

FERNANDA REGINA VOLTARELLI

**AVALIAÇÃO DO EFEITO DA INDUÇÃO DE
POLIMERIZAÇÃO COM DIFERENTES FONTES DE LUZ E
DOS MEIOS DE ENVELHECIMENTO SOBRE A
MICRODUREZA DE CILINDROS DE RESINA COMPOSTA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestre em Clínica Odontológica, Área de Concentração Dentística.

Orientadora: Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron

PIRACICABA

2007

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8^a. / 6159

V889a Voltarelli, Fernanda Regina.
Avaliação do efeito da indução de polimerização com diferentes fontes de luz e dos meios de envelhecimento sobre a microdureza de cilindros de resina composta. / Fernanda Regina Voltarelli. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2007.

Orientador: Giselle Maria Marchi Baron.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Materiais dentários. 2. Fotopolimerização. I. Baron, Giselle Maria Marchi. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Evaluation of the induction of polymerization effect with different light sources and aging procedures on resin composite microhardness

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Dental Materials. 2. Photopolymerization

Área de Concentração: Dentística

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Giselle Maria Marchi Baron, Walter Gomes Miranda Júnior, Mario Alexandre Coelho Sinhoreti

Data da Defesa: 20-04-2007

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de MESTRADO, em sessão pública realizada em 20 de Abril de 2007, considerou a candidata FERNANDA REGINA VOLTARELLI aprovada.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Giselle Marchi Baron".

PROFa. DRa. GISELLE MARIA MARCHI BARON

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Walter Gomes Miranda Júnior".

PROF. DR. WALTER GOMES MIRANDA JÚNIOR

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Mario Alexandre Coelho Sinhoreti".

PROF. DR. MARIO ALEXANDRE COELHO SINHORETI

DEDICO ESTE TRABALHO

À Deus,

“Você se fez presente em todos os momentos, firmes ou trêmulos. E, passo a passo, pude sentir a Sua mão na minha, transmitindo-me segurança necessária para enfrentar o meu caminho e seguir... A Tua presença é qualquer coisa como a luz e a vida, eu sinto que, em meu gesto, existe o Teu gesto e em minha voz a Tua voz.”

(Vinicius de Moraes)

Aos meus queridos pais,

“Luiz Carlos e Maria de Lourdes, meus primeiros e verdadeiros mestres, aos quais tudo devo pelos seus sacrifícios, amor e dedicação para a minha formação moral e intelectual e, pelos exemplos de dignidade e honra, que sempre me ajudaram a vencer os desafios da vida. Eu Amo vocês!

À minha querida irmã,

“Alessandra, por toda a força, pelo afeto e carinho nos momentos difíceis, pela amizade sincera e por sempre cuidar de mim! Espero algum dia poder retribuir ao menos um pouco do muito que você sempre fez, e ainda faz, por mim! Eu te Amo!”

DEDICO ESTE TRABALHO

Ao meu namorado,

“Marcelo, que esteve ao meu lado, com muita paciência, amor e dedicação, às vezes se sacrificando para me ajudar. Você se mostrou um grande namorado, me apoiando nos momentos difíceis. Não é fácil encontrar palavras para agradecer tudo o que você fez por mim e expressar o quanto te admiro. Obrigada por tudo! Eu te Amo!”

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

*“Cada pessoa que passa em nossa vida,
passa sozinha
pois cada pessoa é única para nós
e, nenhuma substitui a outra.*

*Cada pessoa que passa em nossa vida,
passa sozinha
mas não vai só, nem nos deixa só
leva um pouco de nós e deixa um pouco
de si mesma.*

*Há as que deixam muito,
mas não há as que deixam nada.*

*Há as que levam muito,
mas não há as que levam nada.*

*Essa é a mais bela responsabilidade
de nossas vidas
e a prova tremenda de que as almas
não se aproximam por acaso.”*

(Chaplin)

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À minha querida Orientadora,

“Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron, obrigada pela orientação prestada na execução deste trabalho. Seu exemplo de honestidade, justiça e, principalmente, amizade têm contribuído muito em minha formação acadêmica e pessoal.”

À minha amiga de mestrado,

“Cláudia, foram os bons momentos e o apoio durante os momentos difíceis que fizeram surgir uma amizade tão solidificada ao longo destes dois anos. Agradeço por toda a força, afeto, carinho e amizade sincera que sempre devotou por mim! Desejo muita felicidade e sucesso aonde quer que você esteja!”

Aos amigos da Dentística,

“Alessandra, Fábio e Andréa, por toda ajuda e orientação desde o início. Obrigada por me ensinarem os primeiros passos, pelas oportunidades e conhecimentos transmitidos desde a iniciação científica.”

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP**, nas pessoas do seu Diretor **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghim**, pela oportunidade de realização Curso de Pós-graduação.

Ao **Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti**, Coordenador Geral do Curso de Pós-Graduação e à **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, pela competência e seriedade com que conduzem todos seus trabalhos.

Aos professores que participaram do meu exame de qualificação, **Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar**, **Profa. Dra. Regina Maria Puppim Rontani** e **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita** e, aos professores que participaram da banca examinadora, **Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti** e **Prof. Dr. Walter Gomes Miranda Júnior**, pelas sugestões que só vieram a enriquecer meu trabalho.

Aos professores da Área de Dentística, **Prof. Dr. Luis Roberto Marcondes Martins**, **Prof. Dr. Marcelo Giannini**, **Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar**, **Profa. Dra. Giselle Maria Marchi Baron**, **Prof. Dr. José Roberto Lovadino** e **Prof. Dr. Alexandre M. S. Paulillo**, que contribuíram com o aprimoramento dos meus conhecimentos.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa (FAPESP)** pelo suporte financeiro, viabilizando o desenvolvimento da pesquisa.

AGRADECIMENTOS

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pela Bolsa de Estudo concedida, a qual me permitiu realizar o curso de Mestrado com suporte financeiro.

Ao **Prof. Dr. Cleber Renato Mendonça**, por ceder as dependências do Instituto de Física (USP São Carlos) para o cálculo da densidade de energia.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, por ceder as dependências do Laboratório de Prótese Total (FOP/UNICAMP) para o ensaio de Ciclagem Térmica.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Corrêa Alves** (ESALQ/USP), pela orientação estatística desse trabalho.

Ao **Prof. Dr. Luiz André Freire Pimenta**, por ter nos cedido muito dos equipamentos necessários para execução da fase laboratorial deste trabalho.

Ao meu primeiro orientador, **Prof. Dr. Tomomasa Yano** (IB/UNICAMP). Graças à oportunidade que você me ofereceu, consegui chegar até aqui. Muito obrigada pela oportunidade de trabalhar e aprender com você. Meus sinceros agradecimentos!

Aos meus queridos avós, **José** (*in memorian*), **Maria** (*in memorian*), **David** e **Zelinda**, por me ensinarem a importância da união e do amor e, por consagrarem no sangue de nossas famílias a importância de sermos dignos e honrados em tudo, não importando se para tal forem necessários sacrifícios pessoais.

AGRADECIMENTOS

À toda minha família, **tios, tias, primos e primas**, pelo carinho, paciência e apoio para que eu concluísse essa fase da minha vida!

Ao meu querido amigo de Colegial, Graduação e Pós-Graduação, **Renato**, por dividir comigo as conquistas e dificuldades durante nossa caminhada. É sempre bom saber que você está por perto!

Às queridas amigas da Graduação, em especial, **Marcela, Aline, Joyce e Andreya**, pelos momentos inesquecíveis, pela convivência, amizade e apoio!

À minha amiga de infância, **Janaína**, pois é impossível conquistar algo sem contar com o apoio de quem quer o nosso bem e torce por nossa felicidade!

A todos os amigos da Dentística, **Leonardo, Thiago, André, Cristiane, Rodrigo, Cecília, Murilo, Paulo, Andréa, Teca, Ana Paula, Marcelo, Débora, Larissa, Vanessa Arias, Vanessa Cavalli, Vanessa Bueno, Denise, César, André Reis, Maria, Marina, Adriano e Giu** pelos bons momentos que passamos juntos! Meus sinceros agradecimentos!

A todos os colegas e amigos da Pós-Graduação da FOP/UNICAMP pelo convívio prazeroso. Meus sinceros agradecimentos!

Aos funcionários da Dentística, **Fernanda, Pedro e Mônica**, pela disponibilidade e atenção, procurando sempre nos ajudar.

A todos os **Funcionários** desta Faculdade, que de alguma forma possibilitaram a realização do meu Mestrado.

AGRADECIMENTOS

Enfim, a todos que, direta ou indiretamente, ajudaram de alguma forma, para a realização deste trabalho, meus sinceros agradecimentos!

“O único progresso verdadeiro é o progresso moral, o resto é simplesmente ter mais ou menos bens.”

(José Saramago)

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do tipo de fonte de luz (Halógena/HAL, Diodos Emissores de Luz/LED, Laser de Argônio/LAS e Arco de Plasma/PAC) e dos meios de envelhecimento sobre a microdureza das superfícies de topo e base de cilindros de resina composta com 4mm de altura. Para este estudo foram confeccionados 200 corpos de prova em resina composta Filtek Z250 (3M ESPE) a partir de matrizes metálicas bipartidas cilíndricas (5mm de diâmetro e 4mm de altura), divididos, aleatoriamente, em 20 grupos (n=10) de acordo com a fonte de luz e o envelhecimento empregado (Ciclagem Mecânica/CM, Ciclagem Térmica/CT, Estocagem/E, CM+CT e CM+CT+E), onde a ciclagem térmica consistiu em 1000 ciclos, com banhos de 60s a temperaturas variando entre 5 ± 2 °C e 55 ± 2 °C; a ciclagem mecânica, em 200000 ciclos com 2Hz de frequência e carga vertical de 75N e, a estocagem, em armazenamento em solução tamponada de Hank pelo período de 1 ano. O teste de microdureza Knoop (25g; 20s) foi realizado nas superfícies de base e topo de cada corpo de prova antes e após os envelhecimentos. A análise estatística (ANOVA One-way; ANOVA em esquema de parcelas subdivididas; Tukey, $\alpha=5\%$; Teste para dados pareados) observou interação significativa entre os aparelhos, entre os aparelhos e os envelhecimentos e entre os tempos avaliados. Tanto para base como para o topo, antes dos envelhecimentos, PAC obteve menores valores de microdureza Knoop quando comparado à HAL. Na superfície de topo, depois dos procedimentos de envelhecimento, PAC e LAS também apresentaram valores de microdureza inferiores quando comparados à HAL. Os menores valores de dureza, dentre os procedimentos de envelhecimentos testados, foram obtidos pelos corpos de prova submetidos à estocagem (CM+CT+E e E). Na superfície de base, para PAC não houve diferença entre os envelhecimentos, enquanto para HAL, LED e LAS, CM+CT+E e E obtiveram menores valores de microdureza Knoop. Quando procedimentos de CM, CT e CM+CT foram realizados, PAC

obteve valores de dureza inferiores, enquanto para CM+CT+E e E não houve diferença entre as fontes de luz utilizadas. Assim, podemos concluir que a qualidade do polímero formado pelo PAC pode ter reduzido os valores de microdureza Knoop obtidos tanto na base como no topo antes dos envelhecimentos e no topo, juntamente com o LAS, depois dos envelhecimentos. Dessa forma, podemos notar que HAL ainda demonstra adequada polimerização das resinas compostas. Além disso, podemos concluir que todos os procedimentos de envelhecimento influenciaram adversamente as amostras confeccionadas com PAC, e que os procedimentos de estocagem (CM+CT+E e E) foram os procedimentos de envelhecimento que mais afetaram os valores de microdureza Knoop, apresentando-se prejudiciais para todas as fontes de luz.

Palavras-chave: resina composta, fontes de luz, microdureza, meios de envelhecimento.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the effect of the light-curing devices (Halogen/HAL, Light Emitting Diodes/LED, Argon Laser/LAS and Plasma Arc/PAC) and aging procedures on the microhardness of bottom and top surfaces of resin composite cylinders with 4mm height, submitted to thermal and mechanical cycles, and one year storage. For this study 200 specimens of Filtek Z250 (3M ESPE) were prepared from metallic molds, and randomly allocated in 20 groups (n=10) according to the light source and the aging procedure employed (Mechanical Cycling/CM, Thermal Cycling/CT, Storage/E, CM+CT and CM+CT+E). The thermal cycling consisted of 1000 cycles ($5\pm 2^{\circ}\text{C}/55\pm 2^{\circ}\text{C}$), the mechanical cycling in 200000 cycles (75N/2Hz), and the storage procedure in one year of storage in Hank solution. The microhardness test on bottom and top surfaces (25g/20s) was performed before and after the aging process. The statistical analysis (repeated measures of variance analysis and non parametric test) showed significant interaction between the devices, between the devices and the aging process, and also between the evaluated times. For base and top surfaces, before the aging procedures, PAC demonstrated reduced polymerization effectiveness when compared to HAL. In the top surface, after the aging procedures, PAC and LAS had also presented reduced polymerization effectiveness when compared to HAL. The lower hardness values, among the aging procedures tested, had been showed by the specimens submitted to storage (CM+CT+E and E). In the base surface, PAC did not presented differences between the aging procedures, while for HAL, LED and LAS, CM+CT+E and E had reduced the microhardness values. When CM, CT and CM+CT had been performed, PAC showed reduced polymerization effectiveness, while for CM+CT+E and E there was no difference between the light sources. Thus, we can conclude that the quality of the polymer formed by PAC reduced the microhardness values on the base and top surfaces before the aging process, and in the top surface after the aging procedures. It

should be noted that HAL still demonstrate an adequate polymerization of resin composite. Moreover, we can conclude that all the aging procedures had been harmful for the samples confectioned with PAC, and that the storage procedures (CM+CT+E e E) were the aging procedures that had affected more the Knoop microhardness values, presenting themselves as harmful for all the light sources.

Keywords: resin composite, light source, microhardness, aging procedures.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

HAL	-	Lâmpada Halógena
LED	-	Diodos Emissores de Luz
LAS	-	Laser de Argônio
PAC	-	Arco de Plasma
CM	-	Ciclagem Mecânica
CT	-	Ciclagem Térmica
E	-	Estocagem

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	7
2.1 <i>Resinas Compostas</i>	7
2.1.1 <i>Definição</i>	7
2.1.2 <i>Composição</i>	8
2.1.3 <i>Classificação das resinas compostas</i>	9
2.2 <i>Sistemas de Polimerização</i>	11
2.2.1 <i>Bases da Fotoativação</i>	12
2.2.2 <i>Fotoativação</i>	13
2.3 <i>Fontes de Luz</i>	15
2.3.1 <i>Lâmpada Halógena</i>	16
2.3.2 <i>Diodos Emissores de Luz (LED)</i>	17
2.3.3 <i>Laser de Argônio</i>	18
2.3.4 <i>Arco de Plasma</i>	19
2.4 <i>Efetividade de Polimerização</i>	20
2.5 <i>Meios de Envelhecimento</i>	23
3. PROPOSIÇÃO	27
4. MATERIAL E MÉTODOS	29
4.1 <i>Delineamento Experimental</i>	29
4.2 <i>Confecção dos corpos de prova</i>	29
4.3 <i>Procedimentos de envelhecimento das amostras</i>	37
4.4 <i>Avaliação da microdureza Knoop</i>	39
4.5 <i>Análise Estatística</i>	42
5. RESULTADOS	43
5.1 <i>Topo Antes</i>	43

<i>5.2 Topo Depois</i>	44
<i>5.3 Base Antes</i>	45
<i>5.4 Base Depois</i>	45
<i>5.5 Comparação entre Antes e Depois dos Envelhecimentos</i>	47
6. DISCUSSÃO	51
7. CONCLUSÕES	61
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	63
ANEXOS	71

1. INTRODUÇÃO

As primeiras resinas compostas utilizadas na odontologia foram as quimicamente ativadas, onde a manipulação de duas pastas induzia o processo de polimerização (Franco & Lopes, 2003). Com o intuito de contornar as deficiências deste sistema, como desgaste oclusal e proximal acentuados e a incorporação interna de porosidades (St-Georges *et al.*, 2002), foram desenvolvidas as resinas fotoativadas, constituídas de uma pasta única com elemento fotossensível. Os primeiros aparelhos empregavam luz ultravioleta (UV) como ativador ou desencadeador da reação de polimerização. Esse tipo de fonte de luz apresentava alguns inconvenientes como: profundidade limitada de polimerização e possíveis efeitos deletérios dos raios ultravioleta para o paciente e operador. Posteriormente, surgiram as fontes de luz visível para fotoativação de materiais resinosos, com o objetivo de minimizar as deficiências ou limitações supracitadas (Franco & Lopes, 2003).

Atualmente existem quatro tipos de fontes de luz para fotopolimerizar resinas compostas: lâmpada halógena, diodos emissores de luz (LED), laser de argônio ou arco de plasma. Cada uma destas diferentes fontes de luz possui diferentes características, ou seja, vantagens e desvantagens com relação às propriedades finais da restauração e sua duração a longo prazo (Tsai *et al.*, 2003).

A lâmpada halógena é rotineiramente usada como unidade de luz ativadora. Produzem luz por incandescência quando um filamento de tungstênio é aquecido e causa excitação de átomos em uma grande faixa de níveis de energia produzindo amplo espectro. Filtros são necessários para restringir a luz emitida à região azul do espectro, responsável pela polimerização dos compósitos resinosos. Seu grande benefício consiste em ser uma tecnologia de baixo custo. Entretanto, unidades de luz fotoativadoras com lâmpada halógena possuem alguns problemas. Por exemplo, o bulbo, o refletor e o filtro podem degradar com o tempo pela alta temperatura operacional e a grande quantidade de calor

produzido. Isso resulta numa redução da efetividade de cura com o tempo, propriedades físicas insuficientes e risco de falha prematura da restauração (Jandt *et al.*, 2000; Stahl *et al.*, 2000; Yoon *et al.*, 2002; Mills & Jandt, 2002; Tsai *et al.*, 2003; Cefaly *et al.*, 2005).

Um outro tipo de unidade polimerizadora recentemente introduzida são os diodos emissores de luz. Eles são conhecidos por usar menos energia, possuir vida útil maior e ótima durabilidade (Felix *et al.*, 2006). A principal vantagem do LED é a mínima produção de calor. Como conseqüência, um pequeno aumento na temperatura do dente pode ser esperado durante a irradiação da restauração (Felix *et al.*, 2006). O mínimo calor gerado possibilita que a unidade fotoativadora não seja resfriada através de ventilação. Além disso, os LEDs consomem pouca energia para o processo de transmissão de luz e podem ser ligados por baterias recarregáveis (Hofmann *et al.*, 2002; Leonard & Swift Jr, 2003; Asmussen & Peutzfeld, 2003; Tsai *et al.*, 2003; Felix *et al.*, 2006).

A fotoativação de material resinoso pelo laser de argônio tem mostrado melhorar as propriedades físicas e o grau de conversão da resina (Puppala *et al.*, 1996; Lalani *et al.*, 2000). Outros benefícios incluem o preciso controle da energia emitida, a focalização do feixe de luz em um comprimento específico e coerência do feixe de luz para o diâmetro selecionado. O mais importante, a habilidade para controle do laser, permite mínima transmissão de energia térmica para os tecidos adjacentes (Puppala *et al.*, 1996). Entretanto, o alto custo limita a sua aquisição (Fleming & Maillet, 1999), além de apresentar um tempo de vida finito, ou seja, vai exaurindo-se independentemente do uso, o que acarreta em elevados gastos para sua manutenção (Rueggeberg, 1999).

O arco de plasma tem sido sugerido como uma unidade alternativa de fotoativação por reduzir o tempo de cura. A unidade de arco de plasma consiste numa atmosfera de gás raro (como o xenônio) que é ionizado por uma alta voltagem entre pólos negativo e positivo, criando um “arco de plasma” energizado que pode ser mantido por baixa voltagem. A luz produzida passa por um filtro para diminuir o espectro da luz para a região de luz azul. Essas unidades são caras,

apresentam partes móveis e, assim como a lâmpada halógena, seu poder de fotoativação diminui com o tempo (Burgess *et al.*, 2002).

Compósitos resinosos fotoativados dependem de suficiente intensidade de luz para alcançar adequada polimerização. Conforme a luz passa pelo compósito, ela é absorvida e dispersada, atenuando a intensidade e reduzindo a efetividade da luz para polimerização conforme a profundidade aumenta (Yoon *et al.*, 2002). Na tentativa de contornar este problema, maior quantidade de luz pode ser fornecida às restaurações de compósito mais profundas se a intensidade da fonte de luz for aumentada. Aumentando a intensidade da luz, mais moléculas de fotoiniciadores entrarão no estado reativo, resultando em maior número de radicais livres e numa maior extensão e taxa de polimerização, comparada à menor intensidade de luz. Dois potenciais benefícios que podem ser esperados de luz de alta intensidade são diminuição do tempo de exposição e aumento da profundidade de polimerização (Rueggeberg, 1999).

O grau de conversão pode fornecer informações válidas sobre a durabilidade de um material resinoso, ou seja, sobre suas propriedades físicas, como a resistência à compressão, resistência ao desgaste e dureza (Knobloch *et al.*, 2004). A microdureza tem demonstrado ser um adequado indicador do grau de conversão ou polimerização de resinas compostas (Asmussen, 1982; Ferracane, 1985; Vargas *et al.*, 1998), mas a adequada dureza superficial não garante a polimerização através da restauração (Asmussen, 1982; Vargas *et al.*, 1998). A quantidade de energia recebida no topo e base da restauração difere consideravelmente. A inadequada polimerização na base de uma restauração pode resultar em propriedades físicas inferiores, como aumento da taxa de sorção de água e aumento da solubilidade do material, conseqüentemente apresentando potencial para o desenvolvimento de cáries secundárias e reação tecidual adversa, que, por sua vez, podem levar à falha prematura da restauração (Soh *et al.*, 2004). Compósitos altamente polimerizados, como na superfície de topo de uma restauração, caracterizados pelo aumento na densidade de ligações cruzadas e poucos monômeros residuais, têm apresentado melhor resistência ao

desgaste, dureza e resistência flexural (Knoblock *et al.*, 2004). Entretanto, até agora, não existe consenso em qual grau de conversão consiste em uma adequada polimerização do compósito restaurador (Vanderwalle *et al.*, 2004). Assim, para comparar a habilidade de cura de diferentes fontes de luz, a dureza deve ser mensurada na base de uma espessura de compósito clinicamente relevante (Price *et al.*, 2003).

Além disso, tensões térmicas e mecânicas e degradação química da matriz resinosa são fatores potenciais na falha da restauração em resina composta (Georges *et al.*, 2002). O uso de ciclos térmicos e mecânicos em estudos laboratoriais de materiais dentários são considerados métodos potenciais para simulação dos desafios *in vivo*. Mudanças de temperatura intra-oral podem ser produzidas rotineiramente através da ingestão de bebidas, comidas e também através da respiração (Yap *et al.*, 2001). O uso de ciclagem térmica em restaurações dentais é frequentemente visto em estudos laboratoriais para simular as alterações de temperatura intra-orais (Mitsui *et al.*, 2006). A ciclagem mecânica tem sido estudada devido a sua capacidade potencial em simular os movimentos mastigatórios (Mitsui *et al.*, 2006). Diversos estudos sugerem que os ciclos mecânicos oclusais podem acelerar a deterioração da restauração (Bedran-de-Castro *et al.*, 2004). A água ou outras substâncias químicas disponíveis na cavidade oral podem, com o tempo, diminuir as propriedades físicas dos compósitos. A degradação hidrolítica é um processo taxa de difusão dependente influenciado pelo tipo de polímero, tipo de partícula de carga e tratamento de superfície da partícula (Carreiro *et al.*, 2004), e está em função da extensão das ligações cruzadas, sendo diretamente dependente não somente do tipo de resina, mas também do sistema de polimerização.

