



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DOS
FOTOPOLIMERIZADORES DO PRÉ-CLÍNICO DO INSTITUTO
UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ E DA CLÍNICA DENTÁRIA
EGAS MONIZ**

Trabalho submetido por
Bernardo Miguel Russo da Costa
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

setembro de 2022



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**AVALIAÇÃO DO DESEMPENHO DOS
FOTOPOLIMERIZADORES DO PRÉ-CLÍNICO DO INSTITUTO
UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ E DA CLÍNICA DENTÁRIA
EGAS MONIZ**

Trabalho submetido por
Bernardo Miguel Russo da Costa
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof^ª. Doutora Inês Caldeira Fernandes

e coorientado por
Prof^ª. Doutora Ana Mano Azul

setembro de 2022

Dedico este trabalho aos meus avós e aos meus pais.

Agradecimentos

À minha Orientadora Prof^a. Doutora Inês Caldeira Fernandes e à minha Coorientadora Prof^a. Doutora Ana Mano Azul, por terem prontamente aceitado ajudar-me na realização deste trabalho e pela disponibilidade demonstrada ao longo de todo o processo.

Ao Instituto Universitário Egas Moniz, por me ter permitido alcançar os meus objetivos ao longo deste percurso académico, onde incluo todos os funcionários e professores da Egas Moniz, que contribuíram para o meu desenvolvimento profissional bem como pessoal. Deixo um agradecimento especial aos docentes, Mestre Eduardo Guerreiro, Mestre Rita Pereira e ao Mestre André Júdice.

Ao meu pai António Costa e à minha mãe Hermínia Russo que sempre acreditaram em mim e me apoiaram incondicionalmente.

Aos meus amigos, Nuno Salvador, Gustavo Rosa, Diogo Sampaio, José Salvador, João Ivo Ramos, Inês Faria que sempre me incentivaram e motivaram a seguir o meu propósito. À Laís Araújo, Joana Gomes, Vânia Sanches, Vera Damião, Pedro Cavaco, Manuel Jerónimo, Nuno Ponces, Gonçalo Martins, Elena Seoane e Jimmy Rodrigues amigos que fiz durante o curso, que sempre me ajudaram, e a quem tenho de agradecer por tudo.

À Catarina Trevas Fernandes um agradecimento muito especial, por todo o carinho, companheirismo, apoio, paciência e por me dar força para ultrapassar todos os desafios.

Resumo

Objetivos: O objetivo desta investigação foi avaliar qualitativamente o desempenho dos fotopolimerizadores do Pré-Clínico do Instituto Universitário Egas Moniz e da Clínica Dentária Egas Moniz em relação à sua irradiância e verificar se estão dentro dos parâmetros normais estabelecidos a nível internacional.

Materiais e Métodos: Utilizando um radiómetro analógico (Demetron Research Corp. (sds Kerr – Orange, EUA) fornecido pela Clínica Dentária Egas Moniz, foram realizadas seis exposições de pelos aos 59 fotopolimerizadores utilizados neste estudo, três ciclos de vinte segundos e três ciclos de quarenta segundos, sendo a irradiância dos aparelhos fotopolimerizadores avaliada em mili-watts por centímetro quadrado (mW/cm^2).

Resultados: Dos 59 fotopolimerizadores testados no Pré-Clínico do Instituto Universitário Egas Moniz e na Clínica Dentária Egas Moniz, todos se encontravam com valores recomendados para uma polimerização adequada. Seis estavam com valores entre $300\text{-}400 \text{ mW}/\text{cm}^2$; cinco com valores entre $400\text{-}500 \text{ mW}/\text{cm}^2$; cinco entre os $500\text{-}600 \text{ mW}/\text{cm}^2$; oito entre os $600\text{-}700 \text{ mW}/\text{cm}^2$; seis entre os $700\text{-}800 \text{ mW}/\text{cm}^2$; quatro entre os $800\text{-}900 \text{ mW}/\text{cm}^2$; onze entre os $900\text{-}1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$ e catorze com valores acima de $1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$.

