp5	56,98	71,33	58,60	57,58	47,57	58,41	6,655996
Bluephase A2 2mm								
	Cp1	65,36	56,08	67,39	65,22	47,91	60,39	8,23704
	Cp2	56,22	66,88	73,35	73,95	78,22	69,72	15,55918
	Cp3	54,66	67,52	70,08	66,30	56,02	62,92	0,960958
	Cp4	55,88	51,40	53,66	51,34	71,69	56,79	11,18077
	Cp5	61,81	56,22	54,99	68,92	46,89	57,77	10,55569
Bluephase A2 3mm								
	Cp1	52,79	50,14	75,11	57,66	68,69	60,88	10,66281
	Cp2	42,75	51,59	65,26	52,12	56,06	53,56	9,411591
	Cp3	46,27	61,46	51,46	60,62	57,76	55,51	8,121121
	Cp4	38,96	35,43	49,21	44,48	53,55	44,32	10,31315
	Cp5	51,04	53,64	53,86	63,87	56,96	55,87	4,181122
Bluephase A2 SIRRA								
	Cp1	67,79	76,40	76,86	67,03	63,70	70,35	2,887117
	Cp2	70,48	73,07	86,71	83,85	57,12	74,25	9,452603
	Cp3	55,86	67,79	80,31	65,20	73,09	68,45	12,18557
	Cp4	49,94	54,37	61,51	57,05	71,99	58,97	15,59453
	Cp5	44,14	66,92	52,63	54,55	53,90	54,43	6,900655

ULTRAMICRODUREZA
BLUEPHASE, BLEACH-M, 15 SEGUNDOS

BP BM 1mm		1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	MÉDIA	DP
Cp1		31,15	47,22	39,09	40,60	32,35	38,08	6,553617
Cp2		51,87	48,49	41,13	41,38	43,26	47,57	6,089604
Cp3		39,14	40,71	39,13	33,38	36,37	37,75	1,955857
Cp4		64,18	47,07	69,67	57,71	50,06	57,12	9,978691
Cp5		59,82	64,83	61,26	75,78	63,72	61,77	2,757009
Bluephase 2mm	A2							
Cp1		26,52	44,85	34,50	28,55	32,12	33,31	3,960505
Cp2		21,21	31,11	30,55	25,44	31,78	26,50	7,478361
Cp3		31,32	66,03	34,82	29,19	30,61	30,96	0,497803
Cp4		41,54	29,65	27,78	31,60	37,72	39,63	2,696905
Cp5		36,94	35,97	44,20	36,36	39,44	38,19	1,767767
Bluephase 3mm	A2							
Cp1		22,22	22,46	34,76	17,62	22,62	22,42	6,402588
Cp2		20,01	37,70	53,25	17,44	16,40	18,20	2,555484
Cp3		21,61	21,34	26,90	22,91	17,86	19,73	2,648822
Cp4		17,89	28,90	25,92	27,33	21,40	19,64	2,484066
Cp5		24,00	21,34	23,14	26,78	18,19	21,09	4,111826
Bluephase SIRRA	A2							
Cp1		54,15	65,31	48,59	47,09	65,57	56,14	8,888371
Cp2		60,86	63,34	59,79	106,11	147,41	104,13	61,2008
Cp3		48,13	45,62	37,39	32,59	43,03	45,58	3,610487
Cp4		56,85	74,77	63,59	67,17	88,16	72,51	22,13527
Cp5		48,81	58,78	43,55	55,75	55,67	52,24	4,850753