Assim, devido à ausência de trabalhos na literatura que comparem as quatro fontes de luz atualmente disponíveis no mercado (halógena, LED, laser de argônio e arco de plasma), devido à ausência de padronização quanto à forma de se aplicar os diferentes meios de envelhecimento artificiais (ciclagem mecânica, ciclagem térmica e estocagem) e devido às diferentes metodologias utilizadas, o

objetivo do presente estudo foi avaliar a eficiência dos quatro tipos de fontes de luz existentes no mercado (HAL, LED, LAS e PAC) e o efeito dos envelhecimentos térmico, mecânico e armazenamento por 1 ano sobre a microdureza Knoop de uma resina composta.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Resinas Compostas

As resinas compostas são utilizadas para substituir a estrutura dentária perdida e modificar a cor e o contorno dos dentes, melhorando, assim, a estética (Craig & Powers, 2004).

Elas foram introduzidas no mercado nos anos 70 (Peris *et al.*, 2005) e revolucionaram a prática na clínica odontológica através do aumento da produtividade do tempo de trabalho, com redução do tempo clínico (Yap & Soh, 2005). Nos últimos anos, compósitos restauradores se tornaram a fundação da odontologia restauradora moderna (Yap & Seneviratne, 2001). O aumento da demanda por restaurações estéticas, como alternativa às restaurações de amálgama, gerou pesquisas intensas sobre materiais adesivos (Mitsui *et al.*, 2006). Outro importante fator que colaborou com a disseminação das resinas compostas como material restaurador relaciona-se à maior conservação da estrutura dental remanescente, uma vez que a extensão do preparo cavitário restringe-se à remoção do tecido cariado (Franco & Lopes, 2003). Desde o seu advento, as resinas compostas sofreram significantes desenvolvimentos, que continuam através da melhora na longevidade de restaurações em compósitos restauradores (Peutzfeldt, 1997), havendo um rápido aumento no número de formulações e gama de produtos disponíveis (Yap, 2000).

2.1.1 Definição

Os compósitos são definidos como uma combinação tri-dimensional de, ao menos, dois materiais diferentes quimicamente e com interface distinta separando os componentes (Peutzfeldt, 1997).

2.1.2 Composição

Compósitos restauradores dentais são formados por uma mistura de partículas inorgânicas unidas a uma matriz resinosa e, geralmente, são constituídas de três principais componentes: (1) a matriz resinosa: (i) sistema monomérico, (ii) sistema iniciador para a formação de radicais livres, e (iii) inibidores para maximizar a estabilidade à estocagem das resinas compostas não ativadas e para a estabilidade química das resinas compostas ativadas; (2) as partículas inorgânicas; e (3) o agente de união que une quimicamente as partículas de reforço à matriz resinosa (Peutzfeldt, 1997).

A matriz resinosa das resinas compostas consiste numa mistura de monômeros que formam estruturas de polímeros com grande número de ligações cruzadas, havendo contração durante a polimerização à medida que os monômeros passam de um agregado de moléculas livres para um corpo rígido de cadeias poliméricas cruzadas. O sistema iniciador é capaz de formar radicais livres através de ativação química, por luz ou uma combinação das duas. Os inibidores minimizam ou previnem a polimerização espontânea dos monômeros. Se um radical livre for formado por uma breve exposição à luz, por exemplo, quando o material for dispensado, ele reage com o radical livre e inibe a propagação da cadeia. Quando todos os inibidores forem consumidos, a propagação da cadeia ocorre (Anusavice, 2005).

As cargas são partículas muito pequenas de diâmetros microscópicos de natureza inorgânica cuja finalidade é melhorar as propriedades físico-químicas. A adição de partículas de carga reduz a contração de polimerização, diminui a expansão do coeficiente térmico e aumenta a resistência mecânica. As partículas podem variar quanto ao tamanho, formato e composição (Filho, 1999).

As resinas compostas, constituídas de uma matriz orgânica e de partículas inorgânicas, são muito diferentes e não existe união química entre elas (Filho, 1999). Para um compósito apresentar boas propriedades, ele deve formar uma boa adesão entre as partículas inorgânicas e a matriz resinosa durante a

presa. Essa adesão é executada pelo fabricante, que trata a superfície das partículas com um agente de união antes de misturá-las com a matriz resinosa. Os agentes de união mais comuns são compostos orgânicos de silício chamados de silanos (Craig & Powers, 2004).

2.1.3 Classificação das resinas compostas

Os compósitos restauradores atuais apresentam formulações sofisticadas que contém uma larga gama de partículas de carga de diferentes tamanhos e composições e em diferentes quantidades (Bayne *et al.*, 1994).

A quantidade e o tamanho das partículas de carga incorporadas na matriz resinosa determinam o tipo e, por último, a vantagem clínica da aplicação de cada compósito (Peris *et al.*, 2005). Um sistema de classificação muito empregado para as resinas compostas baseia-se no tamanho médio das partículas de carga (Anusavice, 2005). Atualmente as partículas de carga podem ser divididas pelo tamanho em macroparticuladas, microparticulas, híbridas e nanoparticuladas (Bayne *et al.*, 1994).

Os primeiros materiais, as macroparticuladas, incorporavam grandes partículas de quartzo, que resultava em superfícies rugosas e difíceis de polimento (Peris *et al.*, 2005). A ação dos agentes abrasivos provocava um desgaste na matriz e deslocamento da partícula, com aparecimento de lacunas. Estas lacunas tornavam a superfície irregular e com tendência de favorecer o acúmulo de placa bacteriana, pigmentos corantes e detritos alimentares (Filho, 1999).

Devido à modificação das partículas para obtenção de tamanhos menores, os compósitos microparticulados foram desenvolvidos (Filho, 1999). Com o objetivo de resolver os problemas de rugosidade superficial, partículas foram sinterizadas até a obtenção de partículas com décimos de micrômetros, permitindo que mais carga fosse incorporada. Um método utilizado para aumentar a quantidade de carga baseia-se na obtenção de novas partículas de carga por meio

de moagem de uma resina composta pré-polimerizada rica em partículas de carga. Essas partículas são, então, incorporadas à pasta de resina. O principal inconveniente desses materiais está na união relativamente fraca existente entre as partículas de resina pré-polimerizada e a matriz clinicamente polimerizada, o que facilita o desgaste da restauração (Anusavice, 2005). Em geral, os compósitos microparticulados tem a vantagem de alto polimento, que resulta em excelente estética (Peris *et al.*, 2005).

Como o próprio nome diz, os compósitos híbridos são combinações de dois ou mais tipos de partículas de carga. Esta categoria foi desenvolvida com o objetivo de se obter uma superfície lisa e, ainda, propriedades físicas superiores (Anusavice, 2005). São resinas em que a carga é composta de partículas maiores e uma ou mais partículas de tamanho pequeno, apresentando propriedades de resistência e textura compatíveis em um único material (Filho, 1999). A principal desvantagem deste grupo, determinado pelas partículas de maior tamanho, é a dificuldade de se manter o polimento ao longo do tempo. As vantagens desses materiais são resistência, alta porcentagem de carga e uma grande variedade de cores, opacidades e translucências, que são importantes quando considerada a função e a estética da restauração (Peris *et al.*, 2005).

Novas pesquisas estão em andamento em partículas chamadas “nanopartículas”, que são ainda menores que as microparticuladas. Essas partículas são extremamente pequenas. Seus tamanhos são menores que a faixa do comprimento de onda da luz visível, dissipando ou absorvendo menor quantidade de luz. Adicionalmente, o tamanho extremamente pequeno das nanopartículas, permite que elas caibam em espaços entre outras partículas e aumente efetivamente a quantidade de partículas de carga (Bayne *et al.*, 1994).

2.2 Sistemas de Polimerização

A ativação é o processo pelo qual uma quantidade suficiente de energia é fornecida para induzir um iniciador na geração de radicais livres e promover o início da polimerização. As três formas de energia comumente utilizadas nas resinas dentais incluem o calor, os químicos e a luz (Anusavice, 2005).

A primeira geração de resinas compostas, as quimicamente ativadas, eram fornecidas na forma de duas pastas, uma contendo um iniciador de peróxido de benzoíla, e a outra um ativador constituído por uma amina terciária aromática (Anusavice, 2005). A polimerização se inicia quando da mistura de partes iguais dessas pastas. Na proporcionalidade incorreta, o excesso de amina que fica sem reagir, provoca a descoloração da resina (Filho, 1999). Essas resinas apresentaram substancial desgaste oclusal e proximal. Além disso a inadequada mistura dos dois sistemas componentes resultava em uma microestrutura não uniforme e na incorporação de ar, enfraquecendo a resina, o que contribuía aos desapontadores resultados clínicos (St-Georges *et al.*, 2002).

Com o intuito de contornar estas deficiências, foram desenvolvidos os sistemas fotoativados, nos quais não é preciso a manipulação de duas pastas para o início da ativação, mas sim de uma pasta única com elemento fotossensível, que tem sua polimerização iniciada por radiação decorrente de uma energia luminosa ou fonte de luz (Franco & Lopes, 2003). As vantagens de se utilizar resinas compostas fotoativadas ao invés dos produtos com ativação química incluem: (1) não há necessidade de mistura, resultando em menor porosidade, menor manchamento e maior resistência, (2) uma amina alifática é utilizada no lugar da amina aromática, permitindo, assim, maior estabilidade de cor; e (3) a polimerização só se inicia quando há a exposição a uma luz azul, permitindo maior controle do tempo de trabalho. Entretanto, as resinas compostas fotoativadas também apresentam algumas desvantagens: (1) profundidade de polimerização limitada, obrigando a utilização de camadas de 2mm ou menos; (2) acessibilidade relativamente inferior em certas regiões posteriores ou

interproximais; (3) tempos de exposição variáveis por diferenças de cor, pois as cores mais escuras e/ou mais opacas requerem maior tempo de exposição; e (4) sensibilidade à luz do ambiente, que pode levar à formação de crostas quando um tubo aberto fica muito tempo exposto à luz (Anusavice, 2005).

Uma forma de resolver os limites de profundidade de polimerização e outros problemas associados à fotoativação é a combinação dos componentes de polimerização química com os componentes de polimerização por luz visível na mesma resina. Esses materiais são indicados para situações na qual não se consegue uma adequada penetração da luz para se alcançar uma conversão de monômeros apropriada, ou seja, são os cimentos resinosos utilizados em cimentação de peças indiretas, como, por exemplo, inlays de cerâmica (Anusavice, 2005). Estas resinas são conhecidas como resinas de dupla ativação, e consistem em duas pastas. Quando as duas pastas são misturadas e depois expostas à luz, a fotoativação é promovida pela interação amina/canforquinona e a ativação química pela interação amina/peróxido de benzoíla.

2.2.1 Bases da Fotoativação

Para entender a fotoativação, deve-se primeiro compreender o espectro eletromagnético. Um aspecto característico da energia é que ela muda em amplitude com o tempo, e tem uma frequência associada a isso. Essa frequência associada é definida em termos de valores de comprimento de onda. A definição de comprimento de onda é a distância física percorrida pela energia durante um único período cíclico. Como toda energia eletromagnética percorre na velocidade da luz, uma variação na frequência resulta em uma mudança do comprimento de onda. Energia de longo comprimento de onda possui menor frequência, e energia associada a menores comprimentos de onda são maiores em frequência (Rueggeberg, 1999).

A faixa de freqüências e correspondentes comprimentos de onda é extremamente ampla. Para o fim odontológico, considera-se apenas uma estreita faixa de energia chamada de região de luz visível. Nossos olhos são detectores realmente sensíveis aos diferentes comprimentos de onda de energia eletromagnética existentes nessa estreita faixa de luz visível, começando com a cor vermelha (associada à maiores comprimentos de onda, perto de 700nm), que vai até laranja, amarelo, verde, azul e violeta. Conforme vai de vermelho para violeta, a freqüência da energia eletromagnética aumenta e o comprimento de onda diminui. Energia na faixa do violeta é de aproximadamente 400nm (Rueggeberg, 1999).

2.2.2 Fotoativação

Resina composta fotoativada é comercializada em pasta única que se polimeriza por meio de um sistema de iniciador fotossensível e uma fonte de luz ativadora (Anusavice, 2005) e se difere das quimicamente ativadas somente nos ativadores e iniciadores (Filho, 1999).

Resinas ativadas por luz visível utilizam uma diquetona, como a canforoquinona, para criar radicais livres que iniciam o processo de polimerização. O comprimento de onda efetivo para ativar a canforoquinona foi demonstrado estar entre 410nm e 500nm, com pico de absorbância no comprimento de onda de 470nm (Leonard *et al.*, 2001).

Se a unidade fotoativadora emitir luz com comprimento de onda na faixa adequada para a canforoquinona, compósitos utilizando outros tipos de iniciadores, como, por exemplo, BAPO e PPD (fenil propadiona), os quais absorvem luz com menor comprimento de onda (<410nm) (Burgess *et al.*, 2002), não recebem fótons do nível de energia adequado e a polimerização não ocorre (Rueggeberg, 1999).

Quando a energia da luz visível é utilizada para polimerizar uma resina, fótons chocam-se com as moléculas de fotoiniciador, que são então ativadas e entram no “estado tripleto” ou estado reativo (Price *et al.*, 2003). Se nesse estado reativo o fotoiniciador colidir com uma amina haverá a transferência de elétrons, resultando na formação de radicais livres. Os radicais livres constituem-se de moléculas extremamente energéticas, com elétrons sem par, buscando ligações com as unidades monoméricas. Assim, há a quebra da ligação dupla do monômero, que procura fazer mais ligações com outros monômeros, resultando então em uma molécula maior, ou seja, o polímero. O processo de polimerização é contínuo, sendo importante ressaltar que quanto maior a quantidade de fótons que alcançarem o fotoiniciador, maior será o potencial para formação de radicais livres (Franco & Lopes, 2003), pois quanto mais intensa for a energia da luz mais fótons irão existir e quanto maior o número de fótons chocando-se com o composto, maior o número de moléculas de canforoquinona que entrarão no estado reativo, reagindo com a amina e formando radicais livres. Assim, a potência de energia é a chave para a taxa e extensão de como o processo de polimerização ocorre (Rueggeberg, 1999).

Se o oxigênio estiver presente, os radicais livres irão preferencialmente reagir com este elemento, formando um radical peróxido, que não é reativo à temperatura ambiente. Como resultado, não ocorrerá polimerização, deixando monômeros não reagidos após a exposição. Esse processo é chamado de “inibição da polimerização pelo oxigênio” (Rueggeberg, 1999).

Os primeiros aparelhos empregavam a luz ultravioleta (UV), que emita energia com comprimento de onda dentro de 340nm e 380nm (Franco & Lopes, 2003). Apesar dos benefícios iniciais da utilização de luz para polimerização das resinas compostas, esse sistema apresentava limitada profundidade de polimerização. A presença de material não polimerizado ou parcialmente polimerizado na base da restauração pode levar à falha de retenção ou a danos para a polpa. Além disso, outro problema da luz UV está relacionado aos aspectos

de segurança. Efeitos prejudiciais da radiação ultravioleta foram reportados e incluem câncer de pele e dano aos olhos (Watts *et al.*, 1984).

Mais recentemente, sistemas ativados por luz visível com comprimento de onda de aproximadamente 470nm, na região azul do espectro, se tornaram disponíveis para evitar os problemas associados com a luz ultravioleta (Watts *et al.*, 1984).

O grau de conversão de compósitos ativados por luz depende da intensidade de energia da unidade fotoativadora. Suficiente intensidade em correto comprimento de onda e adequado tempo de exposição são variáveis críticas para polimerização satisfatória (Quance *et al.*, 2001).

2.3 Fontes de Luz

Atualmente, o aparelho de fonte de luz mais amplamente utilizado, ou seja, a lâmpada halógena, consiste em uma lâmpada de quartzo com um filamento de tungstênio, em um ambiente halógeno, similar aos utilizados nos faróis dos automóveis. Mais recentemente, outros tipos de fonte de luz foram introduzidos, que oferecem várias vantagens sobre as lâmpadas halógenas de quartzo-tungstênio, mas normalmente com custos mais elevados e outras desvantagens (Anusavice, 2005).

As quatro grandes tecnologias para fotopolimerização de materiais resinosos disponíveis atualmente são:

- Lâmpada Halógena,
- Diodos Emissores de Luz,
- Laser de Argônio,
- Arco de Plasma.

Assim, o clínico pode ter a oportunidade de selecionar o tipo de fonte de luz que irá trabalhar, baseando-se nas características de cada um (Franco & Lopes, 2003).

2.3.1 Lâmpada Halógena

A lâmpada halógena é rotineiramente usada como unidade de fotoativação. Lâmpadas halógenas produzem luz por incandescência, pela qual um filamento de tungstênio é aquecido em ambiente halógeno, causando a excitação de átomos em uma grande faixa de níveis de energia, produzindo, dessa forma, um espectro muito amplo (Yoon *et al.*, 2002), com muita radiação na região do infravermelho, a qual é responsável pelo calor (Franco & Lopes, 2003). Filtros são então necessários para restringir a luz emitida à região azul do espectro para a polimerização de resinas compostas (Yoon *et al.*, 2002). Um dos componentes com grande importância nestes aparelhos é o sistema de ventilação, pois o calor produzido reduz drasticamente a vida útil e a potência da lâmpada (Franco & Lopes, 2003). Sua vantagem inclui o fato de ser tecnologia de baixo custo (Cefaly *et al.*, 2005). Entretanto, unidades de luz fotoativadoras baseadas em lâmpada halógena usadas para polimerizar materiais dentários possuem algumas desvantagens. Por exemplo, o bulbo tem um tempo de vida útil efetivo limitado de aproximadamente 100 horas. Além disso, mesmo apresentando um sistema de resfriamento, o bulbo, o refletor e o filtro das unidades fotoativadoras podem degradar com o tempo, devido às altas temperaturas de trabalho e a grande quantidade de calor que é produzida durante os ciclos. Isso resulta na redução da efetividade de polimerização das unidades fotoativadoras ao longo do tempo e no aumento do risco de falha prematura da restauração (Yoon *et al.*, 2002). Adicionalmente, grande parte das unidades fotoativadoras não possui manutenção apropriada, sendo utilizada com densidades de energia menores que a necessária para fotoativar de forma adequada os compósitos restauradores (Franco & Lopes, 2003).

2.3.2 Diodos Emissores de Luz (LED)

Unidades fotoativadoras que utilizam diodos emissores de luz estão se tornando popular na prática odontológica (Felix *et al.*, 2006). Elas utilizam semicondutores que produzem luz azul quando submetidos a uma corrente elétrica (Park *et al.*, 2005). O LED se constitui na combinação de dois diferentes semicondutores, um que tem excesso de elétrons e outro que tem falta de elétrons, mas rico em lacunas receptoras de elétrons. Quando uma tensão é aplicada entre estes dois semicondutores, há a passagem de elétrons de um para o outro, resultando num fluxo de elétrons. Toda esta movimentação gera fótons em uma faixa estreita de comprimento de onda, próxima de 470nm, produzindo uma luz divergente e não coerente (Franco & Lopes, 2003). A densidade de energia da luz não diminui, portanto os clínicos não precisam se preocupar com a perda de densidade de energia na unidade fotoativadora. Além disso, os diodos emissores de luz apresentam bateria com excelente vida útil, porque (1) a energia necessária é menor, (2) produzem pouco calor durante o uso, o que significa que ventiladores não são necessários para resfriarem a unidade, e (3) não apresentam partes móveis. Entretanto, foi demonstrado que a densidade de energia da primeira geração de diodos emissores de luz era tão baixa que eles não polimerizavam suficientemente as resinas compostas, resultando em restaurações com propriedades mecânicas reduzidas (Park *et al.*, 2005). Os primeiros diodos emissores de luz eram incapazes de polimerizar os compósitos tão bem quanto uma lâmpada halógena em correto funcionamento (Felix *et al.*, 2006). Recentemente, foi introduzida no mercado uma segunda geração de diodos emissores de luz, que apresentam maior densidade de energia que a primeira geração (Park *et al.*, 2005). Essa nova tecnologia dos diodos emissores de luz tem sido reportada como unidade de fotoativação de alta intensidade de luz, podendo polimerizar alguns compósitos restauradores tão bem ou melhor que algumas unidades de lâmpadas halógenas (Felix *et al.*, 2006). No entanto, como o espectro de luz é reduzido, estas unidades fotoativadoras se limitam aos materiais que

apresentam CQ como sistema iniciador, não sendo capazes de fotoativar materiais que apresentam outros iniciadores como BAPO e PPD (fenil propadiona), os quais absorvem luz com menor comprimento de onda (<410nm) (Burgess *et al.*, 2002). Na tentativa de contornar estes problemas foi desenvolvida uma terceira geração de diodos emissores de luz, que apresentam um espectro de emissão mais abrangente, podendo atingir sistemas que não utilizam a CQ.

2.3.3 Laser de Argônio

O termo “Laser” significa “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation”, que na língua portuguesa é traduzido como “Amplificação da Luz por Emissão Estimulada de Radiação” (Franco & Lopes, 2003).

O Laser é capaz de produzir energia de luz visível através da excitação de íons em uma câmara ressonante preenchida por argônio. A luz produzida é focada por lentes, chegando assim até ponta polimerizadora (Burgess *et al.*, 2002). Os fótons produzidos por um laser apresentam certas características: eles são coerentes e não são divergentes. A luz emitida pelo laser de argônio é diferente: ao invés de prover uma energia com comprimento de onda contínuo, o laser produz energia em vários comprimentos de onda, que estão na faixa da absorção da canforoquinona: 454, 458, 466, 472, 488 e 497nm. Desses, o mais intenso é o 488nm. A maior energia é produzida em 514nm (luz verde), mas está fora da faixa de energia utilizada pela canforoquinona (Rueggeberg, 1999). Os específicos comprimentos de onda produzidos pelo laser, percorrem em ondas paralelas, em fase espacialmente e temporalmente (Lalani *et al.*, 2000), o que significa que as ondas percorrem com, exatamente, o mesmo padrão (sem divergência), estando em fase umas com as outras (Rueggeberg, 1999). Como o laser de argônio gera pouca energia infravermelha, não há a produção de muito calor (Park *et al.*, 2005).

Os comprimentos de onda específicos do laser de argônio, juntamente com a habilidade de emitir luz visível com densidade de energia sem nenhuma

perda, podem possibilitar uma melhora nas propriedades físicas das resinas compostas através da obtenção de melhor polimerização (Lalani *et al.*, 2000). Apesar de as unidades de fotoativação do laser de argônio possuírem uma produção de luz mais consistente com a distância (Park *et al.*, 2002), elas são caras, ocupam muito espaço e atualmente não são muito populares (Park *et al.*, 2005).

2.3.4 Arco de Plasma

O sistema de fotoativação através do Arco de Plasma de Xenônio possui uma maior densidade de energia que as convencionais unidades fotoativadoras que utilizam lâmpada halógena (Park *et al.*, 2005).

Esta fonte contém dois eletrodos, também de tungstênio, separados por um pequeno espaço. Estes eletrodos localizam-se em uma cápsula pressurizada preenchida com gás de xenônio, desenvolvendo um alto potencial elétrico entre os mesmos, em função de uma alta descarga elétrica. Isto resulta na formação de um arco ionizado entre os dois eletrodos e em um gás condutivo, conhecido como plasma (Franco & Lopes, 2003). A descarga de luz forma um fluxo luminoso paralelo e com alta intensidade (Katahira *et al.*, 2004). A emissão é filtrada para minimizar a transmissão de energias infravermelha e ultravioleta (Craig & Powers, 2004). A grande quantidade de energia liberada durante esse processo é usada para polimerizar compósitos fotossensíveis (Park *et al.*, 2005), economizando tempo durante o procedimento que requer múltiplas exposições (Craig & Powers, 2004).