Conclusão: Os resultados do presente estudo qualitativo mostram que os fotopolimerizadores avaliados no Pré-Clínico do Instituto Universitário Egas Moniz e na Clínica Dentária Egas Moniz estão dentro dos valores recomendados para que ocorra uma polimerização adequada. Contudo, seis dos fotopolimerizadores apresentaram valores no intervalo dos $300\text{-}400 \text{ mW}/\text{cm}^2$, estando no limite dos valores aceites. É aconselhado durante o seu uso um maior tempo de exposição à luz, devendo ser verificados de modo a melhorar a sua irradiância. Caso não seja possível, deverá equacionar-se a sua troca.

Palavras-chave: Fotopolimerizadores; Irradiância; Polimerização; Radiómetro.

Abstract

Objectives: The objective of this investigation is to evaluate in a qualitative way the performance of the light curing units of the Pre-Clinic of Instituto Universitário Egas Moniz and Clínica Dentária Egas Moniz in relation to the irradiance are within the normal parameters established internationally.

Materials and Methods: Using an analog radiometer (Demetron Research Corp. (sds Kerr – Orange, USA) supplied by Clínica Dentária Egas Moniz, six light exposures were performed by 59 *LED* light curing units, three cycles of twenty seconds and three cycles of forty seconds, with the irradiance by each of the light-curing devices being evaluated in milliwatts per square centimeter (mW/cm²).

Results: Of the 59 *LED* light curing units tested at the Pre-Clinic of Instituto Universitário Egas Moniz and Clínica Dentária Egas Moniz, all were within the recommended values for adequate curing. Six had values between 300-400 mW/cm²; five with values between 400-500 mW/cm²; five between 500-600 mW/cm²; eight between 600-700 mW/cm²; six between 700-800 mW/cm²; four between 800-900 mW/cm²; eleven between 900-1000 mW/cm² and fourteen with values above 1000 mW/cm².

Conclusion: The results of the present qualitative study showed that the light curing units evaluated at the Pre-Clinic of Instituto Universitário Egas Moniz and Clínica Dentária Egas Moniz are within the recommended values for adequate polymerization to occur. However, six of the light curing units presented values in the range of 300-400 mW/cm², which were within the limits of accepted values. A longer exposure time to light is advised during use and they should be checked to improve their irradiance. If this is not possible, an exchange should be considered.

Keywords: Light Curing Unit; Irradiance; Polymerization; Radiometer.

Índice geral

I.	Introdução	13
II.	Desenvolvimento	15
1.	Reação de Polimerização.....	15
	Etapa de ativação.....	15
	Etapa de iniciação.....	15
	Etapa de propagação.....	16
	Etapa de terminação	16
2.	Fotopolimerização	17
2.1.	Grau de conversão	18
2.2.	Fotoiniciadores	19
3.	Fotopolimerizadores	21
3.1.	Fotopolimerizadores Ultra-Violeta (UV)	22
3.2.	Fotopolimerizadores <i>Quartz–Tungsten–Halogen</i> (QHT)	23
3.3.	Fotopolimerizadores <i>Light Amplification by Stimulated Emissions of Radiations (LASER)</i>	25
3.4.	Fotopolimerizadores Arco de Plasma (PAC).....	27
3.5.	Fotopolimerizadores <i>Light Emitting Diode (LED)</i>	29
3.5.1.	Fotopolimerizadores <i>LED</i> de 1ª geração.....	30
3.5.2.	Fotopolimerizadores <i>LED</i> de 2ª geração.....	31
3.5.3.	Fotopolimerizadores <i>LED</i> de 3ª geração.....	32
4.	Problemas associados à fotopolimerização.....	34
4.1.	Problemas associados ao grau de conversão dos fotoiniciadores.....	35