ULTRAMICRODUREZA
BLUEPHASE, BLEACH-M, 30 SEGUNDOS

BP BM 1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	MÉDIA	DP
Cp1	63,39	53,63	52,01	83,90	59,08	62,40	3,046216
Cp2	50,13	59,86	49,77	45,88	44,61	50,05	3,903229
Cp3	60,38	45,90	64,99	59,23	53,93	56,88	4,558717
Cp4	33,93	50,14	31,52	34,85	40,91	38,27	4,931363
Cp5	55,25	50,68	54,99	55,50	58,28	54,94	2,140412
BM							
Bluephase 2mm	2mm						
Cp1	45,24	43,98	45,07	36,95	41,25	42,50	2,820649
Cp2	44,04	49,51	40,52	36,41	38,26	41,75	4,084956
Cp3	45,06	56,32	51,87	50,59	58,89	52,54	9,77858
Cp4	48,12	58,82	50,86	52,30	66,94	55,41	13,30351
Cp5	49,83	56,66	53,71	51,08	59,79	54,21	7,045612
BM							
Bluephase 3mm	3mm						
Cp1	43,06	69,16	47,35	62,90	68,37	60,22	12,16999
Cp2	63,46	74,79	61,96	71,06	87,30	66,87	16,85248
Cp3	52,13	62,57	54,73	104,59	77,06	73,48	17,62605
Cp4	41,43	60,34	52,67	57,14	65,93	68,89	17,32624
Cp5	69,12	83,81	76,06	45,25	70,60	71,87	1,050761
Bluephase							
SIRRA	BM SIRR						
Cp1	53,21	66,73	76,28	68,21	63,70	65,63	8,355407
Cp2	56,59	49,70	86,49	77,99	91,28	72,41	24,53095
Cp3	39,23	89,62	68,27	87,79	65,58	70,10	18,63439
Cp4	67,58	60,00	69,23	66,03	68,08	66,19	0,35426
Cp5	72,50	70,94	66,54	66,94	48,94	65,17	16,65661

ULTRAMICRODUREZA

FREELIGHT (700mw/cm²), A2, 25 segundos de ativação

1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
Cp1	66,646	76,48	74,801	64,34	64,529	69,3592	1,496945
Cp2	51,291	53,505	71,933	79,455	87,252	68,6872	25,42827
Cp3	83,718	71,978	80,534	77,241	78,344	81,031	3,799992
Cp4	69,494	66,316	71,000	76,390	73,404	71,449	2,764788
Cp5	55,345	52,284	68,975	52,414	53,505	54,425	1,301076
2mm							
Cp1	63,136	80,219	94,896	62,01	72,319	74,516	6,493362
Cp2	69,98	84,647	75,766	70,541	53,01	61,495	11,9996
Cp3	75,062	82,366	93,318	75,942	75,986	75,524	0,653367
Cp4	72,66	60,283	74,023	52,382	69,42	71,04	2,291026
Cp5	64,761	71,578	80,522	73,772	79,737	72,249	10,58963
3mm							
Cp1	58,689	82,627	63,713	58,596	49,853	62,6956	12,20745
Cp2	104,763	82,02	72,594	77,003	61,617	83,19	30,50883
Cp3	53,881	65,858	62,203	77,547	76,235	65,058	15,80666
Cp4	61,183	71,6	73,991	72,749	69,776	65,4795	6,076169
Cp5	88,761	63,508	77,554	58,883	87,966	70,229	0,56215
SIRR							
Cp1	76,675	70,803	63,129	80,013	84,394	75,0028	5,458157
Cp2	79,879	90,217	122,676	93,14	65,538	72,7085	10,14062
Cp3	84,232	61,825	98,256	88,184	100,352	92,292	11,39856
Cp4	58,608	69,583	79,613	100,25	74,736	66,672	11,40422
Cp5	98,541	61,106	63,968	82,812	93,739	96,14	3,395527