A energia transmitida está na faixa visível entre 380nm e 500nm, com um pico de rendimento próximo de 480nm. Devido à alta intensidade da luz disponível em baixos comprimentos de onda, a luz de arco de plasma é capaz de polimerizar compósitos com outros fotoiniciadores além da conforoquinona (Craig & Powers, 2005).

Um exclusivo circuito é necessário para a ignição, sendo formado por um aparelho de ignição de alta voltagem e um suprimento elétrico de corrente de energia, que resulta em uma unidade maior e mais pesada (Katahira *et al.*, 2004). Além disso, o preço do sistema de Arco de Plasma é muito maior do que as unidades de lâmpada halógena (Park *et al.*, 2005) e apresenta uma diminuição da intensidade de luz emitida pela deposição de íons prata no interior da lâmpada ao longo do tempo (Burgess *et al.*, 2002).

2.4 Efetividade de Polimerização

A efetividade de polimerização é dependente não somente da composição química do material e concentração de iniciadores, mas também do tipo de partículas de carga, tamanho e quantidade. Além disso, a polimerização é dependente da efetividade da fonte de luz, incluindo comprimento de onda, intensidade de luz, tempo de exposição, distância da fonte de luz (Yap, 2000), e do tipo de resina restauradora, sua espessura e cor (Vargas *et al.*, 1998).

Conforme a luz passa através do compósito, é absorvida e dissipada, atenuando a intensidade e reduzindo a efetividade da luz para a polimerização da resina conforme a profundidade aumenta (Vargas *et al.*, 1998). A dissipação é aumentada conforme o aumento do tamanho das partículas de carga aproxima-se do comprimento de onda da fonte de luz. Essa dissipação reduz a quantidade de energia que é transmitida ao longo do compósito (DeWald & Ferracane, 1987). A diminuição na intensidade (atenuação) de energia resulta no que é comumente referido como problema de “profundidade de polimerização” (Rueggeberg, 1999).

Na superfície de topo de um compósito fotoativado, há mínima atenuação da luz. Assim, a polimerização na superfície de topo ocorre muito rapidamente, pois, virtualmente, todas as moléculas de canforoquinona são excitadas. Mais profundamente, a atenuação da luz resulta em menor quantidade

de moléculas de canforoquinona excitadas, e a probabilidade da colisão com a amina diminui dramaticamente (Rueggeberg, 1999).

Assim, a quantidade de luz recebida no topo e base de uma restauração pode diferir consideravelmente e é afetada por muitas variáveis. Conseqüentemente, a dureza no topo da restauração é um pobre preditor da dureza da resina na base da restauração. Portanto, para comparar as habilidades de polimerização de diferentes fontes de luz, a dureza deve ser medida na base de uma espessura clinicamente relevante de compósito (Price *et al.*, 2003). A proporção de dureza base/topo pode ser usada para comparar relativamente à extensão de cura de diferentes compósito com diferentes estratégias de fotopolimerização (Bouschlicher *et al.*, 2004). Entretanto, até agora, não existe consenso em qual grau de conversão consiste em uma adequada polimerização do compósito restaurador (Vanderwalle *et al.*, 2004).

A inadequada polimerização na base de uma restauração pode resultar em propriedades físicas inferiores, como aumento da taxa de sorção de água e aumento da solubilidade do material, conseqüentemente apresentando potencial para o desenvolvimento de cáries secundárias e reação tecidual adversa, que, por sua vez, podem levar à falha prematura da restauração (Soh *et al.*, 2004). Além disso, componentes não reagidos podem ser liberados da restauração, causando irritação tecidual local (DeWald & Ferracane, 1987). Compósitos altamente polimerizados, como na superfície de topo de uma restauração, caracterizados pelo aumento na densidade de ligações cruzadas e poucos monômeros residuais, têm apresentado melhor resistência ao desgaste, dureza e resistência flexural (Knoblock *et al.*, 2004), sendo importantes não apenas para garantir ótimas propriedades físicas, mas também para garantir que problemas clínicos não surgirão (Soh *et al.*, 2003).

Na tentativa de contornar este problema, maior quantidade de luz pode ser fornecida às restaurações de compósito mais profundas se a intensidade da fonte de luz for aumentada. Aumentando a intensidade da luz, mais moléculas de fotoiniciadores entrarão no estado reativo, resultando em maior número de

radicais livres e numa maior extensão e taxa de polimerização, comparada à menor intensidade de luz. Dois potenciais benefícios que podem ser esperados de luz de alta intensidade são diminuição do tempo de exposição e aumento da profundidade de polimerização (Rueggeberg, 1999).

Mas uma final preocupação com as unidades de fotoativação de alta intensidade é a qualidade do polímero resultante. Quando uma reação de polimerização inicia, os estágios iniciais desenvolvem polímeros mais lineares. Apenas durante os últimos estágios da conversão, quando as distâncias físicas entre os componentes tiverem tornado-se pequenas, maiores extensões de ligações cruzadas formam-se. O rápido desenvolvimento da cadeia pode resultar em cadeias de menor peso molecular com menor quantidade de ligações cruzadas. Como muitas das propriedades físicas do polímero dependem do peso molecular e da extensão de ligações cruzadas, pobres propriedades são esperadas quanto mais rapidamente o compósito polimeriza (Rueggeberg, 1999).

Outro fator a ser levado em consideração, em se tratando de polimerização, é o conceito de energia total. Esse conceito é centrado na teoria de que a polimerização de resinas restauradoras fotoativadas é baseada na total energia fornecida. Para calcular a energia total, precisamos saber a intensidade da fonte de luz (em mW/cm^2) e o tempo de exposição (em segundos). Através da multiplicação da intensidade de luz pelo tempo de exposição, obtemos o total de energia fornecido ao compósito (J/cm^2) (Rueggeberg, 1999).

A extensão da reação de polimerização, frequentemente referida como o grau ou efetividade de polimerização, é muito importante pois indica muitas propriedades físicas e mecânicas da restauração com compósito (Vargas *et al.*, 1998). O Grau de conversão é medido pela porcentagem de ligações duplas da resina capaz de converter-se em polímero (Filho, 1999). Métodos diretos que avaliam o grau de conversão, como a espectroscopia infravermelha e a espectroscopia Raman, não têm sido aceitos para uso rotineiro por serem complexos, caros e demorados. Métodos indiretos incluem visual, raspagem e dureza (Yap & Seneviratne, 2001). A microdureza tem demonstrado ser um

adequado indicador do grau de conversão ou polimerização de resinas compostas (Vargas *et al.*, 1998) e uma boa correlação entre dureza Knoop e espectroscopia infravermelha já foi reportada (Yap & Seneviratne, 2001). O grau de polimerização é um válido preditor da performance clínica de um material restaurador resinoso (Vargas *et al.*, 1998). Esse método permite rápida mas acurada avaliação das estratégias de fotoiniciação. A facilidade para preparação das amostras torna esta técnica mais amplamente aplicada do que a espectroscopia infravermelha (Yap & Seneviratne, 2001).

2.5 Meios de Envelhecimento

O aumento da demanda por restaurações estéticas na prática diária odontológica, como alternativa às restaurações de amálgama, gerou intensas pesquisas sobre materiais adesivos (Mitsui *et al.*, 2006). Para manter a integridade de uma restauração, ela deve resistir a mudanças dimensionais para prevenir sua deterioração (Bedran-de-Castro *et al.*, 2004).

As concentrações de tensões na interface resina-partícula podem contribuir ao desgaste, pois a falha desta interface causa a perda da partícula e exposição da matriz resinosa. Essas concentrações de tensões podem ser geradas pela absorção de água, ciclos térmicos e mecânicos (Yap *et al.*, 2001). Assim, as condições do ambiente oral são importantes fatores considerando a resistência mecânica de materiais compósitos. Água ou outras substâncias disponíveis na cavidade oral podem, com o tempo, diminuir as propriedades mecânicas dos compósitos (Carreiro *et al.*, 2004). Além disso, a deterioração da restauração pode também ocorrer devido a tensões químicas, térmicas e mecânicas (Bedran-de-Castro *et al.*, 2004).

O estabelecimento de metodologias *in vitro* usando diferentes tipos de tensões presente no ambiente oral é importante desde que a constante e rápida evolução dos materiais adesivos não permite experimentos clínicos por longo

tempo. Tensões térmicas e mecânicas são utilizadas em estudos *in vitro* para mimetizar o processo de envelhecimento natural da restauração (Bedran-de-Castro *et al.*, 2004) e para permitir a avaliação do comportamento dos materiais restauradores expostos a tensões similares aos encontrados no ambiente oral (Mitsui *et al.*, 2006).

Mudanças de temperatura intra-oral podem ser produzidas rotineiramente através da ingestão de bebidas, comidas e também através da respiração (Yap *et al.*, 2001). O uso de ciclagem térmica em restaurações dentais é frequentemente visto em estudos laboratoriais para simular as alterações de temperatura intra-orais (Mitsui *et al.*, 2006). As propriedades das resinas compostas podem ser afetadas pelas tensões térmicas (Yap *et al.*, 2001). A padronização da ISO TR 11450 indica que a ciclagem térmica formada de 500 ciclos térmicos em água entre 5 e 55 °C é um teste de envelhecimento artificial adequado (Munck *et al.*, 2005).

A ciclagem mecânica tem sido estudada devido a sua capacidade potencial em simular os movimentos mastigatórios (Mitsui *et al.*, 2006). Diversos estudos sugerem que os ciclos mecânicos oclusais podem acelerar a deterioração da restauração (Bedran-de-Castro *et al.*, 2004). Forças abaixo do limite de proporcionalidade, repetidas muitas vezes, podem afetar drasticamente a estrutura da resina e provocar micro-rachaduras. Há possibilidade de ruptura da união carga/silano e, em conseqüência, o deslocamento da partícula causando irregularidades negativas na superfície (Filho, 1999). Entretanto, assim como a ciclagem térmica, é difícil a comparação entre estudos, pois eles empregam diferentes forças, número de ciclos e diferentes freqüências (Bedran-de-Castro *et al.*, 2004).

A água ou outras substâncias químicas disponíveis na cavidade oral podem, com o tempo, diminuir as propriedades mecânicas dos compósitos. A degradação hidrolítica é um processo taxa de difusão dependente influenciado pelo tipo de polímero, tipo de partícula de carga e tratamento de superfície da partícula (Carreiro *et al.*, 2004), e está em função da extensão das ligações

cruzadas, sendo diretamente dependente não somente do tipo de resina, mas também do sistema de polimerização. Uma polimerização incompleta, quer seja pelo tempo de exposição, intensidade da luz, espessura da resina, ou qualquer outro fator extrínseco, tem como resultado o aumento da solubilidade (Filho, 1999). Existe a hipótese de que a água causa o amolecimento dos componentes do polímero resinoso através da expansão da rede polimérica e da redução das forças friccionais entre as cadeias. Uma vez a rede polimérica sendo saturada pela água e se tornando amolecida, a estrutura do compósito estabiliza e não há maior redução nas propriedades ao longo do tempo (Carreiro *et al.*, 2004). Os componentes mais lixiviáveis incluem os monômeros residuais e os constituintes das partículas de carga, que dissolvem na água em diversos graus de magnitude (Filho, 1999).

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo do seguinte estudo foi:

Avaliar a eficiência dos quatro tipos de fontes de luz existentes no mercado (HAL, LED, LAS e PAC) e dos envelhecimentos térmico, mecânico e armazenamento por 1 ano, através do teste de microdureza Knoop, realizado nas superfícies de base e topo de cilindros em resina composta.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Delineamento Experimental

Unidade Experimental:

- Cilindros de Resina Composta;

Fatores em estudo:

- Fonte de luz em 4 níveis (HAL, LED, PAC e LAS);
- Envelhecimento em 5 níveis (CM, CT, E, CM+CT e CM+CT+E);

Variável de Resposta:

- Microdureza Knoop (KHN).

4.2 Confeção dos corpos de prova

Para este estudo foram confeccionados 200 corpos de prova de resina composta Filtek Z250 (3M ESPE Dental Products), cor A2, a partir de matrizes metálicas bipartidas cilíndricas (**Figura 4.1**) com 5mm de diâmetro e 4mm de altura (**Figura 4.2**) A composição do material restaurador utilizado neste estudo encontra-se na **Tabela 4.1**.

Tabela 4.1 – Classificação e Composição do material restaurador utilizado no estudo.

MARCA COMERCIAL	CLASSIFICAÇÃO	COMPOSIÇÃO QUÍMICA BÁSICA
Filtek Z250 (3M ESPE)	Microhíbrida	BisGMA, UDMA, BisEMA, TEGDMA, silicato de zircônio, fotoiniciadores, inibidores, pigmentos



Figura 4.1 – Matriz metálica bipartida cilíndrica com 5mm de diâmetro e 4mm de altura.

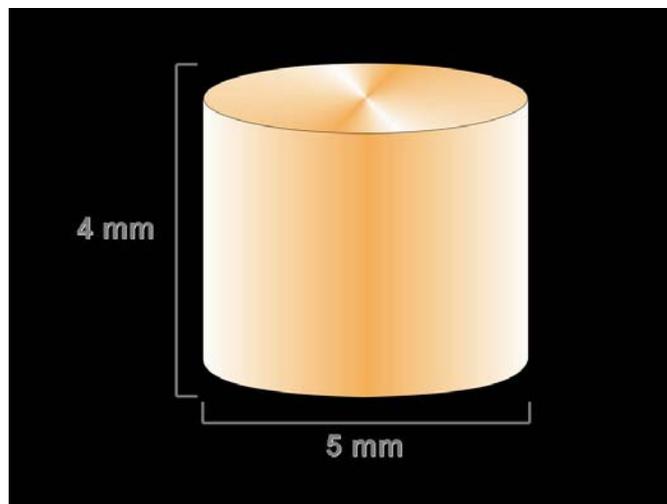


Figura 4.2 – Esquema ilustrativo dos corpos.

Na base da matriz foi colocada uma tira de poliéster e os cilindros de resina composta foram confeccionados utilizando dois incrementos horizontais de aproximadamente 2mm (**Figura 4.3 A e B**). Após a inserção do incremento final foi colocada sobre a matriz outra tira de poliéster (**Figura 4.3 D e F**) e, sobre esta, um peso de 500mg (**Figura 4.3E**) a fim de promover uma melhor acomodação da resina composta.

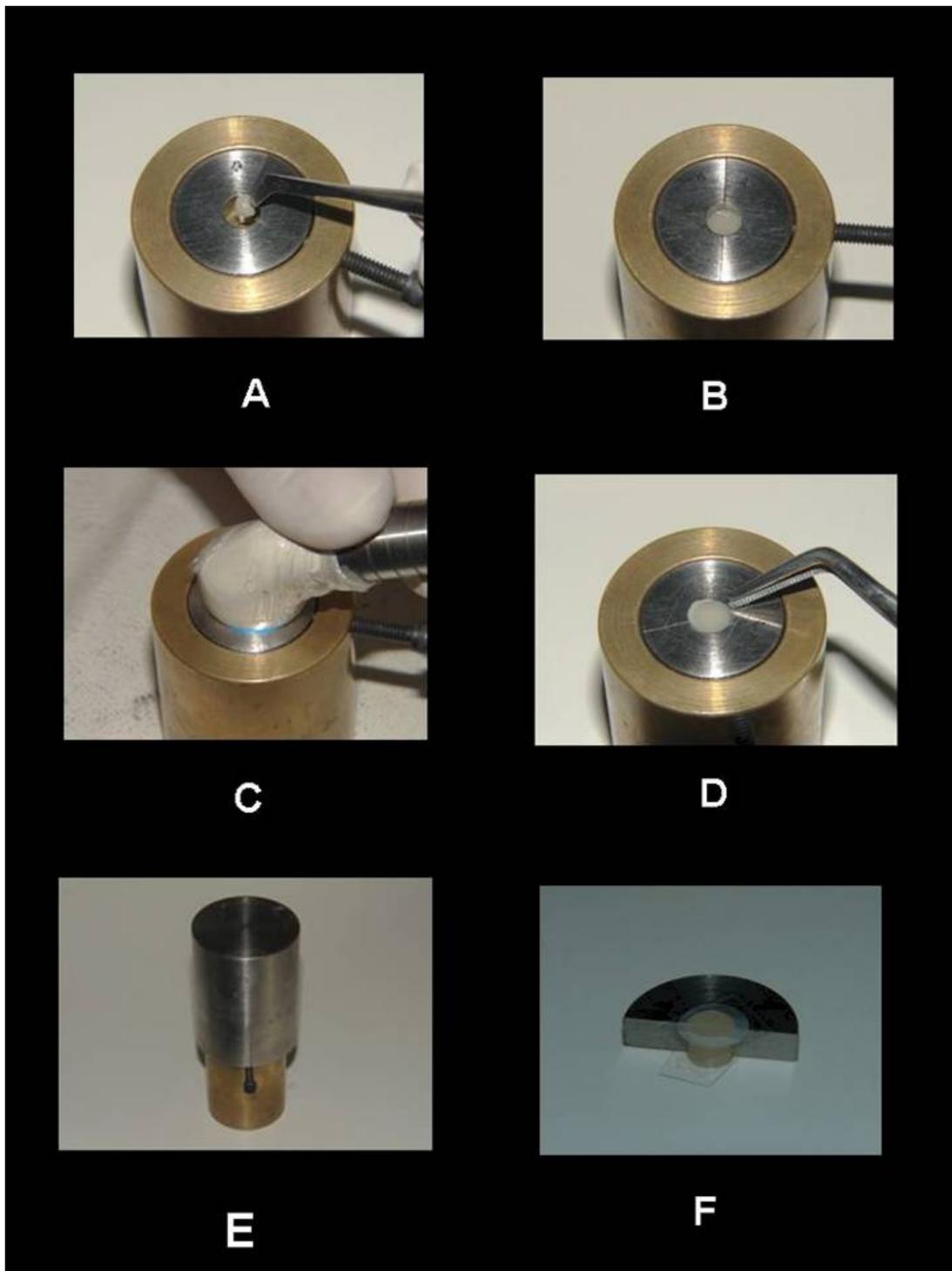


Figura 4.3 - Seqüência da confecção dos corpos de prova: A e B- Inserção do primeiro incremento; C- Fotoativação; D- Após inserção do incremento final, a colocação da tira de poliéster; E- Peso de 500g posicionado sobre a matriz, para a acomodação da resina composta; F- Corpo de prova confeccionado.

A fotoativação do último incremento foi feita após a remoção do peso. Cada incremento de resina composta foi fotopolimerizado com a ponta do aparelho em contato com a superfície de topo da matriz (**Figura 4.3C**) com uma das fontes de luz (**Figura 4.4**): **Lâmpada Halógena**, utilizando o aparelho OPTILUX 501 (Demetron/Kerr Corp., Orange, CA, EUA); **Diodos emissores de luz**, com aparelho Freelight Elipar 2 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha); **Laser de Argônio**, com o aparelho AccuCure 3000 (LaserMed, West Jordan, UT, EUA); **Arco de plasma de Xenônio**, com aparelho Apollo 95E Elite (DMD - Dental Medical Diagnostic Systems, Westlake Village, CA, EUA).

Após confeccionados, os corpos de prova foram mantidos em solução salina tamponada de Hank (Habelitz *et al.*, 2002) (**Anexo 1**), dentro de frascos plásticos pretos em estufa (Mod. 002CB - Fanem Ltda., São Paulo, SP, Brasil) a 37°C, estando livres da incidência de luz, até a avaliação inicial da microdureza Knoop.

Cabe ressaltar que, no que diz respeito às densidades de energia apresentada por cada fonte de luz, é sabido que as densidades influenciam na cinética da reação de polimerização do compósito resinoso. Sendo assim, foi avaliada a real densidade de energia para cada fonte, dentro da banda de absorção da canforoquinona (450-490nm – Nomoto, 1997) bem como a possibilidade de aproximá-las através do tempo de exposição.

O cálculo da intensidade de luz na banda de absorção da canforoquinona para cada aparelho de fotopolimerização foi realizado no instituto de física da Universidade de São Paulo Campus São Carlos, da seguinte forma: primeiramente, analisou-se o espectro emitido por cada fonte de luz em um espectrômetro (Oceanoptics. Inc. USB 2000). A seguir, através de um potenciômetro (Power Meter Ophir, Ophir Optronics LTD made in Israel), a potência de cada fonte de luz foi aferida. Este valor foi dividido pela área da ponta do aparelho correspondente e, dessa forma, foi possível obter a intensidade de luz total emitida. Através do software Origin 6.1, a intensidade total foi correlacionada com



Figura 4.4 – Fontes de luz utilizadas.

o espectro previamente avaliado através da construção de um gráfico onde, no eixo X, tem-se o comprimento de onda (nm) e, no eixo Y, a intensidade de luz (mW/cm^2) (**Gráfico 4.1**). Assim, foi possível selecionar uma banda específica e, através de cálculo integral da área, verificar a intensidade de luz emitida no comprimento de onda em estudo.

Através da aplicação da fórmula abaixo, utilizando o valor de intensidade de luz emitida por cada aparelho na banda de absorção da canforoquinona (**Tabela 4.2**), pudemos aproximar as densidades de energia através do ajuste dos tempos de exposição.

$$\text{Densidade Energia (J/cm}^2\text{)} = \frac{\text{mW/cm}^2 \times \text{Tempo (seg.)}}{1000}$$

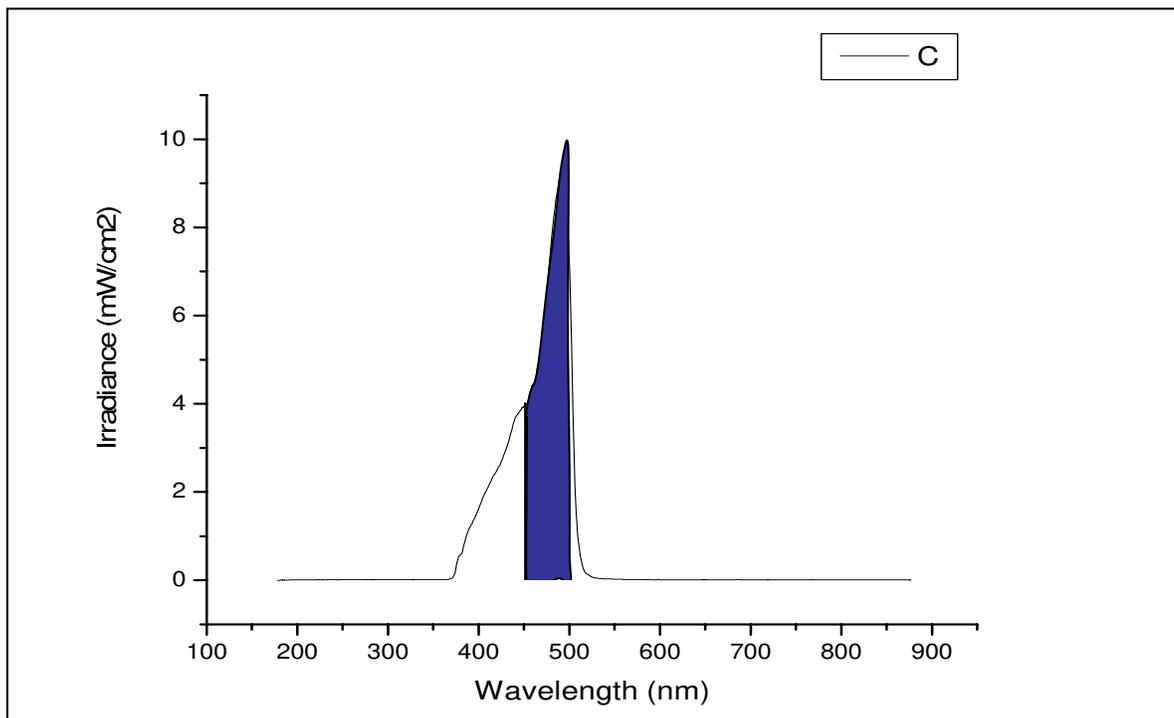


Gráfico 4.1 - Representação gráfica do espectro e intensidade luz obtidos no Software Origin 6.1 para o aparelho fotoativador Optilux 501 (Demetron). Através do cálculo da área da região demarcada, utilizando a análise integral, obteve-se a intensidade de luz no comprimento de onda entre 450-490nm.