4.2.	Uniformidade e intensidade do feixe de luz.....	37
4.3.	Danos oculares	39
4.4.	Avaliação periódica das condições do equipamento.....	41
4.5.	Influência dos materiais restauradores indiretos na fotopolimerização	42
4.6.	Biossegurança - controlo de infeção cruzada.....	42
4.7.	Repercussões do aumento de temperatura na polpa dentária	44
4.8.	Repercussões do aumento de temperatura nos tecidos moles	46
III.	Objetivos.....	49
IV.	Materiais e métodos.....	51
1.	Materiais utilizados	51
2.	Métodos.....	53
V.	Resultados.....	55
VI.	Discussão.....	61
VII.	Conclusão	65
VIII.	Bibliografia.....	67

Índice de figuras

Figura 1 - Polimerização por adição de radicais livres (Adaptado de Ritter et al., 2018).....	17
Figura 2 - Espectro de luz visível (Adaptado de Ritter et al., 2018).....	18
Figura 3 - Influência da distância e grau de conversão (Adaptado de Ritter et al., 2018).....	19
Figura 4 - Fotoiniciadores utilizados em materiais dentários (Adaptado de Sinhoreti et al., 2018)	20
Figura 5 - Exemplo de um fotopolimerizador QHT (Adaptado de Ritter et al., 2018).....	23
Figura 6 - Componentes internos de um fotopolimerizador QHT (Adaptado de Ritter et al., 2018)	23
Figura 7 - Espectro de emissão da luz de um fotopolimerizador de QHT (Adaptado de Ritter et al., 2018)	24
Figura 8 - Exemplo de um fotopolimerizador <i>laser</i> (Adaptado de Ritter et al., 2018).....	26
Figura 9 - Espectro de emissão de luz de um fotopolimerizador <i>laser</i> (Adaptado de Ritter et al., 2018)	27
Figura 10 - Exemplo de fotopolimerizador PAC (Adaptado de Ritter et al., 2018)	28
Figura 11 - Espectro de emissão de luz de um fotopolimerizador PAC (Adaptado de Ritter et al., 2018)	29
Figura 12 - Exemplo da configuração interna de um <i>LED</i> de 1ª Geração (Adaptado de Ritter et al., 2018)	30
Figura 13 - Espectro de emissão de uma luz <i>LED</i> de 2ª Geração (Adaptado de Ritter et al., 2018)	32
Figura 14 - Conjunto de chips <i>LED</i> emissores de múltiplos comprimentos de onda (Adaptado de Ritter et al., 2018).....	33
Figura 15 - Espectro de emissão de um <i>LED</i> de 3ª Geração de onda poligonal (Adaptado de Ritter et al., 2018)	34

Figura 16 - Imagem ilustrativa do comportamento de uma luz de um fotopolimerizador com uma matriz de chips azuis e violeta numa restauração classe II (Adaptado de Sinhoreti et al., 2018)	36
Figura 17 - Distância recomendada para a polimerização de materiais dentários (Adaptado de Ritter et al., 2018)	37
Figura 18 - Imagem ilustrativa de uma ponta de luz de diâmetro menor que necessita de múltiplas exposições para cobrir toda a superfície da restauração MOD (Adaptado de Ritter et al., 2018)	38
Figura 19 - Protetores oculares (Adaptado de Ritter et al., 2018).....	40
Figura 20 - Imagem representativa da emissão espectral em que a luz azul é bloqueada, sendo filtrada a radiação nociva por um protetor ocular (Adaptado de Ritter et al., 2018)	41
Figura 21 - Imagem representativa do modo correto de utilizar uma capa protetora bem ajustada (à esquerda) e de uma imagem em que a capa protetora não está bem-adaptada, estando a sua costura no sobreposta à ponta de luz do fotopolimerizador (à direita) (Adaptado de Ritter et al., 2018)	43
Figura 22 - Imagem ilustrativa da capa protetora a cruzar a ponta de luz, demonstrando a redução de saída de luz (Adaptado de Ritter et al., 2018).....	43
Figura 23 - Aplicação de spray de ar durante a fotopolimerização a fim de reduzir a temperatura pulpar (Adaptado de Ritter et al., 2018).....	46
Figura 24 - Imagem de uma lesão na gengiva de um suíno, resultante de uma luz <i>LED</i> de alta intensidade (Ritter et al., 2018)	47
Figura 25 - Imagem do radiômetro analógico fornecido pela Clínica Dentária Egas Moniz.	51
Figura 26 - Aparelhos fotopolimerizadores do Pré-Clínico do Instituto Universitário Egas Moniz e da Clínica Dentária Egas Moniz.	52