ULTRAMICRODUREZA
FREELIGHT, BLEACH-M, 25segundos

1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
Cp1	47,078	50,608	96,294	94,075	82,107	74,0324	23,6523
Cp2	69,974	90,621	69,846	75,537	69,05	69,512	0,653367
Cp3	70,666	68,51	73,576	80,539	53,244	61,955	12,31921
Cp4	51,423	70,999	67,878	47,778	80,477	65,950	20,54428
Cp5	62,289	74,405	65,02	60,871	63,439	62,864	0,813173
2mm							
Cp1	74,702	52,572	66,291	61,007	57,09	62,3324	8,561285
Cp2	62,87	57,381	78,383	76,738	66,734	64,802	2,732261
Cp3	70,883	68,555	69,041	74,516	67,097	68,99	2,677106
Cp4	48,613	83,156	74,376	104,059	63,131	55,872	10,26578
Cp5	62,837	67,79	67,36	81,286	64,911	63,874	1,466539
3mm							
Cp1	70,706	64,382	67,511	64,944	56,175	64,7436	5,403715
Cp2	59,255	51,831	53,464	105,884	62,766	61,0105	2,482652
Cp3	31,476	27,712	28,755	21,735	27,29	29,383	2,959949
Cp4	57,906	45,805	48,095	41,83	58,592	58,249	0,485075
Cp5	61,925	47,508	84,761	60,192	59,292	60,609	1,861812
SIRR							
Cp1	81,245	67,610	68,180	65,065	65,666	69,55	6,6635
Cp2	78,169	62,722	63,010	79,990	75,641	71,90	8,3965
Cp3	54,621	64,651	61,580	62,467	67,097	62,08	4,6855
Cp4	76,885	66,686	77,925	65,175	64,452	70,22	6,6143
Cp5	60,610	72,081	75,015	68,525	74,900	70,22	5,9913

MÓDULO DE ELASTICIDADE
BLUEPHASE, A2, 30 segundos de ativação

1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	MÉDIA	DP
Cp1	1,42	1,72	1,41	1,63	1,63	1,56	0,13897
Cp2	1,30	1,76	1,33	1,38	1,31	1,42	0,00495
Cp3	1,61	1,55	1,65	1,49	1,84	1,63	0,165463
Cp4	1,79	1,36	1,66	1,53	1,47	1,56	0,227688
Cp5	1,40	1,65	1,44	1,40	1,22	1,42	0,130108
2mm							
Cp1	1,73	1,44	1,64	1,50	1,34	1,53	0,15852
Cp2	1,41	1,43	1,73	1,54	1,70	1,56	0,207889
Cp3	2,95	1,89	1,75	1,68	1,35	1,92	1,132785
Cp4	1,36	1,21	1,30	1,18	1,56	1,32	0,141421
Cp5	1,56	1,39	1,18	1,52	1,20	1,37	0,258094
3mm							
Cp1	1,69	1,36	1,71	1,40	1,59	1,55	0,161668
Cp2	3,79	1,74	1,83	1,44	1,48	2,06	1,62776
Cp3	5,35	2,33	1,81	1,77	1,61	2,57	2,645994
Cp4	1,28	1,08	1,11	1,23	1,12	1,16	0,108894
Cp5	1,46	1,47	1,45	1,58	1,47	1,48	0,008485
SIRRA							
Cp1	1,72	1,78	1,66	1,56	1,48	1,64	0,121232
Cp2	1,65	1,61	1,82	1,80	1,32	1,64	0,236881
Cp3	1,42	1,70	1,74	1,38	1,65	1,58	0,160513
Cp4	1,48	1,40	1,57	1,32	1,52	1,46	0,026163
Cp5	1,40	1,42	1,37	1,35	1,37	1,38	0,016263

MÓDULO DE ELASTICIDADE
BLUEPHASE, BLEACH-M, 30segundos

1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	MÉDIA	DP
Cp1	1,59	1,38	1,39	1,81	1,42	1,52	0,11738
Cp2	1,32	1,47	1,32	1,19	1,05	1,27	0,192333
Cp3	1,52	1,23	1,48	1,50	1,28	1,40	0,174655
Cp4	1,19	1,36	9,73	1,03	1,13	2,89	0,039598
Cp5	1,29	1,41	1,44	1,38	1,47	1,40	0,127279
2mm							
Cp1	1,18	1,29	1,28	1,10	1,20	1,21	0,010607
Cp2	1,11	1,31	1,14	1,04	1,04	1,13	0,047376
Cp3	1,50	1,49	1,40	1,30	1,25	1,39	0,181019
Cp4	1,56	1,66	1,39	1,47	1,69	1,55	0,094752
Cp5	1,35	1,47	1,36	1,33	1,49	1,40	0,097581
3mm							
Cp1	1,50	1,79	1,41	1,34	1,55	1,30	0,180659
Cp2	1,40	1,82	1,58	1,80	1,92	1,63	0,123362
Cp3	2,32	1,80	1,47	2,24	1,80	1,40	0,050055
Cp4	3,63	2,17	1,50	1,88	1,77	1,48	0,061169
Cp5	1,68	1,93	1,76	1,12	1,62	1,53	0,103234
SIRRA							
Cp1	1,43	1,61	1,74	1,46	1,60	1,57	0,119501
Cp2	1,41	1,25	1,92	1,68	2,04	1,66	0,446891
Cp3	3,23	2,70	1,76	2,06	1,58	2,26	1,171676
Cp4	1,50	1,33	1,58	1,54	1,57	1,50	0,050205
Cp5	1,79	1,51	1,67	1,58	1,31	1,57	0,334462