Tabela 4.2 - Valores da área da ponta ativadora, intensidade de luz total emitida e intensidade de luz útil dentro da faixa de absorção da canforoquinona para cada fonte de luz.

Fonte de Luz	Área da Ponta Ativadora (cm ²)	Potência (mW)	Intensidade Total (mW/cm ²)	Intensidade Útil (mW/cm ²)
HALÓGENA	0,933	570-530	610,93	302,08
LED	0,43	373	867,44	570,89
LASER	0,49	136	277,55	204,58
PAC	0,465	620	1333,33	969,73

Tendo-se como base a recomendação do fabricante da resina composta Z250 para fotoativação de incrementos de 2mm de espessura utilizando aparelhos de luz halógena com tempo de exposição de 20 segundos, a densidade de energia útil de 6,04J/cm² foi selecionada. Assim, através dos cálculos para padronização da densidade de energia, os tempos de exposição obtidos para cada fonte de luz foram:

- Halógena – Optilux 501: 20 segundos
- LED – Freelight Elipar 2: 10 segundos
- Laser de Argônio – AccCure 3000: 30 segundos
- Arco de Plasma – Apollo 95E Ellite: 6 segundos

Foi realizada a avaliação da intensidade de luz emitida pelos aparelhos fotoativadores antes e após a confecção dos corpos de prova para verificar se a intensidade de luz era capaz de se manter constante. Para HAL, foi utilizando o radiômetro acoplado ao aparelho Optilux 501 (**Figura 4.5A**), para o LED Freelight Elipar 2 o radiômetro do próprio aparelho (**Figura 4.5B**), para o laser de Argônio, foi utilizado o medidor de potência Laser Check (Coheretit Auburn Division) (**Figura 4.5C**) e, para o arco de plasma de Xenônio, o radiômetro Hilux (Benlioglu Dental Inc.) (**Figura 4.5D**) que permite a verificação de altas intensidades.

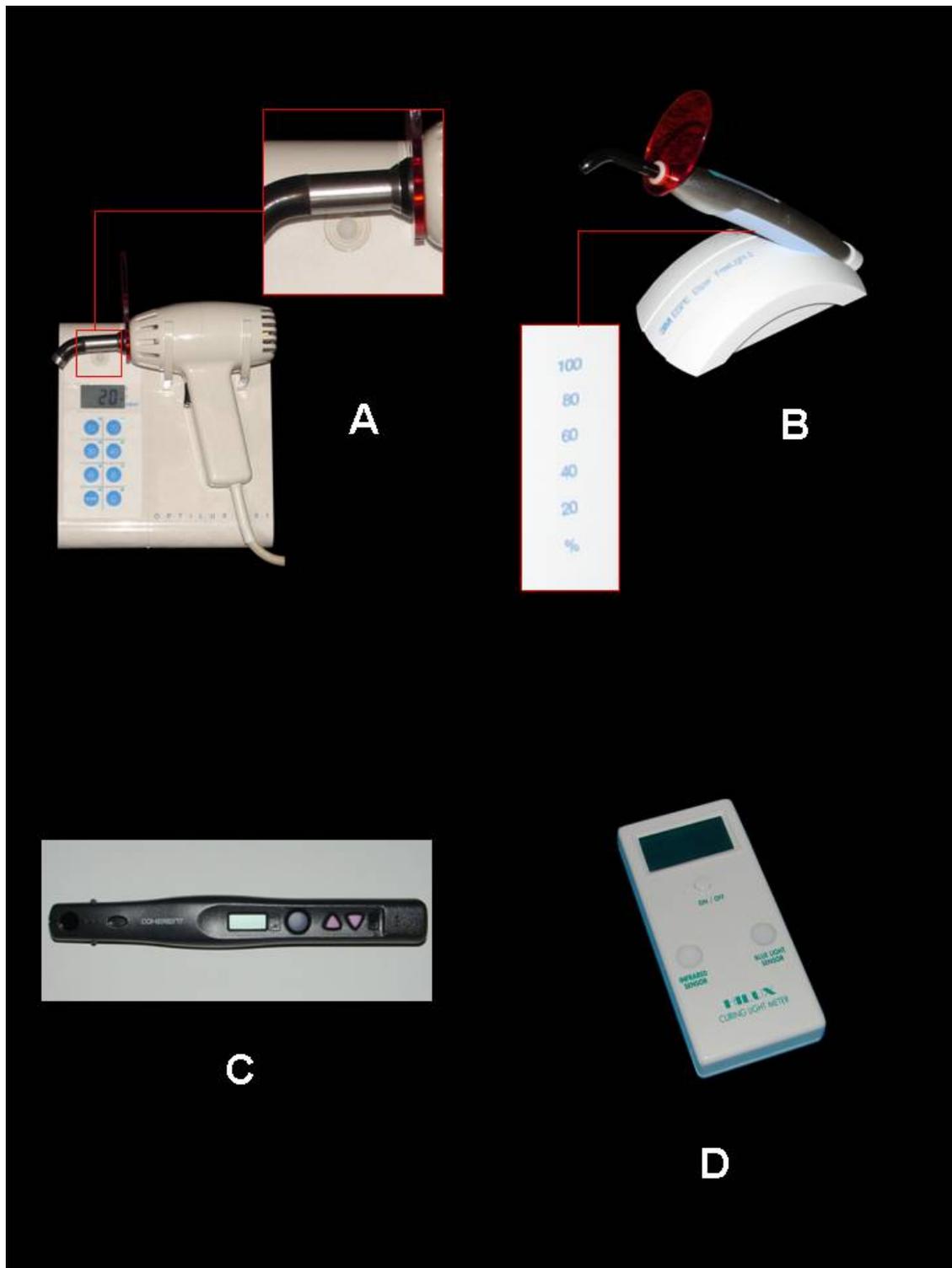


Figura 4.5 – Ilustração da avaliação da intensidade de luz emitida pelos aparelhos: A- Radiômetro do aparelho Optilux 501; B- Radiômetro do aparelho Freelight Elipar 2; C- Laser Check; D- Radiômetro Hilux.

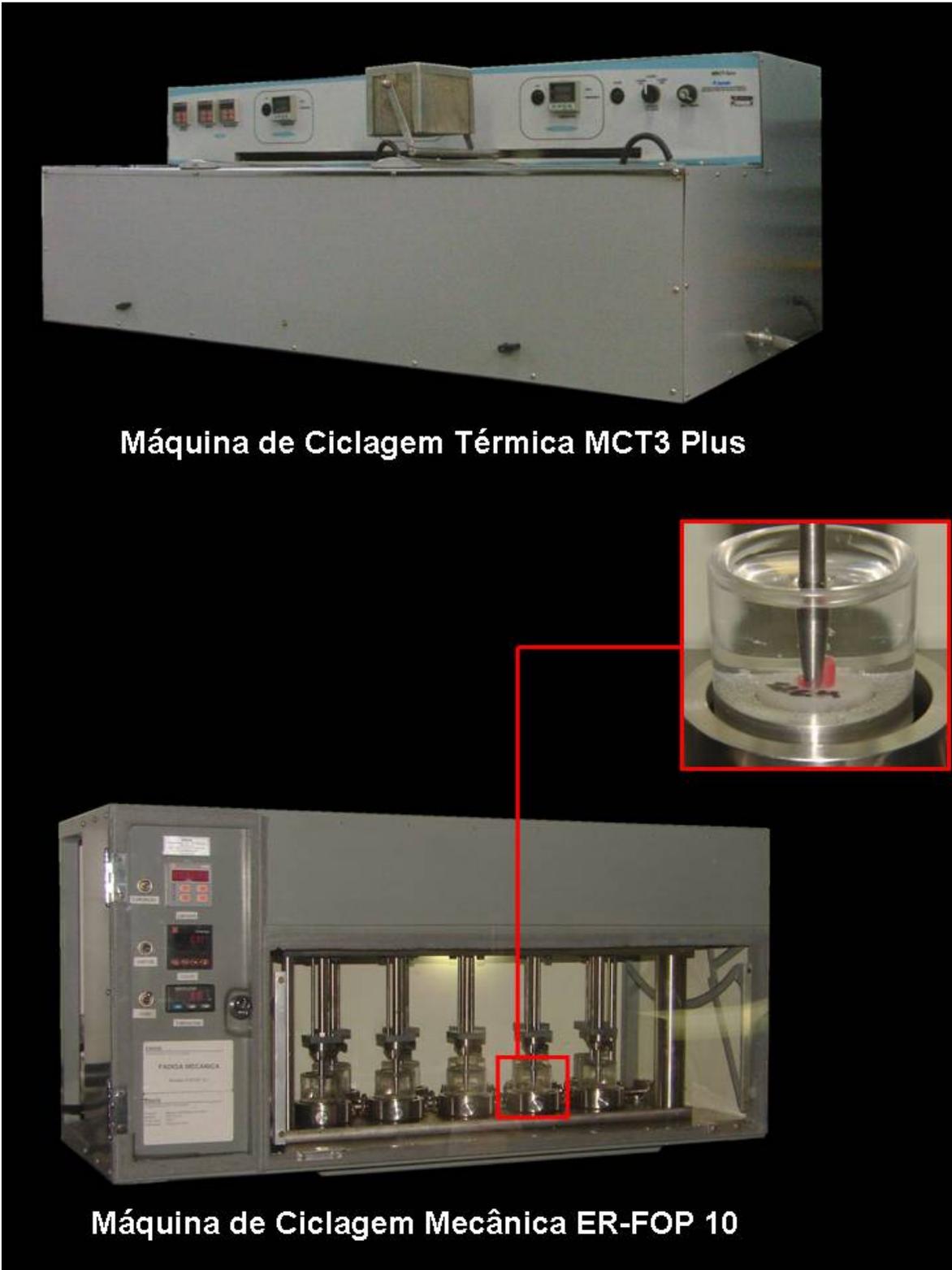
Os corpos-de-prova foram divididos em 20 grupos (n=10) quanto à fonte de luz (HAL, LED, LAS e PAC) e o meio de envelhecimento (CM, CT, E, CM+CT, CM+CT+E) (**Quadro 4.1**).

Quadro 4.1 - Representação dos grupos quanto à fonte de luz fotoativadora e o meio de envelhecimento.

GRUPO	FONTE DE LUZ	ENVELHECIMENTO
1	Luz halógena	CM
2	Luz halógena	CT
3	Luz halógena	E
4	Luz halógena	CM+CT
5	Luz halógena	CM+CT+E
6	Arco de plasma de xenônio	CM
7	Arco de plasma de xenônio	CT
8	Arco de plasma de xenônio	E
9	Arco de plasma de xenônio	CM+CT
10	Arco de plasma de xenônio	CM+CT+E
11	Laser de Argônio	CM
12	Laser de Argônio	CT
13	Laser de Argônio	E
14	Laser de Argônio	CM+CT
15	Laser de Argônio	CM+CT+E
16	Luz azul – LED	CM
17	Luz azul – LED	CT
18	Luz azul – LED	E
19	Luz azul – LED	CM+CT
20	Luz azul – LED	CM+CT+E

4.3 Procedimentos de envelhecimento das amostras

Para o envelhecimento térmico, os corpos de prova foram submetidos a 1000 ciclos (Mitsui *et al.*, 2006) em água destilada em máquina de ciclagem térmica (MCT3 Plus – Instrumental Instrumentos de Precisão Ltda – Brasil) (**Figura 4.6**), sendo cada ciclo constituído de banhos de 60s em temperaturas variando entre $5 \pm 2^\circ\text{C}$ e $55 \pm 2^\circ\text{C}$, com 5s de transferência.



Máquina de Ciclagem Térmica MCT3 Plus

Máquina de Ciclagem Mecânica ER-FOP 10

Figura 4.6 – Equipamentos utilizados para os procedimentos de envelhecimento.

Para a realização do ensaio de envelhecimento mecânico, foram confeccionados cilindros de resina de poliestireno, com uma cavidade para adaptação dos corpos de prova. Os cilindros foram confeccionados com tubos de PVC e os corpos-de-prova prensados na cavidade com cera utilidade. Este procedimento é importante para a adaptação das amostras na Máquina de Ciclagem Mecânica (ER-FOP 10, Erios Internacional, São Paulo, SP, Brasil) (**Figura 4.6**), como também para a manutenção do mesmo eixo de incidência da carga vertical de 75N (Mitsui *et al.*, 2006). Foram realizados 200000 ciclos (Mitsui *et al.*, 2006), a uma frequência de 2Hz (ciclos/segundos). Durante a ciclagem, os cilindros foram mantidos em água destilada a uma temperatura de 37°C.

No envelhecimento por armazenagem pelo período de 1 ano, os corpos de prova foram mantidos em solução salina tamponada de Hank, dentro de frascos plásticos pretos em estufa a 37°C, estando livres da incidência de luz. A solução foi trocada a cada 15 dias até que se completasse o período de armazenamento para evitar que, com o envelhecimento da solução, ocorresse a mudança do valor de pH para levemente ácido e, assim, evitar que a acidez influenciasse os valores finais de microdureza Knoop.

4.4 Avaliação da microdureza Knoop

Aproximadamente 24h após a confecção das amostras e após os procedimentos de envelhecimento, a medida da dureza Knoop foi realizada nas superfícies de base e topo dos corpos-de-prova através de um microdurômetro (Microhardness Tester, Future Tech FM-1E, Future Tech Corp., Tokyo 140, Japan) (**Figura 4.7**) em cinco pontos equidistantes (**Figura 4.8**), aplicando-se carga de 25g por 20s (Peris, 2003).



Figura 4.7 – Microdurômetro Microhardness Tester, Future Tech FM-1E.

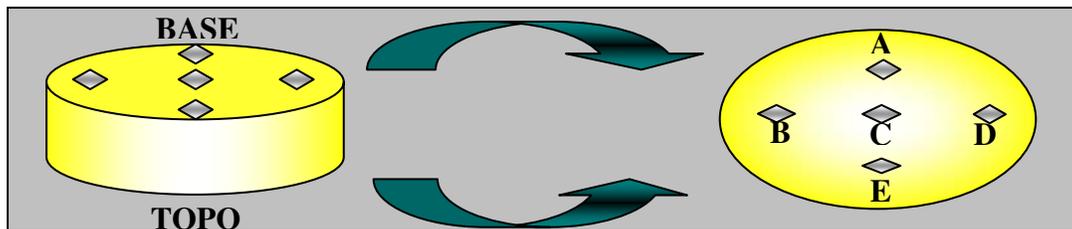


Figura 4.8 – Esquema representativo das indentações realizadas em cada corpo de prova. Distância entre A, B, C, D e E = 1mm.

Para a realização das indentações nos corpos de prova é necessário que as superfícies estejam planas e limpas. Assim, foi utilizado um dispositivo de acrílico em forma de cubo apresentando, em cada face, perfurações com diâmetro de 7mm e profundidades correspondentes à altura dos corpos de prova, ou seja, 4mm (**Figura 4.9A**). Os corpos de prova foram fixados dentro das respectivas perfurações do cubo com cera utilidade. Para impedir que a cera impregnasse na superfície da resina composta e dificultasse a posterior realização das indentações, foi colocado um filme transparente de PVC entre a cera e o corpo de prova (**Figura 4.9B**). A planificação foi realizada através de pressão com um planificador manual (**Figura 4.9C**).

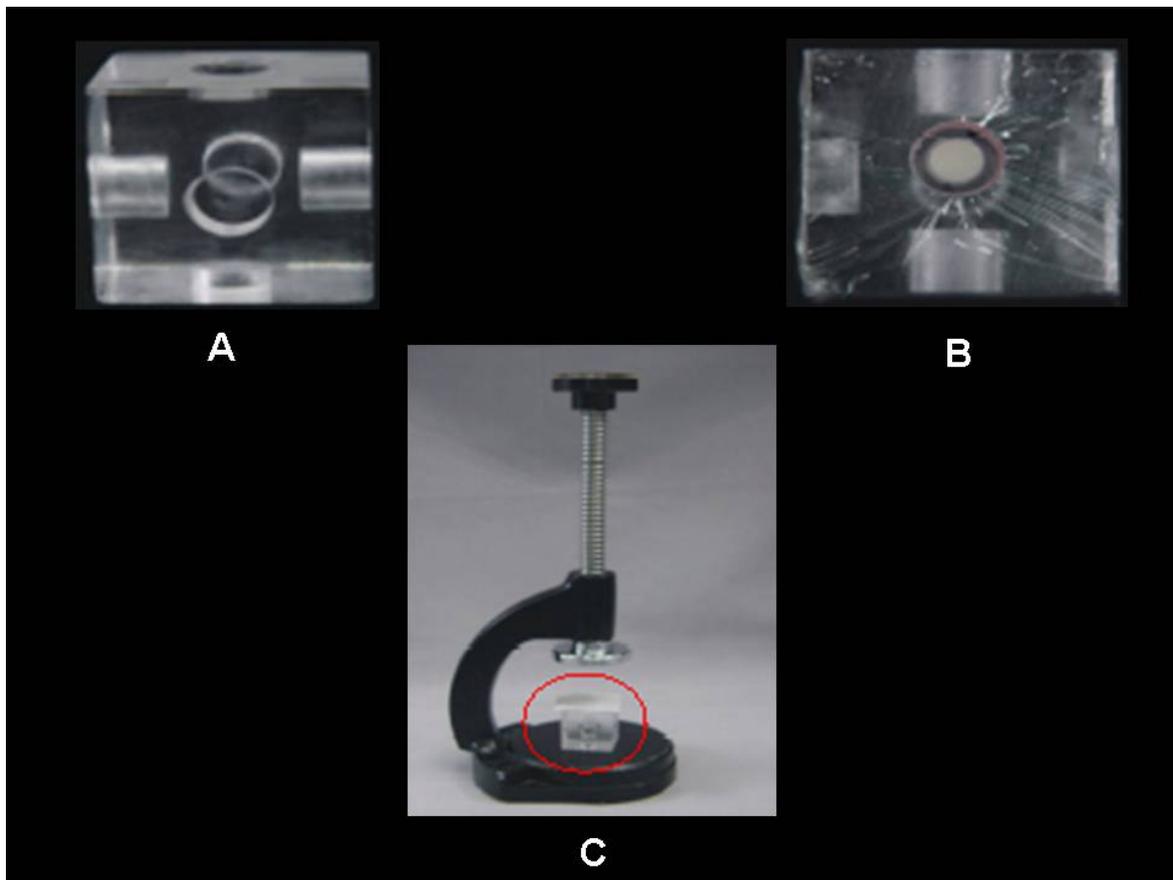


Figura 4.9 – Preparo das amostras para avaliação da microdureza Knoop: A- Dispositivo de acrílico em forma de cubo; B- Filme de PVC entre a cera e o corpo-de-prova; C- Planificador manual.

Para cada superfície foi feita uma média das cinco indentações sendo, então transformada em número de dureza Knoop (KHN – Knoop Hardness Number) utilizando a seguinte fórmula:

$$\text{KHN} = 14230 \times F / d^2$$

onde F é a força em gramas (25 gramas) e d é a distância da diagonal maior em micrômetro.

4.5 Análise Estatística

Antes dos procedimentos de envelhecimentos, tanto para a superfície de base como para a de topo, temos apenas o efeito das diferentes fontes de luz podendo influenciar os valores de microdureza Knoop. Dessa forma, a análise estatística foi feita através de análise da variância (One-way ANOVA). Verificando o efeito estatístico significativo, aplicou-se o teste de Tukey ($p < 0,05$) para comparação múltipla entre os grupos.

Após os procedimentos de envelhecimentos, além do efeito dos envelhecimentos, temos também as diferentes fontes de luz influenciando os valores de microdureza Knoop. Assim, a análise estatística foi feita através de análise da variância (ANOVA Parcelas Sub-divididas). Verificando o efeito estatístico significativo, aplicou-se o teste de Tukey ($p < 0,05$) para comparação múltipla entre os grupos.

Para verificarmos a existência de diferença entre os valores de microdureza Knoop antes e depois dos procedimentos de envelhecimento, foi utilizado um teste para dados pareados, sendo realizado para cada superfície de cada fonte de luz em cada envelhecimento. Para isso, a distribuição dos dados foi inicialmente avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk. Sendo a distribuição normal, foi então realizado o teste de Student's t. Quando a distribuição apresentou-se não normal, mas simétrica, foi realizado o teste de Wilcoxon das ordens assinaladas.

5. RESULTADOS

5.1 Topo Antes dos envelhecimentos

A análise da variância na superfície de topo antes dos procedimentos de envelhecimento demonstrou diferença significativa entre as fontes de luz (**Tabela 5.1**).

Tabela 5.1 – Análise da Variância para a superfície de topo antes dos envelhecimentos (Anova One-way).

Causas da variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio	Valor F	Prob. > F
Aparelho	3	439,8475320	146,6158440	3,65	0,0135
Resíduo	196	7867,708860	40,141372		
Total	199	8307,556392			

Quando se compara as diferentes fontes de luz no topo dos corpos de prova antes dos procedimentos de envelhecimento (**Tabela 5.2**), HAL, LED e LAS não diferiram entre si, assim como LED, LAS e PAC. Entretanto, HAL apresentou valores de microdureza significativamente maiores que o PAC.

Tabela 5.2 - Médias de microdureza Knoop (KHN) de acordo com a fonte de luz utilizada.

APARELHOS			
Halógena	LED	Laser	Arco de Plasma
67,46 A	66,36 AB	64,26 AB	63,86 B

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal) diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

5.2 Topo Depois dos envelhecimentos

A análise de variância da superfície de topo após os procedimentos de envelhecimentos, não demonstrou diferença significativa entre aparelho e envelhecimento (**Tabela 5.3**).

Tabela 5.3 – Análise da Variância para a superfície de topo após os envelhecimentos (ANOVA Parcelas Sub-divididas).

Causas da variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio	Valor F	Prob.> F
Envelhecimento	4	21620,74552	5405,18638	181,36	<,0001
Resíduo (A)	45	1341,18628	29,80414		
Aparelho	3	557,29137	185,76379	7,39	0,0001
Aparelho*Envelhecimento	12	515,81890	42,98491	1,71	0,0710
Resíduo (B)	134	3367,36809	25,12961		
Total	198	27480,84654			

Quando se compara os meios de envelhecimentos empregados (**Tabela 5.4**), observamos que a aplicação da associação entre CM e CT demonstrou valores de microdureza Knoop significativamente maiores que os demais grupos. Quando realizadas isoladamente, os valores de microdureza obtidos para CM e CT não diferiram. Os grupos que foram mantidos estocados durante 1 ano (CM+CT+E e E) não apresentaram valores de dureza diferentes entre si, mas reduzidos quando comparados aos outros tipos de envelhecimentos.

Tabela 5.4 - Médias de microdureza Knoop (KHN) de acordo com o envelhecimento empregado.

ENVELHECIMENTOS				
CM+CT	CM	CT	E	CM+CT+E
71,49 A	67,25 B	66,10 B	47,84 C	46,70 C

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal) diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

A comparação entre as fontes de luz (**Tabela 5.5**) mostra que os valores de microdureza Knoop obtidos para HAL e LED não diferiram. Da mesma forma, LED e PAC, e PAC e LAS também não apresentaram valores de dureza significativamente diferentes. Entretanto, PAC e LAS quando comparados HAL, e o LAS quando comparado ao LED, apresentam-se significativamente inferiores após os procedimentos de envelhecimentos.