Índice de tabelas

Tabela 1 - Número de fotopolimerizadores que se encontram nos seguintes intervalos de valores de irradiância.55

Tabela 2 - Distribuição dos resultados por intervalos de irradiância, emitidos pelos 59 fotopolimerizadores avaliados de acordo com 3 exposições de 20s55

Tabela 3 - Distribuição dos resultados por intervalos de irradiância, emitidos pelos 59 fotopolimerizadores avaliados de acordo com 3 exposições de 40s58

Lista de abreviaturas

BAPO – Óxido bisacilfosfínico

CDEM – Clínica Dentária Egas Moniz

EDAB – 4-dimetilamino benzoato de etila

IUEM – Instituto Universitário Egas Moniz

IVOCERIN – Benzoil germânio

J/cm² – Joule por centímetro quadrado

LASER – *Light amplification by stimulated emissions of radiations*

LED – Díodo emissor de luz

mm – Milímetros

mW/cm² – Mili-Watts por centímetro quadrado

nm – Nanómetros

°C – Grau Celsius

PAC – Arco de plasma

PPD – 1-fenil-1;2-propanodiona

QTH – Quartzo-tungsténio-halogénio

s – Segundos

TPO – Óxido mono-acil fosfínico

UV – Ultra-violeta

I. Introdução

O material mais utilizado em restaurações na Medicina Dentária são as resinas compostas (Nassar et al., 2018).

O seu uso tem aumentado devido às suas propriedades biológicas e físico-químicas, bem como a sua capacidade de garantir a estética, forma e função das peças dentárias (Ribeiro et al., 2016).

Os materiais dentários fotopolimerizáveis endurecem devido a um processo denominado polimerização. A polimerização ocorre quando os monómeros presentes nas resinas compostas se convertem em polímeros através de uma reação de adição. Esta reação, resulta da presença de radicais livres que surgem por ativação química ou através de um meio externo como uma fonte de luz, no caso dos materiais resinosos fotopolimerizáveis (Ribeiro et al., 2016).

O êxito destas restaurações está diretamente relacionado ao bom funcionamento dos aparelhos fotopolimerizadores. Assim sendo, a avaliação e manutenção destes aparelhos deve ser feita regularmente já que o tempo e a frequência de utilização influenciam o seu desempenho (Scariot et al., 2017).

A baixa radiância emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores pode ser devida a riscos ou resíduos de resina composta na área onde a luz é emitida, e a intensidade de luz diminui com a utilização, pelo desgaste da lâmpada, filtro, refletor e guia de luz (Kopperud et al., 2017).

Os aparelhos que fazem a medição da irradiância denominam-se radiómetros e usam diferentes escalas de medida sendo, a mais comumente utilizada, aquela que mede a concentração de luz emitida e que é expressa em miliwatts por centímetro quadrado (mW/cm^2) (Ribeiro et al., 2016).

A literatura refere que uma fotopolimerização adequada se encontra num valor de irradiância de cerca de $400 \text{ mW}/\text{cm}^2$, com tempo de 40 segundos (s), para incrementos de 2 milímetros (mm) de espessura. O valor mínimo aceite é de $300 \text{ mW}/\text{cm}^2$ embora seja necessário um maior tempo de exposição para uma correta polimerização (Ribeiro et al., 2016).

II. Desenvolvimento

1. Reação de Polimerização

Em Medicina Dentária, a grande maioria dos materiais restauradores são à base de resina, que têm na sua composição monómeros do tipo metacrilatos. Estes monómeros ligam-se entre si formando cadeias de polímeros (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

Este processo é denominado de polimerização por adição de radicais livres, sendo uma reação química constituída por quatro etapas: ativação, iniciação, propagação e terminação definidas do seguinte modo (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017) (Figura 1):

Etapa de ativação

A ativação é a primeira fase onde, por meio de uma fonte externa de energia, se irão ativar radicais livres (Ritter et al., 2018).