MÓDULO DE ELASTICIDADE
FREELIGHT, A2, 25 SEGUNDOS

1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
Cp1	2,142	1,772	1,695	1,567	1,493	1,7338	0,252685
Cp2	1,406	1,428	1,563	1,760	1,685	1,5455	0,197283
Cp3	1,939	1,650	1,839	1,740	1,657	1,798	0,199404
Cp4	1,500	1,511	1,613	1,677	1,614	1,557	0,08061
Cp5	1,164	1,191	1,430	1,205	1,134	1,149	0,021213
2mm							
Cp1	1,528	1,724	1,877	1,611	1,710	1,69	0,128693
Cp2	1,653	1,743	1,741	1,637	1,206	1,4295	0,316077
Cp3	1,832	1,826	2,012	1,743	1,742	1,787	0,06364
Cp4	1,652	1,452	1,63	1,28	1,564	1,608	0,062225
Cp5	1,506	1,699	1,601	1,522	1,794	1,65	0,203647
3mm							
Cp1	1,496	1,783	1,512	1,386	1,182	1,4718	0,21817
Cp2	2,348	1,609	1,643	1,549	1,355	1,8515	0,702157
Cp3	1,223	1,566	1,515	1,724	1,591	1,407	0,260215
Cp4	1,629	1,611	1,634	1,664	1,648	1,6385	0,013435
Cp5	1,84	1,533	1,757	1,293	1,91	1,875	0,049497
SIRR							
Cp1	1,738	1,536	1,509	1,605	1,764	1,6304	0,018385
Cp2	1,585	1,934	2,541	1,819	1,317	1,451	0,189505
Cp3	1,846	1,424	1,987	1,876	2,04	1,943	0,137179
Cp4	1,411	1,519	1,83	1,942	1,569	1,49	0,111723
Cp5	2,126	1,341	1,458	1,746	1,903	2,0145	0,157685

MÓDULO DE ELASTICIDADE
FREELIGHT, BLEACH-M, 25SEGUNDOS

1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
Cp1	1,533	1,432	2,176	2,23	1,9	1,8542	0,363422
Cp2	1,879	2,161	1,839	1,877	1,768	1,8235	0,078489
Cp3	1,759	1,658	1,689	2,073	1,412	1,5855	0,245366
Cp4	1,756	2,139	1,516	1,356	1,641	1,699	0,081317
Cp5	1,585	1,749	1,584	1,489	1,513	1,549	0,050912
2mm							
Cp1	1,696	1,41	1,414	1,498	1,386	1,4808	0,127543
Cp2	1,573	1,353	1,835	1,525	1,644	1,6085	0,050205
Cp3	1,659	1,413	1,554	1,642	1,618	1,6385	0,028991
Cp4	1,319	2,048	1,767	1,97	1,389	1,354	0,049497
Cp5	1,462	1,608	1,636	1,842	1,633	1,5475	0,120915
3mm							
Cp1	1,643	1,715	1,696	1,556	1,409	1,6038	0,165463
Cp2	1,308	1,314	1,564	2,057	1,596	1,452	0,203647
Cp3	8,616	7,88	8,379	7,28	8,138	8,377	0,337997
Cp4	1,508	1,21	1,294	1,128	1,429	1,4685	0,055861
Cp5	1,539	1,31	1,792	1,56	1,514	1,5265	0,017678
SIRR							
Cp1	2,047	1,655	1,730	1,624	1,635	1,7382	0,17751
Cp2	1,749	1,784	1,673	1,943	1,738	1,77741	0,100902
Cp3	1,378	1,532	1,469	1,533	1,584	1,4992	0,079074
Cp4	1,767	1,501	1,762	1,588	1,488	1,5807	0,136359
Cp5	1,441	1,579	1,590	1,478	1,613	1,5402	0,07582