Tabela 5.5 – Médias de microdureza Knoop (KHN) de acordo com a fonte de luz utilizada.

APARELHOS			
Halógena	LED	Arco de Plasma	Laser
62,28 A	61,00 AB	58,76 BC	57,77 C

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal) diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

5.3 Base Antes dos envelhecimentos

A análise da variância para a superfície de base antes dos procedimentos de envelhecimento demonstrou diferença significativa entre fontes de luz e alturas (**Tabela 5.6**).

Tabela 5.6 – Análise da Variância para Base antes dos envelhecimentos (Anova One-way).

Causas da variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio	Valor F	Prob. > F
Aparelho	3	3335,321074	1111,773691	34,49	<,0001
Resíduo	194	6253,433940	32,234196		
Total	197	9588,755015			

Quando se compara as diferentes fontes de luz na base dos corpos de prova antes dos procedimentos de envelhecimentos (**Tabela 5.7**), LED, HAL e LAS não apresentaram diferença significativa, mas apresentaram valores de microdureza Knoop significativamente maiores que PAC.

Tabela 5.7 - Médias de microdureza Knoop (KHN) de acordo com a fonte de luz utilizada.

APARELHOS			
LED	Halógena	Laser	Arco de Plasma
62,44 A	60,39 A	59,90 A	51,65 B

Médias seguidas de letras distintas (maiúsculas na horizontal) diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

5.4 Base Depois dos envelhecimentos

A análise de variância da superfície de base após os procedimentos de envelhecimentos, demonstrou diferença significativa entre aparelho e envelhecimento (**Tabela 5.8**).

Tabela 5.8 – Análise da Variância para Base depois dos Envelhecimentos (Anova Parcelas subdivididas).

Causas da variação	Grau de liberdade	Soma dos quadrados	Quadrado médio	Valor F	Prob. > F
Envelhecimento	4	9731,588461	2432,897115	127,57	<,0001
Resíduo (A)	45	858,198754	19,071083		
Aparelho	3	3102,798291	1034,266097	39,64	<,0001
Aparelho*Envelhecimento	12	2437,277934	203,106494	7,79	<,0001
Resíduo (B)	132	3443,76950	26,08916		
Total	196	19411,84893			

Quando se compara os envelhecimentos dentro de cada aparelho (**Tabela 5.9**), observamos que para HAL, LED e LAS, os grupos que foram mantidos estocados durante 1 ano (CM+CT+E e E) apresentaram valores de microdureza Knoop reduzidos quando comparados aos demais tipos de envelhecimentos. Entretanto, para o PAC nenhum dos envelhecimentos mostrou-se significativamente diferente.

Quando se compara as fontes de luz dentro de cada envelhecimento (**Tabela 5.9**), observamos que para os grupos mantidos estocados durante 1 ano (CM+CT+E e E), nenhuma das fontes de luz demonstrou valor de microdureza

Knoop significativamente diferente. Entretanto, para CM, CT e CM+CT, ou seja, os grupos que não foram submetidos à estocagem, o PAC sempre apresentou valores de microdureza Knoop significativamente menores quando comparado às demais fontes de luz.

Tabela 5.9 - Médias de microdureza Knoop (KHN) de acordo com os envelhecimentos empregados para cada aparelho.

ENVELHECIMENTOS	APARELHOS			
	Halógena	LED	Laser	Arco de Plasma
CM	62,09 Aa	63,29 Aa	58,27 Aa	45,55 Ab
CM+CT	67,96 Aa	67,78 Aa	65,71 Aa	51,14 Ab
CM+CT+E	46,62 Ba	46,58 Ba	46,11 Ba	47,34 Aa
CT	66,91 Aa	67,50 Aa	61,24 Aa	51,80 Ab
E	47,36 Ba	48,67 Ba	45,23 Ba	47,88 Aa

Médias seguidas de letras distintas indicam diferença estatística; maiúsculas na vertical comparam linhas e minúsculas na horizontal comparam colunas (Tukey; $\alpha=5\%$).

5.5 Comparação entre Antes e Depois dos Envelhecimentos

Para verificarmos a existência de diferença entre os valores de microdureza Knoop antes e após os procedimentos de envelhecimento em ambas as superfícies foi utilizado teste não paramétrico para dados pareados. A distribuição dos dados foi inicialmente avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk. Sendo a distribuição normal, foi então realizado o teste t de Student's. Quando a distribuição apresentou-se não normal, mas simétrica, foi realizado o Teste de Wilcoxon das Ordens Assinaladas (**Tabela 5.10**).

Na comparação entre os tempos antes e depois dos procedimentos de envelhecimento, para os grupos que foram estocados durante o período de 1 ano (CM+CT+E e E), antes sempre apresentou valores de microdureza Knoop significativamente maiores, independente da superfície avaliada.

Tabela 5.10 - Médias de microdureza Knoop (KHN) de acordo com os envelhecimentos empregados para cada aparelho, em cada superfície e em cada tempo.

Envelhecimento	Aparelho	Superfície	Tempo	
			Antes	Depois
CM	APX	Topo	65,22 A	65,04 A
CM	APX	Base	49,05 A	45,55 B
CM	HAL	Topo	69,85 A	66,79 B
CM	HAL	Base	62,29 A	62,09 A
CM	LED	Topo	72,02 A	70,89 A
CM	LED	Base	66,76 A	63,29 A
CM	LAS	Topo	66,27 A	66,28 A
CM	LAS	Base	61,43 A	58,27 B
CM+CT	APX	Topo	68,56 A	59,89 A
CM+CT	APX	Base	52,06 A	51,14 A
CM+CT	HAL	Topo	74,29 A	73,65 A
CM+CT	HAL	Base	67,98 A	67,96 A
CM+CT	LED	Topo	72,31 A	70,08 A
CM+CT	LED	Base	67,59 A	67,75 A
CM+CT	LAS	Topo	70,49 A	72,35 A
CM+CT	LAS	Base	66,06 A	65,70 A
CM+CT+E	APX	Topo	58,74 A	46,71 B
CM+CT+E	APX	Base	54,60 A	47,34 B
CM+CT+E	HAL	Topo	60,76 A	50,03 B
CM+CT+E	HAL	Base	55,81 A	46,62 B
CM+CT+E	LED	Topo	59,79 A	46,36 B
CM+CT+E	LED	Base	57,66 A	46,58 B
CM+CT+E	LAS	Topo	58,78 A	43,60 B
CM+CT+E	LAS	Base	54,20 A	46,11 B
CT	APX	Topo	65,67 A	64,18 A
CT	APX	Base	49,16 A	51,80 A
CT	HAL	Topo	69,68 A	70,49 A
CT	HAL	Base	62,19 B	66,91 A
CT	LED	Topo	64,91 A	68,05 A
CT	LED	Base	64,27 A	67,50 A
CT	LAS	Topo	68,42 A	64,12 A
CT	LAS	Base	64,51 A	61,24 A
E	APX	Topo	61,12 A	47,60 B
E	APX	Base	53,56 A	47,88 B
E	HAL	Topo	62,72 A	49,13 B
E	HAL	Base	53,68 A	47,36 B
E	LED	Topo	62,76 A	49,68 B
E	LED	Base	56,45 A	48,67 B
E	LAS	Topo	61,04 A	44,96 B
E	LAS	Base	53,64 A	45,23 B

Médias seguidas de letras distintas indicam diferença estatística; maiúsculas na horizontal comparam colunas (teste de Shapiro-Wilk associado ao teste t de Student's ou ao teste de Wilcoxon das Ordens Assinaladas; $\alpha=5\%$).

Após serem submetidos à ciclagem mecânica, foi observada uma redução nos valores de dureza obtidos na base dos corpos-de-prova confeccionados com PAC e LAS. Da mesma forma, o topo das amostras confeccionadas com a HAL também mostrou redução no valor de microdureza Knoop após a ciclagem mecânica.

Após serem submetidos à ciclagem térmica, a base dos corpos-de-prova confeccionados com a HAL, apresentou valor de dureza significativamente maior. Entretanto, quando foi realizada a associação entre CM e CT, os valores de microdureza Knoop obtidos antes e depois não foram significativamente diferentes (**Anexo 4**).

6. DISCUSSÃO

A tecnologia das resinas compostas tem mudado durante a última década. Novos desenvolvimentos, juntamente com um aumento na demanda por restaurações estéticas, levaram muitos dentistas a usar compósitos resinosos para restaurar dentes anteriores e posteriores. Entretanto, muitas questões sobre a durabilidade desses materiais no ambiente bucal ainda permanecem (Knobloch *et al.*, 2004).

A utilização de resinas compostas para o procedimento de restauração apresenta a necessidade de adequada polimerização. Atualmente, existem várias técnicas de fotoativação e diferentes fontes de luz. Cada uma dessas técnicas e fontes de luz, possui vantagens e desvantagens em relação às propriedades finais da restauração e sua performance a longo prazo (Tsai *et al.*, 2004).

A extensão da reação de polimerização, frequentemente referida como o grau ou efetividade de polimerização, é muito importante pois indica muitas propriedades físicas da restauração com compósito (Vargas *et al.*, 1998). Assim, o grau de polimerização é um válido preditor da performance clínica de um material restaurador resinoso (Vargas *et al.*, 1998). A microdureza tem demonstrado ser um adequado indicador do grau de conversão ou polimerização de resinas compostas (Vargas *et al.*, 1998) e uma boa correlação entre dureza Knoop e espectroscopia infravermelha já foi reportada (Yap & Seneviratne, 2001).

Tanto na superfície de topo como na superfície de base, antes dos procedimentos de envelhecimento, temos apenas a influência das diferentes fontes de luz. Quando se compara as diferentes fontes de luz no topo dos corpos de prova (**Tabela 5.2**) antes dos procedimentos de envelhecimentos, HAL, LED e LAS não apresentaram valores de microdureza Knoop significativamente diferentes, assim como LED, LAS e PAC. Entretanto, HAL e PAC demonstraram valores de dureza significativamente diferentes, sendo HAL significativamente maior.

Esse resultado pode ser explicado pelo fato de que o PAC, apesar de apresentar alta intensidade de luz, ter sido utilizado com o tempo de exposição de 6 segundos que, apesar de fornecer para o material restaurador a mesma densidade de energia que as outras fontes de luz, pode ter sido um período muito breve de exposição e, assim, afetado tanto a extensão de ligações cruzadas como o tamanho final da cadeia polimérica. Durante os estágios iniciais de polimerização, o polímero que está sendo formado tende a ser linear. Ligações cruzadas significantes só ocorrem nos estágios finais da polimerização (St-Georges *et al.*, 2002). Além disso, luz de alta intensidade que utiliza pequeno tempo de exposição, como o PAC, apesar de permitir a formação de muitos centros de crescimento do polímero (Yap *et al.*, 2004), não disponibiliza ao material restaurador tempo suficiente para que o crescimento polimérico realmente ocorra. Dessa forma, a diminuição tanto da extensão de ligações cruzadas como do tamanho final da cadeia polimérica pode ter afetado a qualidade do compósito restaurador. Segundo Soh *et al.*, em 2004, o grau de polimerização e ligações cruzadas possuem papel significativo sobre as propriedades físicas do material. A inadequada polimerização faz com que essas propriedades tornem-se inferiores, podendo a restauração vir a falhar em um menor período de tempo.

Resultados muito semelhantes também foram encontrados quando se comparou as diferentes fontes de luz na base dos corpos de prova (**Tabela 5.7**) antes dos procedimentos de envelhecimentos, onde LED, HAL e LAS não apresentaram diferença significativa entre si, mas apresentaram resultados de microdureza Knoop significativamente maiores que PAC. Assim como na superfície de topo, este fato também pode ser explicado pelo baixo grau de ligações cruzadas formadas quando da utilização do PAC, afetando as propriedades físicas do material restaurador, dentre elas a microdureza Knoop.

As condições do ambiente bucal são fatores importantes quando se considera a resistência dos materiais restauradores (Carreira *et al.*, 2004). Como a constante e rápida evolução dos materiais adesivos dificulta experimentos clínicos por longo tempo, o estabelecimento de metodologias *in vitro* utilizando diferentes

tipos de tensões presentes no ambiente bucal se torna de extrema importância. Tensões térmicas e mecânicas são utilizadas em estudos *in vitro* para mimetizar o processo de envelhecimento natural da restauração (Bedran-de-Castro *et al.*, 2004) e para permitir a avaliação do comportamento dos materiais restauradores expostos a tensões similares aos encontrados no ambiente bucal (Mitsui *et al.*, 2006). A água ou outras substâncias químicas presentes na cavidade bucal podem, com o tempo, alterar as propriedades físicas dos compósitos (Carreira *et al.*, 2004). Dessa forma, os procedimentos de ciclagem mecânica, ciclagem térmica, estocagem e associações entre estes, foram realizados neste trabalho na tentativa de reproduzir alguns dos desafios orais aos quais os materiais restauradores são frequentemente submetidos.

A análise estatística na superfície de topo após os procedimentos de envelhecimentos, não demonstrou diferença significativa entre aparelho e envelhecimento (**Tabela 5.3**). Dessa forma, quando se compara os meios de envelhecimentos empregados (**Tabela 5.4**), observamos que a associação de CM+CT apresentou valor de microdureza Knoop significativamente maior quando comparada aos demais envelhecimentos. Os procedimentos de CM e CT, isoladamente, não apresentaram diferença significativa, mas resultaram em valores de dureza significativamente maiores que os grupos mantidos estocados durante 1 ano (CM+CT+E e E), que, por sua vez, também não apresentaram diferença significativa entre si.

Segundo Calais & Söderholm, em 1988, a resina composta, quando colocada em função oclusal, absorve as tensões via matriz resinosa e transfere-as para as partículas de carga através dos agentes de união matriz/partícula. A falha desta união pode resultar em diminuição da resistência do material restaurador, pois, após a perda da partícula de carga, a matriz exposta absorve mais tensão naquela região e uma nova linha de fratura desenvolve-se até a partícula de carga adjacente. A ciclagem térmica, por sua vez, através das rápidas mudanças de temperaturas e, conseqüentemente, das mudanças dimensionais do material, pode ter causado a formação de pequenas linhas de fratura. A possível

progressão dessas linhas de fratura pode ter levado à perda da partícula de carga, diminuindo a resistência do material restaurador (Yap *et al.*, em 2001).

Entretanto, o fato da associação entre ciclagem mecânica e ciclagem térmica ter apresentado maior valor de dureza, quando comparada a estes procedimentos isoladamente, pode ser explicado tanto pelo maior período ao qual os corpos de prova foram expostos antes de avaliar-se a microdureza Knoop quanto pela influência do calor gerado durante os procedimentos de ciclagens. Tanto o ensaio de ciclagem mecânica quanto o ensaio de ciclagem térmica consistiram de um período de aproximadamente 40 horas. Assim, as amostras submetidas à associação entre estes procedimentos de envelhecimento permaneceram aproximadamente 80 horas em teste, estando, durante este período, expostas a luz ambiente. Este maior período de pós-polimerização e exposição à luz pode ter sido responsável pelo maior valor de microdureza Knoop obtido. Além disso, ambos os ensaios podem ter sido capazes de gerar calor, influenciando, dessa forma, os valores de microdureza obtidos. Quanto ao ensaio de ciclagem mecânica, além da temperatura na qual os corpos de prova são mantidos durante o período de teste (37°C), o movimento da carga vertical em contato com a superfície da amostra também pode ter contribuído para a geração de calor e, possivelmente, para a pós-polimerização dos espécimes. Com relação à ciclagem térmica, o aumento da temperatura provocado pelos banhos em temperatura de aproximadamente 55°C, pode ter resultado na pós-polimerização das amostras (Eliades *et al.*, 1987). A pós-polimerização em materiais restauradores à base de resina consiste na maior conversão de monômeros em polímeros e na maior densidade de ligações cruzadas formadas. Segundo Carreiro *et al.*, em 2004, a pós-polimerização, além de resultar em um maior valor de dureza, também resultaria em propriedades físicas melhores, como dureza e resistência flexural.

Entretanto, na presença de poucos trabalhos na literatura que testem a influência de ciclos térmicos e mecânicos sobre as propriedades físicas de materiais restauradores resinosos e não existindo uma metodologia

completamente definida, com temperaturas, forças e números de ciclos determinados, a quantidade de ciclos utilizados, quando estes procedimentos foram realizados isoladamente, pode não ter sido suficiente para resultar em valores significativamente diferentes, mas, para essa afirmação, faz-se necessária a condução de mais estudos, na tentativa de se observar a possível diferença do aumento do número de ciclos térmicos e mecânicos sobre as propriedades do material restaurador.

Diferentemente, os procedimentos de envelhecimentos que envolveram a estocagem dos corpos de prova (CM+CT+E e E), resultaram em uma diminuição significativa nos valores de microdureza Knoop. Esta redução nas propriedades da resina composta restauradora está de acordo com o encontrado por Ferracane *et al.*, em 1998, que observaram uma diminuição nos valores de microdureza após estocagem em água. Essa redução pode ser explicada pela absorção de água pelo polímero, causando um amolecimento do material através da expansão das cadeias e diminuição das forças friccionais entre os polímeros. Além disso, a degradação hidrolítica do polímero, com a deterioração da infra-estrutura polimérica, e, a degradação da interface partícula de carga/matriz orgânica, com a possível perda da partícula de carga, também podem ter ocorrido (Yiu *et al.*, 2004; Ferracane *et al.*, 1998). A maior parte das moléculas de água absorvidas ocupam o espaço livre entre as cadeias poliméricas e as ligações cruzadas (Ferracane *et al.*, 1998). Assim, espera-se que mais material seja dissolvido conforme o monômero se apresentar mais linear e com menor grau de ligações cruzadas (Yap *et al.*, 2004). Adicionalmente, quanto menor for a extensão da reação de polimerização, maior a quantidade de monômeros residuais que podem ser lixiviados pelo contato com a água (Vandewalle *et al.*, 2004). Uma vez que o material, ou seja, as cadeias poliméricas, tenham tornado-se saturadas pela água e o amolecimento tenha ocorrido, a estrutura do compósito estabiliza-se e maiores reduções nas propriedades ao longo do tempo não devem ser esperadas (Carreiro *et al.*, 2004; Ferracane *et al.*, 1998; Yiu *et al.*, 2004).

Como não houve interação entre as diferentes fontes de luz e os meios de envelhecimento para a superfície de topo, a comparação entre as fontes de luz (**Tabela 5.5**) mostra que HAL e LED não diferiram entre si. Da mesma forma, não foram observadas diferenças quando LED é comparado ao PAC e este quando comparado ao LAS. Entretanto, HAL apresentou valores de microdureza Knoop significativamente maiores quando comparada ao PAC e ao LAS, e o LED quando comparado ao LAS. Como esses resultados foram obtidos após os procedimentos de envelhecimento, as explicações para as performances do PAC e do LAS, podem ser baseadas na qualidade do polímero formado por estes aparelhos. Conforme explicado anteriormente, o PAC possui alta intensidade de luz e foi utilizado com tempo de exposição menor quando comparado às outras fontes de luz (apenas 6 segundos), que pode ter sido um período muito breve de exposição e, assim, afetado a formação de ligações cruzadas (St-Georges *et al.*, 2002). O LAS utilizado, por sua vez, apresenta baixa intensidade de luz e, mesmo tendo utilizado um maior tempo de exposição (30 segundos), a baixa intensidade de luz deste aparelho pode ter comprometido o grau de conversão do material restaurador. Uma polimerização mais lenta e com intensidade mais baixa está associada a poucos centros de crescimento do polímero, o que resulta numa estrutura mais linear e com menos ligações cruzadas (Yap *et al.*, 2004). Unidades fotoativadoras com valores de intensidade de luz entre 200 e 300 mW/cm² não devem ser utilizadas clinicamente devido às suas pobres características para polimerização (Yap *et al.*, 2004). Segundo Ferracane *et al.*, em 1998, a microdureza de compósitos restauradores é dependente da extensão de polimerização da matriz resinosa, sendo esperado o aumento da dureza através de polimerização adicional e, conseqüentemente, do grau de ligações cruzadas.

A análise estatística da superfície de base após os procedimentos de envelhecimentos, demonstrou diferença significativa entre aparelho e envelhecimento (**Tabela 5.8**). Quando da comparação dos envelhecimentos dentro de cada aparelho (**Tabela 5.9**), observamos que para HAL, LED e LAS, os grupos que foram mantidos estocados durante 1 ano (CM+CT+E e E)

apresentaram valores de microdureza Knoop reduzidos quando comparados aos outros tipos de envelhecimentos. Esse fato também pode ser explicado pelo amolecimento do material e pelo efeito de degradação da água tanto sobre a matriz resinosa como sobre o agente de união matriz/partícula do material restaurador utilizado (Ferracane *et al.*, 1998).

Entretanto, para o PAC, nenhum dos envelhecimentos mostrou-se significativamente diferente. De acordo com a análise estatística realizada para a comparação dos tempos antes e depois, que será detalhada abaixo, podemos observar que os grupos que foram submetidos ao procedimento de estocagem sempre apresentaram valores reduzidos de microdureza Knoop após o envelhecimento. Associando essas duas análises estatísticas, podemos observar que, apesar dos grupos CM+CT+E e E sempre terem apresentado efeito deletério sobre os valores de microdureza, eles não foram significativamente diferentes dos outros procedimentos de envelhecimentos. Dessa forma, podemos concluir que todos os procedimentos foram prejudiciais para os corpos de prova confeccionados com PAC, pois, conforme observado em resultados anteriores, trata-se de amostras com qualidade polimérica inferior. Conforme explicado anteriormente, esta fonte de luz possui alta intensidade, sendo utilizada com tempo de exposição pequeno (apenas 6 segundos), que pode ter sido um período muito breve de exposição e, assim, afetado a formação de ligações cruzadas (St-Georges *et al.*, 2002) e, conseqüentemente, afetado, de forma negativa, as propriedades do material restaurador. Assim, a falha da união matriz resinosa/partícula de carga, quando colocada em simulação de função oclusal, pode ter resultado em uma diminuição da resistência do material restaurador (Calais & Söderholm, 1988). A ciclagem térmica, por sua vez, através das rápidas mudanças de temperaturas e, conseqüentemente, das mudanças dimensionais do material, neste caso com menor grau de polimerização, pode ter causado a formação de pequenas linhas de fratura. A possível progressão dessas linhas de fratura pode ter levado à perda da partícula de carga, diminuindo a resistência do material restaurador (Yap *et al.*, em 2001). Quanto realizada a associação entre CM

e CT, a somatória dos efeitos deletérios de cada procedimento isoladamente pode ter ocorrido. Quanto os grupos submetidos à estocagem (CM+CT+E e E), esse resultado pode ser explicado pela degradação e amolecimento do material provocado pela água (Ferracane *et al.*, 1998).

Quando se compara as fontes de luz dentro de cada envelhecimento (**Tabela 5.9**), observamos que para os grupos mantidos estocados durante 1 ano (CM+CT+E e E), nenhuma das fontes de luz demonstrou valor de microdureza Knoop significativamente diferente. A estocagem dos corpos-de-prova resultou em uma diminuição significativa nos valores de microdureza Knoop para todas as fontes de luz. Esta redução nas propriedades físicas do compósito pode ser explicada pela absorção de água pelo polímero, causando um amolecimento do material através da expansão das cadeias e diminuição das forças friccionais entre os polímeros, (Carreiro *et al.*, 2004; Ferracane *et al.*, 1998; Yiu *et al.*, 2004). Além disso, a degradação hidrolítica do polímero, com a deterioração da infra-estrutura polimérica, e, a degradação da interface partícula de carga/matriz orgânica, com a possível perda da partícula de carga, também podem ter ocorrido (Yiu *et al.*, 2004; Ferracane *et al.*, 1998). Para CM, CT e CM+CT, ou seja, os grupos que não foram submetidos à estocagem, PAC sempre apresentou valores de microdureza significativamente menores quando comparado às outras fontes de luz. Esta fonte de luz possui alta intensidade, sendo utilizada com tempo de exposição menor (apenas 6 segundos) quando comparada às outras fontes de luz. Conforme explicado anteriormente, esse pequeno tempo de exposição pode ter sido um período muito breve de exposição e afetado a formação de ligações cruzadas (St-Georges *et al.*, 2002).