No caso da fotopolimerização, a fonte externa é a radiação eletromagnética (luz) que irá ativar o fotoiniciador que está presente nos monómeros polimerizáveis. Deste modo, o fotoiniciador poderá gerar radicais livres (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

Etapa de iniciação

Após a ativação, segue-se a fase de iniciação onde os radicais livres procuram ligar-se a outros eletrões. Difundem-se pela resina onde encontrarão as moléculas de monómeros de metacrilatos que têm uma ligação dupla de carbono rica em eletrões (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

O radical livre irá acoplar-se ao monómero de metacrilato, quebrando a ligação dupla deste e estabelecendo, assim, uma ligação covalente (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

Etapa de propagação

A fase seguinte que procede à iniciação, é a propagação. Nesta fase o monómero de metacrilato com o qual o radical livre se acoplou, possui no átomo de carbono mais externo um eletrão que atua na forma de radical livre, procurando outra ligação dupla de carbono de outra molécula de monómero. Deste modo, estabelece sucessivamente, novas ligações covalentes agrupando desta forma inúmeras moléculas de monómeros, formando polímeros (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

Etapa de terminação

A terminação é a última fase do processo de polimerização. Ao longo da fase de propagação, as cadeias de monómeros vão aumentando o seu tamanho e consequentemente o seu peso molecular será maior, o que faz com que a cadeia polimérica tenha uma menor mobilidade (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

As mobilidades das moléculas reagentes também irão diminuir, pois o meio resinoso muda de um estado mais líquido para um estado de gel. Posteriormente, a resina irá solidificar, dificultando a agregação de novos monómeros à cadeia de polímeros (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

A forma da reação terminar pode ser dada pela união de duas cadeias, ambas com um radical livre; pode também ocorrer a ligação de agentes inibidores da polimerização como o caso do oxigénio e/ou alguns dos monómeros poderão não reagir, não estabelecendo nenhuma ligação (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