MÓDULO DE ELASTICIDADE BLUEPHASE A2 15SEGUNDOS

1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
Cp1	1,337	1,492	1,419	1,623	1,506	1,4754	0,106458
Cp2	1,337	1,542	1,477	1,430	1,457	1,397	0,084853
Cp3	1,389	1,395	1,43	1,533	1,609	1,499	0,155563
Cp4	1,309	1,332	1,476	1,500	1,471	1,390	0,114551
Cp5	1,399	1,32	1,107	1,516	1,421	1,41	0,03182
2mm							
Cp1	1,03	1,039	9,564	9,969	1,065	4,5334	0,024749
Cp2	1,228	1,456	1,55	1,614	1,44	1,334	0,149907
Cp3	1,046	1,073	1,412	1,206	1,2	1,123	0,108894
Cp4	1,29	1,546	1,353	1,408	1,247	1,2685	0,030406
Cp5	1,035	9,733	8,608	7,86	8,103	4,569	4,997831
3mm							
Cp1	1,062	1,202	1,325	1,428	1,221	1,2476	0,11243
Cp2	1,206	1,221	1,127	1,235	1,238	1,222	0,022627
Cp3	1,3	1,577	1,487	1,525	1,345	1,3225	0,03182
Cp4	1,433	1,302	1,404	1,231	1,529	1,481	0,067882
Cp5	1,014	1,52	1,291	1,422	1,413	1,2135	0,282136
SIRR							
Cp1	1,154	1,161	1,23	1,382	1,461	1,2776	0,137544
Cp2	1,294	1,15	1,266	1,231	1,294	1,294	0
Cp3	1,666	1,508	1,558	1,289	1,443	1,5545	0,157685
Cp4	1,498	1,661	1,315	1,554	1,4	1,449	0,069296
Cp5	1,208	1,252	1,27	1,291	1,218	1,213	0,007071

MÓDULO DE ELASTICIDADE BLUEPHASE BM 15SEGUNDOS

1mm	1ªleitura	2ªleitura	3ªleitura	4ªleitura	5ªleitura	Média	DP
Cp1	1,721	1,395	1,216	1,131	9,363	2,9652	3,583622
Cp2	1,585	1,399	1,216	1,223	1,174	1,3795	0,290621
Cp3	1,23	1,168	1,032	8,928	8,296	4,763	4,996417
Cp4	1,613	1,312	1,604	1,42	1,289	1,451	0,229103
Cp5	1,578	1,608	1,483	1,714	1,43	1,504	0,104652
2mm							
Cp1	8,236	1,188	1,057	9,532	9,165	5,8356	0,656902
Cp2	7,768	8,546	9,051	7,644	8,579	8,1735	0,573464
Cp3	1,004	1,505	1,073	9,348	9,794	5,399	6,215469
Cp4	1,069	1,001	9,14	1	1,085	1,077	0,011314
Cp5	1,145	1,055	1,211	1,089	1,101	1,123	0,031113
3mm							
Cp1	7,415	7,618	7,885	6,383	7,484	7,357	0,04879
Cp2	5,933	7,608	1,107	6,557	6,196	6,0645	0,185969
Cp3	7,057	7,072	7,628	7,307	5,908	6,4825	0,812466
Cp4	6,616	8,528	8,233	8,504	7,228	6,922	0,432749
Cp5	7,761	7,136	7,499	8,198	6,275	7,018	3,614023
SIRR							
Cp1	2,018	1,818	1,419	1,404	1,664	1,6646	0,250316
Cp2	1,552	1,547	1,451	3,188	3,762	2,657	1,562706
Cp3	8,638	8,535	7,611	6,483	8,386	8,512	0,178191
Cp4	1,718	2,272	1,673	1,819	2,059	1,8885	0,241123
Cp5	8,853	1,107	8,854	1,039	1,037	4,945	5,526747