Quando comparamos os valores de microdureza Knoop para os tempos antes e depois de cada procedimento de envelhecimento para cada fonte de luz, observamos que a microdureza obtida antes da estocagem pelo período de 1 ano, para ambos os grupos (CM+CT+E e E), sempre apresentaram valores de microdureza Knoop significativamente maiores, independente da superfície avaliada. Conforme explicado anteriormente, esse fato pode ter ocorrido pela

degradação e amolecimento do material provocado pelo contato com a água (Ferracane *et al.*, 1998).

Após serem submetidos à ciclagem mecânica, foi observada uma redução nos valores de microdureza obtidos na base de PAC e LAS. Da mesma forma, no topo dos corpos de prova confeccionados com HAL também houve redução no valor de microdureza Knoop após a ciclagem mecânica. A falha da união matriz/partícula, após a simulação de função oclusal, com conseqüente perda da partícula de carga, pode ter causado a diminuição da resistência do material restaurador utilizado (Calais & Söderholm, 1988), principalmente na superfície de base, pois, a luz, ao atravessar a resina composta, tem a intensidade reduzida devido à absorção e dissipação pelo próprio material (Yap *et al.*, 2000; Yap & Seneviratne, 2002; Price *et al.*, 2003; Soh *et al.*, 2004), ocorrendo diferença significativa menor no grau de conversão do material restaurador.

Após serem submetidos à ciclagem térmica, a base dos corpos de prova confeccionados com HAL, apresentou valor de dureza significativamente maior. A ciclagem térmica pode ter influenciado os valores de microdureza através da pós-polimerização, onde o aumento da temperatura resultou em um aumento do grau de ligações cruzadas (Eliades *et al.*, 1987), e, dessa forma, melhora as propriedades físicas do material restaurador.

Entretanto, quando foi realizada a associação entre ciclagem mecânica e ciclagem térmica, os valores de microdureza knoop obtidos antes e depois não foram significativamente diferentes. Esse fato pode ser explicado pela compensação do efeito deletério da ciclagem mecânica e ciclagem térmica pelo maior período de pós-polimerização e, também, pelo calor gerado durante os ensaios, resultando em melhores propriedades físicas (Carreiro *et al.*, 2004).

Atualmente, a fonte de luz mais utilizada é a lâmpada halógena. Apesar do enfoque de pesquisas ter mudado durante a última década, neste caso consistindo na busca por novas fontes de luz, podemos notar que os aparelhos convencionais e mais utilizados ainda obtêm adequada polimerização das resinas compostas, não havendo necessidade da utilização de equipamentos com custo

mais elevados ou de difícil manutenção. Entretanto, quando se avalia a efetividade de polimerização de diferentes fontes de luz, outros aspectos devem ser levados em consideração, como as propriedades físicas do material utilizado e, conseqüentemente, sua performance em ambiente bucal. Assim, a realização de estudos *in vitro*, para melhor entendermos as propriedades, aplicações e durabilidade de novos materiais restauradores e tecnologias, e o acompanhamento clínico de restaurações, ainda consistem em pontos fundamentais para definirmos qual o melhor protocolo a ser utilizado.

7. CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos podemos concluir que:

1 - Tanto na superfície de topo quanto na superfície de base, antes dos procedimentos de envelhecimento, a polimerização com PAC influenciou negativamente os valores de microdureza Knoop obtidos quando comparado à HAL.

2 - Na superfície de topo, a aplicação de CM e CT, isoladamente, influenciou adversamente os valores de microdureza Knoop, quando comparada à associação entre CM e CT.

3 - Na superfície de topo, os procedimentos de envelhecimento que submeteram os corpos-de-prova à estocagem (CM+CT+E e E) influenciaram negativamente os valores de microdureza Knoop, quando comparados aos demais meios de envelhecimento.

4 - Na superfície de topo, depois dos procedimentos de envelhecimento, a polimerização com PAC e LAS influenciou adversamente os valores de microdureza Knoop quando comparado à HAL.

5 - Na superfície de base todos os procedimentos de envelhecimento influenciaram negativamente os valores de microdureza Knoop obtidos pelas amostras confeccionadas com PAC.

6 - Na superfície de base, para HAL, LED e LAS, os procedimentos de envelhecimento que submeteram os corpos-de-prova à estocagem (CM+CT+E e E) influenciaram adversamente os valores de microdureza Knoop.

7 - A CM influenciou negativamente os valores de microdureza Knoop da superfície de base dos corpos de prova confeccionados com PAC e LAS, e da superfície de topo das amostras confeccionadas com HAL.

8 - Na superfície de base após a CT, os valores de microdureza Knoop demonstraram-se significativamente maiores para os corpos-de-prova confeccionados com HAL.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS *

Anusavice KJ. Phillips: Materiais Dentários. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda., 2005.

Assmussen E. Restorative resins: hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds. Scand J Dent Res. 1982; 90: 484-489.

Assmussen E & Peutsfeldt A. Light emitting diode curing: influence on selected properties of resin composites. Quintessence Int. 2003; 34(1): 71-75.

Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. J Am Dent Assoc. 1994; 125: 687-701.

Bedran-de-Castro AKB, Pereira PNR, Pimenta LAF, Thompson JY. Effect of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strength of a total-etch adhesive system. Oper Dent. 2004; 29-2: 150-156.

Bedran-de-Castro AKB, Cardoso PEC, Ambrosano HMB, Pimenta LAF. Thermal and mechanical load cycling on microleakage and shear bond strength to dentin. Oper Dent. 2004; 29-1: 42-48.

Bennet AW & Watts DC. Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. Dent Mater J. 2004; 20: 72-79

Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Wilson BM. Correlation of Bottom-to-Top surface microhardness and conversion ratios for a variety of resin composite compositions. Oper Dent. 2004; 29-6: 698-704.

Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, Rappold AJ. Light-curing: an update. Compendium. 2002; 23(10): 889-906.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do Internacional Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

- Calais JG & Söderholm KJM. Influence of filler type and water exposure on flexural strength of experimental composite resins. *J Dent Res.* 1988; 67(5): 836-840.
- Carreiro AFP, Cruz CASC, Vergani CE. Hardness and compressive strength of indirect composite resins: effects of immersion in distilled water. *J Oral Rehabil.* 2004; 31: 1085-1089.
- Cefaly DFG, Ferrarezi GAO, Tapety CMC, Lauris JRP, Navarro MFL. Microhardness of resin-based materials polymerized with LED and halogen curing unites. *Braz Dent J.* 2005; 16(2): 98-102.
- Craig RG & Powers JM. *Materiais dentários restauradores.* São Paulo: Editora Santos, 2004.
- DeLong R & Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: Bi-axial force and movement control. *J Dent Res.* 1983; 62(1): 32-36.
- DeWald JP & Ferracane JL. A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res.* 1987; 66(3): 727-730.
- Eliades GC, Vougiouklakis GJ, Caputo AA. Degree of double bond conversion in light-cured composites. *Dent Mater J.* 1987; 3: 19-25.
- Ernst CP, Meyer GR, Müller J, Stender E, Ahlers MO, Willershausen B. Depth of cure of LED vs QTH light-curing devices at a distance of 7mm. *J Adhes Dent.* 2004; 6: 141-150.
- Felix CA, Price RBT, Andreou P. Effect of reduced exposure times on the microhardness of 10 resin composites cured by high-power LED and QTH curing units. *J Can Dent Assoc.* 2006; 72(2): 147.

- Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. *In vitro* aging of dental composites in water – effect of degree of conversion, filler volume and filler/matrix coupling. J Biomed Mater Res. 1998; 42: 465-472.
- Filho, HN. Materiais Dentários: Resinas Compostas. Bauru: Produções Artes Gráficas, 1999.
- Fleming MG & Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. J Can Dent Assoc. 1999; 65(8): 447-450.
- Franco EB & Lopes LG. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. Biodonto. 2003; 1(2): 10-59.
- Habelitz S, Marshall GW Jr, Balooch M, Marshal SJ. Nanoindentation and storage of teeth. J Biomech. 2002; 35 (7): 995-958.
- Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise and hardness. Eur J Oral Sci. 2002; 110: 471-479.
- Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater J. 2000; 16: 41-47.
- Katahira N, Foxton RM, Inai N, Otsuki M, Tagami J. Comparison of PAC and QTH light sources on polymerization of resin composites. Am J Dent. 2004; 17: 113-117.
- Knobloch LA, Kerby RE, Clelland N, Lee J. Hardness and degree of conversion of posterior packable composites. Oper Dent. 2004; 29-6: 642-649.
- Lalani N, Foley TF, Voth R, Banting D, Mamandras A. Polymerization with the argon laser: Curing time and shear bond strength. Angle Orthod. 2000; 70: 28-33.

- Leonard DL, Charlton DG, Roberts HR, Hilton TJ, Zionik A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and a microfill composite. *Oper Dent.* 2001; 26: 176-180.
- Leonard DL & Swift EJ. Light-emitting diode curing lights, Part I. *J Esthet Restor Dent.* 2003; 15(2): 123-126.
- Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J.* 2002; 193(8): 459-463.
- Mitsui FHO, Peris AR, Cavalcanti AN, Marchi GM, Pimenta LAF. Influence of thermal and mechanical load cycling on microtensile bond strengths of total and self-etching adhesive systems. *Oper Dent.* 2006; 31-2: 240-247.
- Munck JD, Landuyt KV, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P *et al.* Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after termo-cycling. *Dent Mater J.* 2005; 21: 999-1007.
- Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of Halogen, Plasma and LED Curing Units. *Oper Dent.* 2004; 29-3: 287-294.
- Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent.* 2002; 27: 30-37.
- Park SH, Kim SS, Cho YS, Lee SY, Noh BD. Comparison of linear polymerization shrinkage and microhardness between QTH-cured & LED-cured composites. *Oper Dent.* 2005; 20-4: 461-467.
- Peris AR. Avaliação da microdureza de resinas compostas submetidas a quatro técnicas de fotoativação [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.

- Peris AR, Mitsui FHO, Amaral CM, Ambrosano GMB, Pimenta LAF. The effect of composite type on microhardness when using quartz-tungsten-halogen (QTH) or LED units. *Oper Dent.* 2005; 30-5: 649-654.
- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997; 105: 97-116.
- Price RBT, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent.* 2003; 5: 193-207.
- Puppala R, Hegde A, Munshi AK. Laser and light cured composite resin restorations: *In-vitro* comparison of isotope and dye penetrations. *J Clin Pediatr Dent.* 1996; 20(3): 213-218.
- Quance SC, Shortall AC, Harrington E, Lumley PJ. Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. *J Dent.* 2001; 29(8): 553-560.
- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 1994; 19: 26-32.
- Rueggeberg FA. Contemporary Issues in Photocuring. *Compendium.* 1999; 25: 4-15.
- Sakaguchi RL, Wiltbank BD, Murchison CF. Contraction force rate of polymer composites is linearly correlated with irradiance. *Dent Mater J.* 2004; 20-4: 402-407.
- Soh MS, Yap AUJ, Siow KS. The effectiveness of cure of LED and halogen curing lights at varying cavity depths. *Oper Dent.* 2003; 28-6: 707-715.

- Soh MS, Uap AUJ, Yu T, Shen ZX. Analysis of the degree of conversion of LED and halogen lights using micro-Raman spectroscopy. *Oper Dent.* 2004; 29-5: 571-577.
- Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. *Biomaterials.* 2000; 21: 1379-1385.
- St-Georges AJ, Swift EJ, Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent.* 2002; 27: 410-417.
- Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater J.* 2004; 20: 80-87.
- Vandewalle KS, Ferracane JL, Hilton TJ, Erickson RL, Sakaguchi RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent Mater J.* 2004; 20: 96-106.
- Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: Argon laser vs conventional light. *Oper Dent.* 1998; 23: 87-93.
- Yap AUJ. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent.* 2000; 25: 113-120.
- Yap AUJ, Wee KEC, Teoh SH, Chew CL. Influence of thermal cycling on OCA wear of composite restoratives. *Oper Dent.* 2001; 26: 349-356.
- Yap AUJ & Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cures. *Oper Dent.* 2001; 26: 460-466.
- Yap AUJ, Soh MS, Han VTS, Siow KS. Influence of curing lights and modes on cross-link density of dental composites. *Oper Dent.* 2004; 29-4: 410-415.

Yap AUJ & Soh MS. Curing efficacy of new generation high-power LED lamp. Oper Dent. 2005; 30-6: 758-763.

Yearn JA. Factor affecting cure of visible light activated composites. Int Dent J. 1985; 25: 218-225.

Yiu CKY, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carilho MRO *et al.* Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. Biomaterials. 2004; 25: 5789-5796.

Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. J Oral Rehabil. 2002; 29: 1165-1173.

Watts DC, Amer O, Combe EC. Characteristics of visible-light-activated composite systems. Br Dent J. 1984; 156: 209-215.

ANEXOS

Anexo 1 - Composição Química da Solução Salina Tamponada de Hank – Solução HBSS – Hank Buffer Saline Solution***Solução HBSS (UCSF cell culture facility) – Composição para 1 litro de solução:**

- ▀ 400 mg/l KCl – Cloreto de potássio
- ▀ 60 mg/l KH_2PO_4 – Fosfato de potássio monobásico
- ▀ 8000 mg/l NaCl – Cloreto de sódio
- ▀ 1000 mg/l Glicose
- ▀ 90 mg/l $\text{Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$ – Fosfato de sódio dibásico dissódico septahidratado
- ▀ 350 mg/l NaHCO_3 – Bicarbonato de sódio
- ▀ 140 mg/l CaCl_2 – Cloreto de cálcio
- ▀ 100 mg/l $\text{MgSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$ – Sulfato de magnésio heptahidratado
- ▀ 100 mg/l $\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ – Cloreto de magnésio hexahidratado

*Habelitz et al. *J Biomech*,35:995-998;2002

Anexo 2 - Lotes

Tabela 2.1 – Lotes do material restaurador utilizado no estudo.

Marca Comercial	Lotes Utilizados
Filek Z250 (3M ESPE)	4EM, 5BJ, 5BW

Anexo 3 - Análise Estatística do Projeto Pilo

D.CONTROLE

OBSERVATIONS (N=120): all
 118 observations were used in the analysis
 2 observations with missing values were excluded
 ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
 RESPONSE: knh_base
 FACTORS: altura aparelho
 CLASSES: altura aparelho
 Model: ALTURA, APARELHO, ALTURA*APARELHO
 USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
 ASSUMPTIONS VIOLATED:
 Response scaling
 Constant variance

INTERPRETATION:

There is strong statistical evidence that the explanatory variables in the model are related to the expected value of knh_base. However, some of the assumptions underlying the analysis are violated. Please explore the assumptions in detail.

```
+LAB: Optimal Power Transformation-----+
| Specify powers: [ 1 TO 3 BY 0.1 ]
|                                     |
|                                     | Recalculate
|                                     | Power
|                                     | Optimal: 2.1
|                                     | To be used: [ 2.1 ]
+-----+
```

Optimal Power Transformation

The optimal power transformation analysis suggests that the power 2.1 of knh_base may be more easily modeled.

D.CONTROLE

OBSERVATIONS (N=120): all
 118 observations were used in the analysis
 2 observations with missing values were excluded
 ANALYSIS: Multiple regression and ANOVA
 RESPONSE: knh_base**2.1
 FACTORS: altura aparelho
 CLASSES: altura aparelho
 Model: ALTURA, APARELHO, ALTURA*APARELHO
 USER-EXCLUDED OBSERVATIONS: none
 ASSUMPTIONS VIOLATED: none

INTERPRETATION:

There is strong statistical evidence that the explanatory variables in the model are related to the expected value of knh_base**2.1.

Overall Findings

This analysis is used to detect whether the expected value of knh_base**2.1 is related to the terms in the given model. 84.7% of the observed variation in knh_base**2.1 is attributable to variation among predictions based on the fitted model. Assuming that there is no relation between knh_base**2.1 and the explanatory variables in the model, there is a less than 1% chance of a proportion at least as large as this. This constitutes strong statistical evidence that the expected value of knh_base**2.1 is related to the terms in the given model.

**Análise de Variância - Anova com modelo apropriado
para experimentos com 2 fatores e interação (fatorial)**

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
aparelho	4	APX Halógena LED Laser
altura	3	2 4 6

Number of Observations Read	120
Number of Observations Used	118

Dependent Variable: t_knh_base KNH Base ** 2.1

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
aparelho	3	205239442.1	68413147.4	159.40	<.0001
altura	2	37546119.7	18773059.8	43.74	<.0001
aparelho*altura	6	9800356.3	1633392.7	3.81	0.0018
Error	106	45493359.7	429182.6		
Corrected Total	117	298079277.8			

R-Square	Coeff Var	Root MSE	t_knh_base Mean
0.847378	11.98561	655.1203	5465.888

Análise de Variância - Anova One-way

The GLM Procedure

Least Squares Means

Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer

aparelho	altura	t_knh_base LSMEAN	LSMEAN Number
APX	2	2252.96133	1
APX	4	4159.39569	2
APX	6	3031.44654	3
Halógena	2	6382.77330	4
Halógena	4	6795.61442	5
Halógena	6	5850.74035	6
LED	2	6174.71788	7
LED	4	7099.69180	8
LED	6	5882.24183	9
Laser	2	5035.17580	10
Laser	4	6884.00132	11
Laser	6	5812.29581	12

Least Squares Means for effect aparelho*altura
Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: t_knh_base

i/j	1	2	3	4	5	6
1		<.0001	0.3009	<.0001	<.0001	<.0001
2	<.0001		0.0105	<.0001	<.0001	<.0001
3	0.3009	0.0105		<.0001	<.0001	<.0001
4	<.0001	<.0001	<.0001		0.9664	0.8315
5	<.0001	<.0001	<.0001	0.9664		0.0691
6	<.0001	<.0001	<.0001	0.8315	0.0691	
7	<.0001	<.0001	<.0001	0.9999	0.6104	0.9938
8	<.0001	<.0001	<.0001	0.4275	0.9964	0.0025
9	<.0001	<.0001	<.0001	0.8806	0.0918	1.0000
10	<.0001	0.1265	<.0001	0.0011	<.0001	0.2023
11	<.0001	<.0001	<.0001	0.8796	1.0000	0.0292
12	<.0001	<.0001	<.0001	0.7595	0.0481	1.0000

Least Squares Means for effect aparelho*altura
Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: t_knh_base

i/j	7	8	9	10	11	12
1	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
2	<.0001	<.0001	<.0001	0.1265	<.0001	<.0001
3	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
4	0.9999	0.4275	0.8806	0.0011	0.8796	0.7595
5	0.6104	0.9964	0.0918	<.0001	1.0000	0.0481
6	0.9938	0.0025	1.0000	0.2023	0.0292	1.0000
7		0.0828	0.9974	0.0092	0.4016	0.9846
8	0.0828		0.0036	<.0001	0.9999	0.0015
9	0.9974	0.0036		0.1593	0.0401	1.0000
10	0.0092	<.0001	0.1593		<.0001	0.2650
11	0.4016	0.9999	0.0401	<.0001		0.0194
12	0.9846	0.0015	1.0000	0.2650	0.0194	

Estatísticas simples para dados da base

The MEANS Procedure

Analysis Variable : t_knh_base KNH Base ** 2.1

Aparelho	Altura	N Obs	Mean	Std Dev	Std Error	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
APX	2	10	2252.96	273.9366893	91.3122298	2463.53	2042.39
	4	10	4159.40	709.8460811	224.4730405	4667.19	3651.60
	6	10	3031.45	979.7104438	309.8116450	3732.29	2330.60
Halógena	2	10	6382.77	263.5766773	87.8588924	6585.38	6180.17
	4	10	6795.61	819.2197912	259.0600445	7381.65	6209.58
	6	10	5850.74	779.8049139	246.5959659	6408.58	5292.90
LED	2	10	6174.72	480.5553312	151.9649388	6518.49	5830.95
	4	10	7099.69	649.9472065	205.5313531	7564.64	6634.75
	6	10	5882.24	372.9946985	117.9512803	6149.07	5615.42
Laser	2	10	5035.18	404.3577140	127.8691366	5324.44	4745.92
	4	10	6884.00	552.1893636	174.6176089	7279.01	6488.99
	6	10	5812.30	960.4800854	303.7304717	6499.38	5125.21

Estatísticas simples para dados da base

The MEANS Procedure

Analysis Variable : knh_base KNH Base

Altura	Aparelho	N Obs	Mean	Std Dev	Std Error	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
2	APX	10	39.4300000	2.3027375	0.7675792	41.2000407	37.6599593
	Halógena	10	64.8377778	1.2672784	0.4224261	65.8118942	63.8636614
	LED	10	63.7900000	2.3973689	0.7581146	65.5049744	62.0750256
	Laser	10	57.8830000	2.2096005	0.6987370	59.4636530	56.3023470
4	APX	10	52.7070000	4.3827922	1.3859606	55.8422607	49.5717393
	Halógena	10	66.7000000	3.9329548	1.2437095	69.5134664	63.8865336
	LED	10	68.1590000	2.9418416	0.9302920	70.2634667	66.0545333
	Laser	10	67.1800000	2.5229568	0.7978290	68.9848146	65.3751854
6	APX	10	44.9600000	6.9674417	2.2032985	49.9442076	39.9757924
	Halógena	10	62.1010000	3.8148204	1.2063521	64.8299581	59.3720419
	LED	10	62.3480000	1.8923577	0.5984161	63.7017112	60.9942888
	Laser	10	61.8220000	5.0074651	1.5834995	65.4041247	58.2398753

Tabela 3.1 – Médias de microdureza Knoop (KHN) de acordo com as alturas para cada fonte de luz.

ALTURAS	APARELHOS			
	Halógena	LED	Laser	Arco de Plasma
2mm	64,84 Aa	63,79 Aa	57,88 Ba	39,43 Bb
4mm	66,70 Aa	68,16 Aa	67,18 Aa	52,70 Ab
6mm	62,10 Aa	62,35 Aa	61,82 BAa	44,96 BAa

Médias seguidas de letras distintas indicam diferença estatística; maiúsculas comparam colunas e minúsculas comparam linhas (Tukey; $\alpha=5\%$).

Anexo 4 - Análise Estatística do Estudo

Análise de variância - Antes Delimitação: Inteiramente casualizado (ANOVA One-way)

Class Level Information

Class	Levels	Values
APARELHO	4	APX Halógena LED Laser

Data for Analysis of TOPO_ANTES

Number of Observations Read	200
Number of Observations Used	200

Data for Analysis of BASE_ANTES

Number of Observations Read	200
Number of Observations Used	198

NOTE: Variables in each group are consistent with respect to the presence or absence of missing values.

Dependent Variable: TOPO_ANTES

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
APARELHO	3	439.8475320	146.6158440	3.65	0.0135
Error	196	7867.708860	40.141372		
Corrected Total	199	8307.556392			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	TOPO_ANTES Mean		
0.052945	9.675103	6.335722	65.48480		

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for TOPO_ANTES

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	196
Error Mean Square	40.14137
Critical Value of Studentized Range	3.66454
Minimum Significant Difference	3.2835

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	APARELHO
A	67.460	50	Halógena
B A	66.357	50	LED
B A	64.260	50	Laser
B	63.862	50	APX

Estatísticas Simples

APARELHO	N	Mean	Std Dev	Std Error	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
APX	50	63.8620000	5.2023448	0.7357227	65.3404900	62.3835100
Halógena	50	67.4600000	6.1897931	0.8753689	69.2191197	65.7008803
LED	50	66.3574000	6.8906247	0.9744815	68.3156939	64.3991061
Laser	50	64.2598000	6.9070143	0.9767993	66.2227518	62.2968482

Análise de variância - Antes
Delineamento: Inteiramente casualizado (ANOVA One-way)

The GLM Procedure

Dependent Variable: BASE_ANTES

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
APARELHO	3	3335.321074	1111.773691	34.49	<.0001
Error	194	6253.433940	32.234196		
Corrected Total	197	9588.755015			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	BASE_ANTES Mean		
0.347837	9.686833	5.677517	58.61066		

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for BASE_ANTES

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	194
Error Mean Square	32.2342
Critical Value of Studentized Range	3.66487
Minimum Significant Difference	2.9576
Harmonic Mean of Cell Sizes	49.49495

NOTE: Cell sizes are not equal.

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	APARELHO
A	62.443	49	LED
A	60.389	50	Halógena
A	59.899	50	Laser
B	51.649	49	APX

Estatísticas Simples

Analysis Variable : BASE_ANTES

APARELHO	N	Mean	Std Dev	Std Error	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
APX	50	51.6491837	4.0470879	0.5781554	52.8116430	50.4867243
Halógena	50	60.3892000	6.1124476	0.8644306	62.1263384	58.6520616
LED	50	62.4426531	6.1692628	0.8813233	64.2146722	60.6706339
Laser	50	59.8990000	6.0771174	0.8594342	61.6260977	58.1719023

Análise de variância - Depois
Delineamento: Parcelas sub-divididas

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
REPETICOES	10	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
APARELHO	4	APX Halógena LED Laser
ENVELHECIMENTO	5	CM CM+CT CM+CT+E CT E

Number of Observations Read	200
Number of Observations Used	197

Dependent Variable: BASE_DEPOIS

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
ENVELHECIMENTO	4	9731.588461	2432.897115	127.57	<.0001
Resíduo (A)	45	858.198754	19.071083	0.73	0.8860
APARELHO	3	3102.798291	1034.266097	39.64	<.0001
APARELHO*ENVELHECIME	12	2437.277934	203.106494	7.79	<.0001
Resíduo (B)	132	3443.76950	26.08916		
Corrected Total	196	19411.84893			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	BASE_DEPOIS Mean		
0.822594	9.258314	5.107755	55.16939		

Análise de variância - Depois
Delimitação: Parcelas sub-divididas

The GLM Procedure
Least Squares Means
Adjustment for Multiple Comparisons: Tukey-Kramer

APARELHO	ENVELHECIMENTO	BASE_DEPOIS LSMEAN	LSMEAN Number
APX	CM	45.5470000	1
APX	CM+CT	51.1440000	2
APX	CM+CT+E	47.3430000	3
APX	CT	51.7980000	4
APX	E	47.8790000	5
Halógena	CM	62.0870000	6
Halógena	CM+CT	67.9620000	7
Halógena	CM+CT+E	46.1798148	8
Halógena	CT	66.9080000	9
Halógena	E	47.3630000	10
LED	CM	63.2890000	11
LED	CM+CT	67.7751481	12
LED	CM+CT+E	46.5820000	13
LED	CT	67.6427407	14
LED	E	48.6690000	15
Laser	CM	58.2710000	16
Laser	CM+CT	65.7050000	17
Laser	CM+CT+E	46.1100000	18
Laser	CT	61.2400000	19
Laser	E	45.2270000	20

Least Squares Means for effect APARELHO*ENVELHECIME
Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: BASE_DEPOIS

i/j	1	2	3	4	5	6	7
1		0.6233	1.0000	0.4116	1.0000	<.0001	<.0001
2	0.6233		0.9810	1.0000	0.9967	0.0007	<.0001
3	1.0000	0.9810		0.9157	1.0000	<.0001	<.0001
4	0.4116	1.0000	0.9157		0.9740	0.0023	<.0001
5	1.0000	0.9967	1.0000	0.9740		<.0001	<.0001
6	<.0001	0.0007	<.0001	0.0023	<.0001		0.5319
7	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	0.5319	
8	1.0000	0.8523	1.0000	0.6797	1.0000	<.0001	<.0001
9	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	0.8454	1.0000
10	1.0000	0.9821	1.0000	0.9188	1.0000	<.0001	<.0001
11	<.0001	<.0001	<.0001	0.0003	<.0001	1.0000	0.8770
12	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	0.6583	1.0000
13	1.0000	0.8979	1.0000	0.7420	1.0000	<.0001	<.0001
14	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	0.6985	1.0000
15	0.9981	0.9999	1.0000	0.9980	1.0000	<.0001	<.0001
16	<.0001	0.1894	0.0008	0.3459	0.0019	0.9802	0.0062
17	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	0.9889	1.0000
18	1.0000	0.7928	1.0000	0.5935	1.0000	<.0001	<.0001
19	<.0001	0.0032	<.0001	0.0092	<.0001	1.0000	0.2794
20	1.0000	0.5181	1.0000	0.3188	0.9998	<.0001	<.0001

Least Squares Means for effect APARELHO*ENVELHECIME

Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: BASE_DEPOIS

i/j	8	9	10	11	12	13	14
1	1.0000	<.0001	1.0000	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001
2	0.8523	<.0001	0.9821	<.0001	<.0001	0.8979	<.0001
3	1.0000	<.0001	1.0000	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001
4	0.6797	<.0001	0.9188	0.0003	<.0001	0.7420	<.0001
5	1.0000	<.0001	1.0000	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001
6	<.0001	0.8454	<.0001	1.0000	0.6583	<.0001	0.6985
7	<.0001	1.0000	<.0001	0.8770	1.0000	<.0001	1.0000
8		<.0001	1.0000	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001
9	<.0001		<.0001	0.9888	1.0000	<.0001	1.0000
10	1.0000	<.0001		<.0001	<.0001	1.0000	<.0001
11	<.0001	0.9888	<.0001		0.9340	<.0001	0.9494
12	<.0001	1.0000	<.0001	0.9340		<.0001	1.0000
13	1.0000	<.0001	1.0000	<.0001	<.0001		<.0001
14	<.0001	1.0000	<.0001	0.9494	1.0000	<.0001	
15	1.0000	<.0001	1.0000	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001
16	0.0002	0.0301	0.0008	0.7970	0.0139	0.0002	0.0168
17	<.0001	1.0000	<.0001	0.9999	1.0000	<.0001	1.0000
18	1.0000	<.0001	1.0000	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001
19	<.0001	0.6001	<.0001	1.0000	0.3949	<.0001	0.4342
20	1.0000	<.0001	1.0000	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001

Least Squares Means for effect APARELHO*ENVELHECIME

Pr > |t| for H0: LSMean(i)=LSMean(j)

Dependent Variable: BASE_DEPOIS

i/j	15	16	17	18	19	20
1	0.9981	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001	1.0000
2	0.9999	0.1894	<.0001	0.7928	0.0032	0.5181
3	1.0000	0.0008	<.0001	1.0000	<.0001	1.0000
4	0.9980	0.3459	<.0001	0.5935	0.0092	0.3188
5	1.0000	0.0019	<.0001	1.0000	<.0001	0.9998
6	<.0001	0.9802	0.9889	<.0001	1.0000	<.0001
7	<.0001	0.0062	1.0000	<.0001	0.2794	<.0001
8	1.0000	0.0002	<.0001	1.0000	<.0001	1.0000
9	<.0001	0.0301	1.0000	<.0001	0.6001	<.0001
10	1.0000	0.0008	<.0001	1.0000	<.0001	1.0000
11	<.0001	0.7970	0.9999	<.0001	1.0000	<.0001
12	<.0001	0.0139	1.0000	<.0001	0.3949	<.0001
13	1.0000	0.0002	<.0001	1.0000	<.0001	1.0000
14	<.0001	0.0168	1.0000	<.0001	0.4342	<.0001
15		0.0071	<.0001	0.9999	<.0001	0.9937
16	0.0071		0.1366	<.0001	0.9990	<.0001
17	<.0001	0.1366		<.0001	0.9142	<.0001
18	0.9999	<.0001	<.0001		<.0001	1.0000
19	<.0001	0.9990	0.9142	<.0001		<.0001
20	0.9937	<.0001	<.0001	1.0000	<.0001	

Estatísticas Simples

The MEANS Procedure

Analysis Variable : BASE_DEPOIS

APARELHO	ENVELHECIMENTO	N		Std Dev	Std Error	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
		Obs	Mean				
APX	CM	10	45.55	3.353	1.060	47.95	43.15
	CM+CT	10	51.14	3.311	1.047	53.51	48.78
	CM+CT+E	10	47.34	7.030	2.223	52.37	42.31
	CT	10	51.80	4.800	1.518	55.23	48.36
	E	10	47.88	6.202	1.961	52.32	43.44
Halógena	CM	10	62.09	2.601	0.822	63.95	60.23
	CM+CT	10	67.96	3.617	1.144	70.55	65.37
	CM+CT+E	10	46.62	2.802	0.934	48.77	44.46
	CT	10	66.91	2.769	0.876	68.89	64.93
	E	10	47.36	7.913	2.502	53.02	41.70
LED	CM	10	63.29	2.058	0.651	64.76	61.82
	CM+CT	10	67.78	2.672	0.891	69.84	65.73
	CM+CT+E	10	46.58	5.214	1.649	50.31	42.85
	CT	10	67.50	6.516	2.172	72.51	62.49
	E	10	48.67	7.865	2.487	54.30	43.04
Laser	CM	10	58.27	2.420	0.765	60.00	56.54
	CM+CT	10	65.71	2.873	0.909	67.76	63.65
	CM+CT+E	10	46.11	6.408	2.026	50.69	41.53
	CT	10	61.24	4.251	1.344	64.28	58.20
	E	10	45.23	6.095	1.927	49.59	40.87

Estatísticas Simples

The MEANS Procedure

Analysis Variable : BASE_DEPOIS

ENVELHECIMENTO	APARELHO	N Obs	Mean	Std Dev	Std Error	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
CM	APX	10	45.55	3.353	1.060	47.95	43.15
	Halógena	10	62.09	2.601	0.822	63.95	60.23
	LED	10	63.29	2.058	0.651	64.76	61.82
	Laser	10	58.27	2.420	0.765	60.00	56.54
CM+CT	APX	10	51.14	3.311	1.047	53.51	48.78
	Halógena	10	67.96	3.617	1.144	70.55	65.37
	LED	10	67.78	2.672	0.891	69.84	65.73
	Laser	10	65.71	2.873	0.909	67.76	63.65
CM+CT+E	APX	10	47.34	7.030	2.223	52.37	42.31
	Halógena	10	46.62	2.802	0.934	48.77	44.46
	LED	10	46.58	5.214	1.649	50.31	42.85
	Laser	10	46.11	6.408	2.026	50.69	41.53
CT	APX	10	51.80	4.800	1.518	55.23	48.36
	Halógena	10	66.91	2.769	0.876	68.89	64.93
	LED	10	67.50	6.516	2.172	72.51	62.49
	Laser	10	61.24	4.251	1.344	64.28	58.20
E	APX	10	47.88	6.202	1.961	52.32	43.44
	Halógena	10	47.36	7.913	2.502	53.02	41.70
	LED	10	48.67	7.865	2.487	54.30	43.04
	Laser	10	45.23	6.095	1.927	49.59	40.87

Análise de variância - Depois
Delineamento: Parcelas sub-divididas

The GLM Procedure

Class Level Information

Class	Levels	Values
REPETICOES	10	1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
APARELHO	4	APX Halógena LED Laser
ENVELHECIMENTO	5	CM CM+CT CM+CT+E CT E

Number of Observations Read 200
Number of Observations Used 199

Dependent Variable: TOPO_DEPOIS

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr > F
ENVELHECIMENTO	4	21620.74552	5405.18638	181.36	<.0001
Resíduo (A)	45	1341.18628	29.80414	1.19	0.2272
APARELHO	3	557.29137	185.76379	7.39	0.0001
APARELHO*ENVELHECIME	12	515.81890	42.98491	1.71	0.0710
Resíduo (B)	134	3367.36809	25.12961		
Corrected Total	198	27480.84654			
R-Square	Coeff Var	Root MSE	TOPO_DEPOIS Mean		
0.877465	8.362633	5.012945	59.94457		

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for TOPO_DEPOIS

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	45
Error Mean Square	29.80414
Critical Value of Studentized Range	4.01842
Minimum Significant Difference	3.4776
Harmonic Mean of Cell Sizes	39.79592

NOTE: Cell sizes are not equal.

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	ENVELHECIMENTO
A	71.493	40	CM+CT
B	67.248	40	CM
B	66.101	40	CT
C	47.841	40	E
C	46.709	39	CM+CT+E

Estatísticas Simples

Analysis Variable : TOPO_DEPOIS

ENVELHECIMENTO	N	Mean	Std Dev	Std Error	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
CM	40	67.25	3.615	0.572	68.40	66.09
CM+CT	40	71.49	3.794	0.600	72.71	70.28
CM+CT+E	40	46.71	5.322	0.852	48.43	44.98
CT	40	66.10	7.465	1.180	68.49	63.71
E	40	47.84	6.168	0.975	49.81	45.87

Análise de variância - Depois
Delimitação: Parcelas sub-divididas

The GLM Procedure

Tukey's Studentized Range (HSD) Test for TOPO_DEPOIS

NOTE: This test controls the Type I experimentwise error rate, but it generally has a higher Type II error rate than REGWQ.

Alpha	0.05
Error Degrees of Freedom	134
Error Mean Square	25.12961
Critical Value of Studentized Range	3.67918
Minimum Significant Difference	2.615
Harmonic Mean of Cell Sizes	49.74619

NOTE: Cell sizes are not equal.

Means with the same letter are not significantly different.

Tukey Grouping	Mean	N	APARELHO
A	62.284	49	Halógena
A			
B	61.006	50	LED
B			
C	58.765	50	APX
C			
C	57.771	50	Laser
C			

Estatísticas Simples

Analysis Variable : TOPO_DEPOIS

APARELHO	N	Mean	Std Dev	Std Error	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
APARELHO	Obs	Mean	Std Dev	Std Error	Upper 95% CL for Mean	Lower 95% CL for Mean
APX	50	58.76	10.41	1.472	61.72	55.81
Halógena	50	62.28	11.74	1.677	65.66	58.91
LED	50	61.01	12.00	1.696	64.41	57.60
Laser	50	57.77	12.68	1.794	61.38	54.17

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM APARELHO=APX -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-0.188	Sum Observations	-1.88
Std Deviation	3.3635028	Variance	11.3131511
Skewness	0.85554757	Kurtosis	-0.6455767
Uncorrected SS	102.1718	Corrected SS	101.81836
Coeff Variation	-1789.0972	Std Error Mean	1.06363298

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-0.18800	Std Deviation	3.36350
Median	-1.36500	Variance	11.31315
Mode	.	Range	9.38000
		Interquartile Range	5.34000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -0.17675	Pr > t 	0.8636
Sign	M -2	Pr >= M	0.3438
Signed Rank	S -3.5	Pr >= S	0.7695

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.86062	Pr < W	0.0776
Kolmogorov-Smirnov	D 0.260494	Pr > D	0.0525
Cramer-von Mises	W-Sq 0.113319	Pr > W-Sq	0.0659
Anderson-Darling	A-Sq 0.638826	Pr > A-Sq	0.0710

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM APARELHO=APX -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-3.504	Sum Observations	-35.04
Std Deviation	3.30072113	Variance	10.89476
Skewness	0.02900678	Kurtosis	-1.6175385
Uncorrected SS	220.833	Corrected SS	98.05284
Coeff Variation	-94.198662	Std Error Mean	1.04377967

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-3.50400	Std Deviation	3.30072
Median	-3.39500	Variance	10.89476
Mode	.	Range	9.64000
		Interquartile Range	5.57000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -3.35703	Pr > t 	0.0084
Sign	M -4	Pr >= M	0.0215
Signed Rank	S -23.5	Pr >= S	0.0137

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.921206	Pr < W	0.3671
Kolmogorov-Smirnov	D 0.206613	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.078146	Pr > W-Sq	0.2026
Anderson-Darling	A-Sq 0.418789	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM APARELHO=Halógena -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-3.054	Sum Observations	-30.54
Std Deviation	2.26992021	Variance	5.15253778
Skewness	-0.4030347	Kurtosis	-0.4944415
Uncorrected SS	139.642	Corrected SS	46.37284
Coeff Variation	-74.326137	Std Error Mean	0.7178118

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-3.05400	Std Deviation	2.26992
Median	-2.71500	Variance	5.15254
Mode	.	Range	7.12000
		Interquartile Range	3.35000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -4.2546	Pr > t 	0.0021
Sign	M -5	Pr >= M	0.0020
Signed Rank	S -27.5	Pr >= S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.953846	Pr < W	0.7141
Kolmogorov-Smirnov	D 0.127805	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.032298	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.225141	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM APARELHO=Halógena -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-0.199	Sum Observations	-1.99
Std Deviation	3.62509295	Variance	13.1412989
Skewness	0.64809214	Kurtosis	-1.030281
Uncorrected SS	118.6677	Corrected SS	118.27169
Coeff Variation	-1821.6547	Std Error Mean	1.14635504

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-0.19900	Std Deviation	3.62509
Median	-0.64500	Variance	13.14130
Mode	.	Range	9.89000
		Interquartile Range	6.26000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -0.17359	Pr > t 	0.8660
Sign	M -2	Pr >= M	0.3438
Signed Rank	S -4.5	Pr >= S	0.6953

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.879445	Pr < W	0.1286
Kolmogorov-Smirnov	D 0.212214	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.083466	Pr > W-Sq	0.1698
Anderson-Darling	A-Sq 0.518893	Pr > A-Sq	0.1439

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM APARELHO=LED -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-1.131	Sum Observations	-11.31
Std Deviation	5.94835636	Variance	35.3829433
Skewness	-0.7786862	Kurtosis	0.26445935
Uncorrected SS	331.2381	Corrected SS	318.44649
Coeff Variation	-525.93779	Std Error Mean	1.88103544

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-1.13100	Std Deviation	5.94836
Median	-0.12000	Variance	35.38294
Mode	.	Range	19.26000
		Interquartile Range	8.83000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -0.60126	Pr > t 	0.5625
Sign	M 0	Pr >= M	1.0000
Signed Rank	S -4.5	Pr >= S	0.6953

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.952405	Pr < W	0.6970
Kolmogorov-Smirnov	D 0.132224	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.027311	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.211357	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM APARELHO=LED -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-3.467	Sum Observations	-34.67
Std Deviation	5.68028178	Variance	32.2656011
Skewness	0.69914336	Kurtosis	-0.0936619
Uncorrected SS	410.5913	Corrected SS	290.39041
Coeff Variation	-163.83853	Std Error Mean	1.79626282

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-3.46700	Std Deviation	5.68028
Median	-4.30000	Variance	32.26560
Mode	.	Range	17.56000
		Interquartile Range	5.41000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -1.93012	Pr > t 	0.0857
Sign	M -3	Pr >= M	0.1094
Signed Rank	S -15.5	Pr >= S	0.1309

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.920026	Pr < W	0.3572
Kolmogorov-Smirnov	D 0.200913	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.060352	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.390494	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM APARELHO=Laser -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	0.008	Sum Observations	0.08
Std Deviation	1.78644775	Variance	3.19139556
Skewness	1.71151002	Kurtosis	3.89268462
Uncorrected SS	28.7232	Corrected SS	28.72256
Coeff Variation	22330.5968	Std Error Mean	0.56492438

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	0.008000	Std Deviation	1.78645
Median	0.000000	Variance	3.19140
Mode	0.000000	Range	6.21000
		Interquartile Range	2.13000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 0.014161	Pr > t	0.9890
Sign	M -0.5	Pr >= M	1.0000
Signed Rank	S -4	Pr >= S 	0.5781

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.825152	Pr < W	0.0292
Kolmogorov-Smirnov	D 0.24305	Pr > D	0.0918
Cramer-von Mises	W-Sq 0.103403	Pr > W-Sq	0.0896
Anderson-Darling	A-Sq 0.681619	Pr > A-Sq	0.0516

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM APARELHO=Laser -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-3.12	Sum Observations	-31.2
Std Deviation	3.60509824	Variance	12.9967333
Skewness	0.6260873	Kurtosis	-0.6181208
Uncorrected SS	214.3146	Corrected SS	116.9706
Coeff Variation	-115.54802	Std Error Mean	1.14003216

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-3.12000	Std Deviation	3.60510
Median	-4.05500	Variance	12.99673
Mode	.	Range	10.89000
		Interquartile Range	5.17000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -2.73676	Pr > t 	0.0230
Sign	M -3	Pr >= M	0.1094
Signed Rank	S -20.5	Pr >= S	0.0371

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.939168	Pr < W	0.5438
Kolmogorov-Smirnov	D 0.187295	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.045358	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.281201	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT APARELHO=APX -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	1.337	Sum Observations	13.37
Std Deviation	4.60033586	Variance	21.16309
Skewness	0.81496916	Kurtosis	-0.0309069
Uncorrected SS	208.3435	Corrected SS	190.46781
Coeff Variation	344.078972	Std Error Mean	1.45475393

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	1.337000	Std Deviation	4.60034
Median	0.375000	Variance	21.16309
Mode	0.000000	Range	13.80000
		Interquartile Range	5.13000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 0.919056	Pr > t 	0.3820
Sign	M 1	Pr >= M	0.7266
Signed Rank	S 4	Pr >= S	0.6406

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.909015	Pr < W	0.2743
Kolmogorov-Smirnov	D 0.184134	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.063046	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.398019	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT APARELHO=APX -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-0.92	Sum Observations	-9.2
Std Deviation	2.37682795	Variance	5.64931111
Skewness	-0.0942718	Kurtosis	-1.3617135
Uncorrected SS	59.3078	Corrected SS	50.8438
Coeff Variation	-258.35086	Std Error Mean	0.75161899

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-0.92000	Std Deviation	2.37683
Median	-0.94000	Variance	5.64931
Mode	-3.18000	Range	7.08000
		Interquartile Range	4.25000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -1.22402	Pr > t 	0.2520
Sign	M -0.5	Pr >= M	1.0000
Signed Rank	S -10.5	Pr >= S	0.2383

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.947964	Pr < W	0.6445
Kolmogorov-Smirnov	D 0.156857	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.046717	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.27217	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT APARELHO=Halógena -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-0.644	Sum Observations	-6.44
Std Deviation	4.85556542	Variance	23.5765156
Skewness	0.9960757	Kurtosis	1.02073171
Uncorrected SS	216.336	Corrected SS	212.18864
Coeff Variation	-753.96979	Std Error Mean	1.53546461

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-0.64400	Std Deviation	4.85557
Median	-1.07500	Variance	23.57652
Mode	.	Range	15.99000
		Interquartile Range	6.36000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -0.41942	Pr > t 	0.6847
Sign	M -1	Pr >= M	0.7539
Signed Rank	S -6.5	Pr >= S	0.5566

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.926396	Pr < W	0.4134
Kolmogorov-Smirnov	D 0.152023	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.036514	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.296003	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT APARELHO=Halógena -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-0.016	Sum Observations	-0.16
Std Deviation	2.70678243	Variance	7.32667111
Skewness	-0.9368981	Kurtosis	0.56505361
Uncorrected SS	65.9426	Corrected SS	65.94004
Coeff Variation	-16917.39	Std Error Mean	0.85595976

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-0.01600	Std Deviation	2.70678
Median	0.53000	Variance	7.32667
Mode	.	Range	8.94000
		Interquartile Range	2.13000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----		
Student's t	t -0.01869	Pr > t 	0.9855	
Sign	M 1.5	Pr >= M	0.5078	
Signed Rank	S 3.5	Pr >= S	0.7344	

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----		
Shapiro-Wilk	W 0.902538	Pr < W	0.2336	
Kolmogorov-Smirnov	D 0.243593	Pr > D	0.0906	
Cramer-von Mises	W-Sq 0.096057	Pr > W-Sq	0.1121	
Anderson-Darling	A-Sq 0.522471	Pr > A-Sq	0.1411	

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT APARELHO=LED -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-2.226	Sum Observations	-22.26
Std Deviation	3.77269194	Variance	14.2332044
Skewness	0.83407498	Kurtosis	1.2422426
Uncorrected SS	177.6496	Corrected SS	128.09884
Coeff Variation	-169.48302	Std Error Mean	1.19302994

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-2.22600	Std Deviation	3.77269
Median	-2.48500	Variance	14.23320
Mode	.	Range	13.50000
		Interquartile Range	4.26000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -1.86584	Pr > t 	0.0949
Sign	M -3	Pr >= M	0.1094
Signed Rank	S -16.5	Pr >= S	0.1055

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.945573	Pr < W	0.6165
Kolmogorov-Smirnov	D 0.147534	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.047972	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.310422	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT APARELHO=LED -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	9	Sum Weights	9
Mean	0.19555556	Sum Observations	1.76
Std Deviation	3.03970439	Variance	9.23980278
Skewness	-0.1596194	Kurtosis	-0.2780992
Uncorrected SS	74.2626	Corrected SS	73.9184222
Coeff Variation	1554.39429	Std Error Mean	1.0132348

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	0.19556	Std Deviation	3.03970
Median	-0.41000	Variance	9.23980
Mode	.	Range	9.91000
		Interquartile Range	3.98000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 0.193001	Pr > t 	0.8518
Sign	M -0.5	Pr >= M	1.0000
Signed Rank	S 1.5	Pr >= S	0.9102

Tests for Normality

Test	--Statistic---	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.967837	Pr < W	0.8756
Kolmogorov-Smirnov	D 0.15103	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.036774	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.222187	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT APARELHO=Laser -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	1.855	Sum Observations	18.55
Std Deviation	3.33682234	Variance	11.1343833
Skewness	-1.5712356	Kurtosis	3.6559585
Uncorrected SS	134.6197	Corrected SS	100.20945
Coeff Variation	179.882606	Std Error Mean	1.05519587

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	1.855000	Std Deviation	3.33682
Median	2.350000	Variance	11.13438
Mode	.	Range	11.98000
		Interquartile Range	1.60000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 1.757967	Pr > t 	0.1126
Sign	M 3	Pr >= M	0.1094
Signed Rank	S 16.5	Pr >= S	0.1055

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.852223	Pr < W	0.0617
Kolmogorov-Smirnov	D 0.257637	Pr > D	0.0590
Cramer-von Mises	W-Sq 0.107949	Pr > W-Sq	0.0788
Anderson-Darling	A-Sq 0.643097	Pr > A-Sq	0.0691

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT APARELHO=Laser -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-0.35	Sum Observations	-3.5
Std Deviation	2.49899091	Variance	6.24495556
Skewness	0.37638807	Kurtosis	0.25207396
Uncorrected SS	57.4296	Corrected SS	56.2046
Coeff Variation	-713.9974	Std Error Mean	0.79025031

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-0.35000	Std Deviation	2.49899
Median	-0.98500	Variance	6.24496
Mode	.	Range	8.69000
		Interquartile Range	3.06000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -0.4429	Pr > t 	0.6683
Sign	M -2	Pr >= M	0.3438
Signed Rank	S -5.5	Pr >= S	0.6250

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.949326	Pr < W	0.6605
Kolmogorov-Smirnov	D 0.198404	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.069406	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.357361	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT+E APARELHO=APX -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-11.628	Sum Observations	-116.28
Std Deviation	3.63509988	Variance	13.2139511
Skewness	0.09420154	Kurtosis	-0.7254176
Uncorrected SS	1471.0294	Corrected SS	118.92556
Coeff Variation	-31.261609	Std Error Mean	1.14951951

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-11.6280	Std Deviation	3.63510
Median	-11.4050	Variance	13.21395
Mode	.	Range	11.22000
		Interquartile Range	5.54000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -10.1155	Pr > t 	<.0001
Sign	M -5	Pr >= M	0.0020
Signed Rank	S -27.5	Pr >= S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.960232	Pr < W	0.7885
Kolmogorov-Smirnov	D 0.119936	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.025022	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.193634	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT+E APARELHO=APX -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-7.26	Sum Observations	-72.6
Std Deviation	6.64653293	Variance	44.1764
Skewness	0.51044764	Kurtosis	-0.2092968
Uncorrected SS	924.6636	Corrected SS	397.5876
Coeff Variation	-91.55004	Std Error Mean	2.10181826

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-7.26000	Std Deviation	6.64653
Median	-7.65500	Variance	44.17640
Mode	.	Range	21.84000
		Interquartile Range	9.72000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -3.45415	Pr > t 	0.0072
Sign	M -3	Pr >= M	0.1094
Signed Rank	S -23.5	Pr >= S	0.0137

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.973817	Pr < W	0.9238
Kolmogorov-Smirnov	D 0.121877	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.023778	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.168024	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT+E APARELHO=Halógena -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	9	Sum Weights	9
Mean	-11.10444	Sum Observations	-99.94
Std Deviation	3.91878843	Variance	15.3569028
Skewness	0.59336992	Kurtosis	1.8813037
Uncorrected SS	1232.6334	Corrected SS	122.855222
Coeff Variation	-35.29027	Std Error Mean	1.30626281

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-11.1044	Std Deviation	3.91879
Median	-10.4900	Variance	15.35690
Mode	.	Range	14.21000
		Interquartile Range	3.53000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -8.50093	Pr > t 	<.0001
Sign	M -4.5	Pr >= M	0.0039
Signed Rank	S -22.5	Pr >= S	0.0039

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.924651	Pr < W	0.4321
Kolmogorov-Smirnov	D 0.240359	Pr > D	0.1366
Cramer-von Mises	W-Sq 0.073922	Pr > W-Sq	0.2263
Anderson-Darling	A-Sq 0.421698	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT+E APARELHO=Halógena -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	9	Sum Weights	9
Mean	-9.25	Sum Observations	-83.25
Std Deviation	4.11183353	Variance	16.907175
Skewness	-0.3668849	Kurtosis	-0.7583344
Uncorrected SS	905.3199	Corrected SS	135.2574
Coeff Variation	-44.452254	Std Error Mean	1.37061118

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-9.25000	Std Deviation	4.11183
Median	-9.34000	Variance	16.90718
Mode	.	Range	12.60000
		Interquartile Range	6.47000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -6.74881	Pr > t 	0.0001
Sign	M -4.5	Pr >= M	0.0039
Signed Rank	S -22.5	Pr >= S	0.0039

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.966404	Pr < W	0.8624
Kolmogorov-Smirnov	D 0.136679	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.028776	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.189626	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT+E APARELHO=LED -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-13.464	Sum Observations	-134.64
Std Deviation	4.44351763	Variance	19.7448489
Skewness	-0.7679916	Kurtosis	-0.4933639
Uncorrected SS	1990.4966	Corrected SS	177.70364
Coeff Variation	-33.002953	Std Error Mean	1.40516365

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-13.4640	Std Deviation	4.44352
Median	-12.3400	Variance	19.74485
Mode	.	Range	12.82000
		Interquartile Range	6.37000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -9.5818	Pr > t 	<.0001
Sign	M -5	Pr >= M	0.0020
Signed Rank	S -27.5	Pr >= S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.909594	Pr < W	0.2782
Kolmogorov-Smirnov	D 0.159275	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.052271	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.358798	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT+E APARELHO=LED -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-11.077	Sum Observations	-110.77
Std Deviation	5.09732621	Variance	25.9827344
Skewness	0.11928962	Kurtosis	-1.0591142
Uncorrected SS	1460.8439	Corrected SS	233.84461
Coeff Variation	-46.017209	Std Error Mean	1.61191608

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-11.0770	Std Deviation	5.09733
Median	-10.3800	Variance	25.98273
Mode	-14.7000	Range	15.01000
		Interquartile Range	6.95000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -6.87195	Pr > t 	<.0001
Sign	M -5	Pr >= M	0.0020
Signed Rank	S -27.5	Pr >= S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.952135	Pr < W	0.6938
Kolmogorov-Smirnov	D 0.161385	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.032277	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.220228	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT+E APARELHO=Laser -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-15.169	Sum Observations	-151.69
Std Deviation	4.28233179	Variance	18.3383656
Skewness	1.29791139	Kurtosis	1.26195854
Uncorrected SS	2466.0309	Corrected SS	165.04529
Coeff Variation	-28.230811	Std Error Mean	1.35419222

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-15.1690	Std Deviation	4.28233
Median	-16.7150	Variance	18.33837
Mode	.	Range	13.58000
		Interquartile Range	4.04000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -11.2015	Pr > t 	<.0001
Sign	M -5	Pr >= M	0.0020
Signed Rank	S -27.5	Pr >= S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic---	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.871414	Pr < W	0.1038
Kolmogorov-Smirnov	D 0.222916	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.095153	Pr > W-Sq	0.1157
Anderson-Darling	A-Sq 0.555641	Pr > A-Sq	0.1151

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CM+CT+E APARELHO=Laser -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-8.094	Sum Observations	-80.94
Std Deviation	6.23730569	Variance	38.9039822
Skewness	0.68725715	Kurtosis	0.28345229
Uncorrected SS	1005.2642	Corrected SS	350.13584
Coeff Variation	-77.060856	Std Error Mean	1.97240924

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-8.09400	Std Deviation	6.23731
Median	-8.69000	Variance	38.90398
Mode	.	Range	20.01000
		Interquartile Range	4.70000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -4.10361	Pr > t 	0.0027
Sign	M -3.5	Pr >= M	0.0391
Signed Rank	S -21.5	Pr >= S	0.0078

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.932486	Pr < W	0.4728
Kolmogorov-Smirnov	D 0.215323	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.05561	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.336311	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CT APARELHO=APX -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-1.483	Sum Observations	-14.83
Std Deviation	3.24435595	Variance	10.5258456
Skewness	0.83940758	Kurtosis	1.25439496
Uncorrected SS	116.7255	Corrected SS	94.73261
Coeff Variation	-218.76979	Std Error Mean	1.02595544

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-1.48300	Std Deviation	3.24436
Median	-1.27000	Variance	10.52585
Mode	.	Range	11.09000
		Interquartile Range	3.04000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -1.44548	Pr > t 	0.1822
Sign	M -3	Pr >= M	0.1094
Signed Rank	S -14.5	Pr >= S	0.1602

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.935327	Pr < W	0.5023
Kolmogorov-Smirnov	D 0.159996	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.040852	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.29751	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CT APARELHO=APX -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	2.642	Sum Observations	26.42
Std Deviation	3.82816695	Variance	14.6548622
Skewness	-1.2120914	Kurtosis	0.58172496
Uncorrected SS	201.6954	Corrected SS	131.89376
Coeff Variation	144.896554	Std Error Mean	1.21057268

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	2.642000	Std Deviation	3.82817
Median	3.465000	Variance	14.65486
Mode	.	Range	11.21000
		Interquartile Range	3.80000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 2.182438	Pr > t	0.0569
Sign	M 3	Pr >= M	0.1094
Signed Rank	S 17.5	Pr >= S 	0.0840

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.834459	Pr < W	0.0379
Kolmogorov-Smirnov	D 0.24865	Pr > D	0.0792
Cramer-von Mises	W-Sq 0.126411	Pr > W-Sq	0.0424
Anderson-Darling	A-Sq 0.725764	Pr > A-Sq	0.0408

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CT APARELHO=Halógena -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	0.813	Sum Observations	8.13
Std Deviation	4.62822512	Variance	21.4204678
Skewness	0.13651829	Kurtosis	-0.7616157
Uncorrected SS	199.3939	Corrected SS	192.78421
Coeff Variation	569.277383	Std Error Mean	1.46357329

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	0.81300	Std Deviation	4.62823
Median	-0.66000	Variance	21.42047
Mode	.	Range	15.01000
		Interquartile Range	7.63000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 0.55549	Pr > t 	0.5921
Sign	M -1	Pr >= M	0.7539
Signed Rank	S 3.5	Pr >= S	0.7695

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.953264	Pr < W	0.7072
Kolmogorov-Smirnov	D 0.214159	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.05922	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.31191	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CT APARELHO=Halógena -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	4.722	Sum Observations	47.22
Std Deviation	3.54139897	Variance	12.5415067
Skewness	0.86669777	Kurtosis	1.39282533
Uncorrected SS	335.8464	Corrected SS	112.87356
Coeff Variation	74.9978604	Std Error Mean	1.11988868

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	4.722000	Std Deviation	3.54140
Median	4.335000	Variance	12.54151
Mode	.	Range	12.66000
		Interquartile Range	4.57000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 4.21649	Pr > t 	0.0023
Sign	M 4	Pr >= M	0.0215
Signed Rank	S 26.5	Pr >= S	0.0039

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.943637	Pr < W	0.5941
Kolmogorov-Smirnov	D 0.172078	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.040645	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.291629	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CT APARELHO=LED -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	3.142	Sum Observations	31.42
Std Deviation	4.75253102	Variance	22.5865511
Skewness	-1.6157462	Kurtosis	3.2810025
Uncorrected SS	302.0006	Corrected SS	203.27896
Coeff Variation	151.258148	Std Error Mean	1.50288227

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	3.142000	Std Deviation	4.75253
Median	4.255000	Variance	22.58655
Mode	.	Range	16.59000
		Interquartile Range	4.54000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 2.090649	Pr > t 	0.0661
Sign	M 3.5	Pr >= M	0.0391
Signed Rank	S 14.5	Pr >= S	0.0977

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.865443	Pr < W	0.0884
Kolmogorov-Smirnov	D 0.168027	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.074185	Pr > W-Sq	0.2271
Anderson-Darling	A-Sq 0.52444	Pr > A-Sq	0.1396

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CT APARELHO=LED -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	9	Sum Weights	9
Mean	2.75333333	Sum Observations	24.78
Std Deviation	4.72766591	Variance	22.350825
Skewness	-0.2707028	Kurtosis	-0.1908793
Uncorrected SS	247.0342	Corrected SS	178.8066
Coeff Variation	171.706994	Std Error Mean	1.57588864

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	2.753333	Std Deviation	4.72767
Median	3.980000	Variance	22.35082
Mode	.	Range	15.52000
		Interquartile Range	5.96000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t 1.747162	Pr > t 	0.1187
Sign	M 1.5	Pr >= M	0.5078
Signed Rank	S 12.5	Pr >= S	0.1641

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.968222	Pr < W	0.8791
Kolmogorov-Smirnov	D 0.157918	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.042574	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.237983	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CT APARELHO=Laser -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-3.051	Sum Observations	-30.51
Std Deviation	6.45909256	Variance	41.7198767
Skewness	-0.8167796	Kurtosis	3.29827408
Uncorrected SS	468.5649	Corrected SS	375.47889
Coeff Variation	-211.70412	Std Error Mean	2.04254441

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-3.05100	Std Deviation	6.45909
Median	-2.89500	Variance	41.71988
Mode	0.00000	Range	25.79000
		Interquartile Range	4.97000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -1.49373	Pr > t 	0.1695
Sign	M -3	Pr >= M	0.0703
Signed Rank	S -11	Pr >= S	0.1484

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.875033	Pr < W	0.1144
Kolmogorov-Smirnov	D 0.277299	Pr > D	0.0276
Cramer-von Mises	W-Sq 0.114803	Pr > W-Sq	0.0624
Anderson-Darling	A-Sq 0.659854	Pr > A-Sq	0.0615

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=CT APARELHO=Laser -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-2.968	Sum Observations	-29.68
Std Deviation	5.74445975	Variance	32.9988178
Skewness	0.71060428	Kurtosis	0.77876165
Uncorrected SS	385.0796	Corrected SS	296.98936
Coeff Variation	-193.54649	Std Error Mean	1.81655767

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-2.96800	Std Deviation	5.74446
Median	-3.15000	Variance	32.99882
Mode	.	Range	19.23000
		Interquartile Range	5.89000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -1.63386	Pr > t 	0.1367
Sign	M -3	Pr >= M	0.1094
Signed Rank	S -16.5	Pr >= S	0.1055

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.953458	Pr < W	0.7095
Kolmogorov-Smirnov	D 0.121787	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.026841	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.217845	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=E APARELHO=APX -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-13.525	Sum Observations	-135.25
Std Deviation	4.22041665	Variance	17.8119167
Skewness	0.20413977	Kurtosis	-2.1394234
Uncorrected SS	1989.5635	Corrected SS	160.30725
Coeff Variation	-31.204559	Std Error Mean	1.33461293

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-13.5250	Std Deviation	4.22042
Median	-14.3900	Variance	17.81192
Mode	.	Range	10.12000
		Interquartile Range	7.78000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -10.134	Pr > t	<.0001
Sign	M -5	Pr >= M	0.0020
Signed Rank	S -27.5	Pr >= S 	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.808517	Pr < W	0.0184
Kolmogorov-Smirnov	D 0.299536	Pr > D	0.0119
Cramer-von Mises	W-Sq 0.148295	Pr > W-Sq	0.0211
Anderson-Darling	A-Sq 0.868725	Pr > A-Sq	0.0176

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=E APARELHO=APX -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	9	Sum Weights	9
Mean	-5.3322222	Sum Observations	-47.99
Std Deviation	6.87051268	Variance	47.2039444
Skewness	0.30025165	Kurtosis	-1.5106737
Uncorrected SS	633.5249	Corrected SS	377.631556
Coeff Variation	-128.84896	Std Error Mean	2.29017089

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-5.33222	Std Deviation	6.87051
Median	-3.36000	Variance	47.20394
Mode	.	Range	17.89000
		Interquartile Range	10.26000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -2.32831	Pr > t 	0.0483
Sign	M -2.5	Pr >= M	0.1797
Signed Rank	S -15.5	Pr >= S	0.0742

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.876548	Pr < W	0.1444
Kolmogorov-Smirnov	D 0.236838	Pr > D	0.1497
Cramer-von Mises	W-Sq 0.078991	Pr > W-Sq	0.1948
Anderson-Darling	A-Sq 0.492989	Pr > A-Sq	0.1645

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=E APARELHO=Halógena -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-13.588	Sum Observations	-135.88
Std Deviation	6.18149712	Variance	38.2109067
Skewness	0.57872512	Kurtosis	-0.7616531
Uncorrected SS	2190.2356	Corrected SS	343.89816
Coeff Variation	-45.492325	Std Error Mean	1.95476103

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-13.5880	Std Deviation	6.18150
Median	-15.8300	Variance	38.21091
Mode	.	Range	19.07000
		Interquartile Range	10.35000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -6.95123	Pr > t 	<.0001
Sign	M -5	Pr >= M	0.0020
Signed Rank	S -27.5	Pr >= S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.898836	Pr < W	0.2127
Kolmogorov-Smirnov	D 0.22657	Pr > D	0.1499
Cramer-von Mises	W-Sq 0.106105	Pr > W-Sq	0.0832
Anderson-Darling	A-Sq 0.555386	Pr > A-Sq	0.1153

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=E APARELHO=Halógena -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-6.32	Sum Observations	-63.2
Std Deviation	7.33054492	Variance	53.7368889
Skewness	1.44482401	Kurtosis	2.09542279
Uncorrected SS	883.056	Corrected SS	483.632
Coeff Variation	-115.98963	Std Error Mean	2.31812185

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-6.32000	Std Deviation	7.33054
Median	-8.71000	Variance	53.73689
Mode	.	Range	24.02000
		Interquartile Range	8.09000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -2.72635	Pr > t 	0.0234
Sign	M -3	Pr >= M	0.1094
Signed Rank	S -20.5	Pr >= S	0.0371

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.867578	Pr < W	0.0937
Kolmogorov-Smirnov	D 0.220034	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.081385	Pr > W-Sq	0.1826
Anderson-Darling	A-Sq 0.527888	Pr > A-Sq	0.1369

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=E APARELHO=LED -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-13.08	Sum Observations	-130.8
Std Deviation	4.41570681	Variance	19.4984667
Skewness	-0.0480063	Kurtosis	-0.5100433
Uncorrected SS	1886.3502	Corrected SS	175.4862
Coeff Variation	-33.759226	Std Error Mean	1.3963691

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-13.0800	Std Deviation	4.41571
Median	-12.5050	Variance	19.49847
Mode	.	Range	14.52000
		Interquartile Range	6.31000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -9.36715	Pr > t 	<.0001
Sign	M -5	Pr >= M	0.0020
Signed Rank	S -27.5	Pr >= S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.980956	Pr < W	0.9701
Kolmogorov-Smirnov	D 0.128885	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.024512	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.157302	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=E APARELHO=LED -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-7.783	Sum Observations	-77.83
Std Deviation	9.93110831	Variance	98.6269122
Skewness	-0.0332679	Kurtosis	-0.6951473
Uncorrected SS	1493.3931	Corrected SS	887.64221
Coeff Variation	-127.6	Std Error Mean	3.14049219

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-7.78300	Std Deviation	9.93111
Median	-9.15000	Variance	98.62691
Mode	.	Range	31.81000
		Interquartile Range	13.04000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -2.47827	Pr > t 	0.0351
Sign	M -3	Pr >= M	0.1094
Signed Rank	S -20	Pr >= S	0.0410

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.975767	Pr < W	0.9386
Kolmogorov-Smirnov	D 0.128148	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.026349	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.16767	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=E APARELHO=Laser -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_topo (topo_depois - topo_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-16.086	Sum Observations	-160.86
Std Deviation	3.73858916	Variance	13.9770489
Skewness	-0.1673599	Kurtosis	-0.7739851
Uncorrected SS	2713.3874	Corrected SS	125.79344
Coeff Variation	-23.24126	Std Error Mean	1.1822457

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-16.0860	Std Deviation	3.73859
Median	-16.4200	Variance	13.97705
Mode	.	Range	11.80000
		Interquartile Range	4.92000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -13.6063	Pr > t 	<.0001
Sign	M -5	Pr >= M	0.0020
Signed Rank	S -27.5	Pr >= S	0.0020

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.975237	Pr < W	0.9347
Kolmogorov-Smirnov	D 0.157952	Pr > D	>0.1500
Cramer-von Mises	W-Sq 0.024435	Pr > W-Sq	>0.2500
Anderson-Darling	A-Sq 0.161214	Pr > A-Sq	>0.2500

**Teste para dados pareados
por nível de envelhecimento**

----- ENVELHECIMENTO=E APARELHO=Laser -----

The UNIVARIATE Procedure
Variable: dif_base (base_depois - base_antes)

Moments

N	10	Sum Weights	10
Mean	-8.41	Sum Observations	-84.1
Std Deviation	5.02860263	Variance	25.2868444
Skewness	1.62223346	Kurtosis	3.82587208
Uncorrected SS	934.8626	Corrected SS	227.5816
Coeff Variation	-59.793135	Std Error Mean	1.59018378

Basic Statistical Measures

Location		Variability	
Mean	-8.41000	Std Deviation	5.02860
Median	-8.24000	Variance	25.28684
Mode	.	Range	17.60000
		Interquartile Range	5.27000

Tests for Location: Mu0=0

Test	-Statistic-	-----p Value-----	
Student's t	t -5.2887	Pr > t	0.0005
Sign	M -4	Pr >= M	0.0215
Signed Rank	S -26.5	Pr >= S 	0.0039

Tests for Normality

Test	--Statistic--	-----p Value-----	
Shapiro-Wilk	W 0.83367	Pr < W	0.0370
Kolmogorov-Smirnov	D 0.245417	Pr > D	0.0865
Cramer-von Mises	W-Sq 0.099604	Pr > W-Sq	0.0987
Anderson-Darling	A-Sq 0.653861	Pr > A-Sq	0.0642