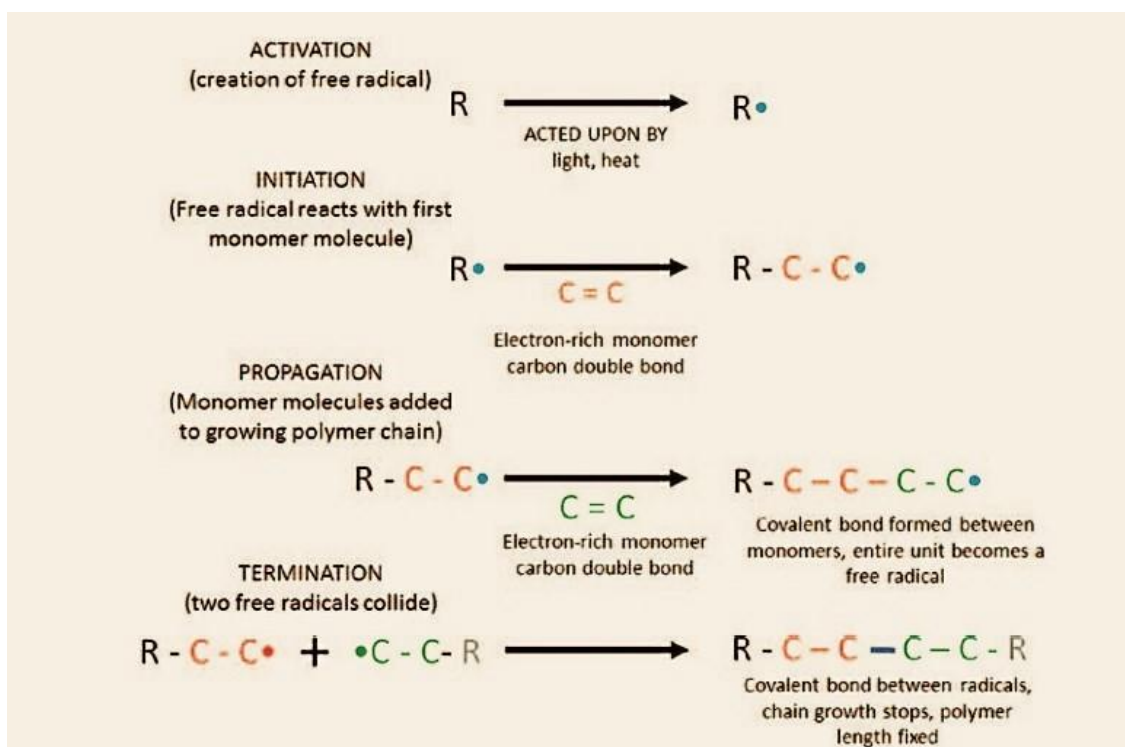


Figura 1 - Polimerização por adição de radicais livres (Adaptado de Ritter et al., 2018).

2. Fotopolimerização

A polimerização de materiais dentários ativados através da luz é denominada de fotopolimerização. A fotopolimerização foi um grande avanço na medicina dentária, pois, permitiu ao médico dentista ter maior tempo de trabalho para realizar as suas restaurações e ter um maior controlo sobre a polimerização (Ritter et al., 2018).

Para conseguirmos discutir a fotopolimerização, é necessário definir alguns conceitos. A irradiância medida em unidades de mW/cm^2 é determinada pela divisão da potência pela área da ponta ativa do fotopolimerizador (García et al., 2006; R. B. T. Price et al., 2004). Outros autores consideraram a irradiância como sendo a quantidade de luz recebida pela resina composta numa determinada área. Outro conceito a ter em conta chama-se radiância emitida que significa a energia que sai efetivamente do aparelho. Por último, temos a energia radiante que é quantidade de energia recebida pela superfície da resina composta, que é dada em Joules (Boaventura & Basílio, 2021).

2.1. Grau de conversão

Para que ocorra a etapa da ativação na fotopolimerização, será necessário que os fótons produzidos por estes equipamentos se encontrem no espectro de luz visível (Figura 2), numa faixa de comprimento de onda eletromagnética que corresponda ao comprimento de onda à qual os fotoiniciadores têm capacidade de absorção, bem como numa quantidade e nível de energia apropriados.

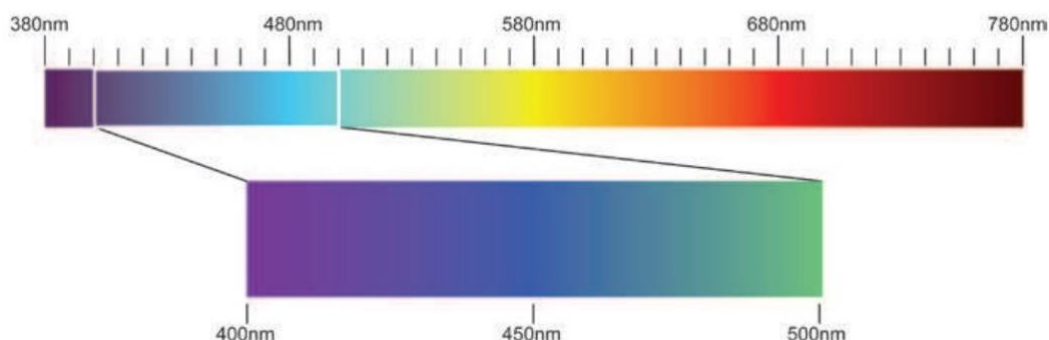


Figura 2 - Espectro de luz visível (Adaptado de Ritter et al., 2018).

Diferentes fotopolimerizadores trabalham a diferentes comprimentos de onda e com níveis de irradiância diferentes, assim como, também existem diferentes fotoiniciadores que tem capacidade de absorção a diferentes comprimentos de onda e com necessidade de diferentes níveis de energia. Posto isto, é fundamental que o fotopolimerizador escolhido seja adequado aos fotoiniciadores presentes nas resinas compostas utilizadas nos consultórios dentários (Boaventura & Basílio, 2021; Melo et al., 2020; Ritter et al., 2018; Rueggeberg, 2011).

A energia necessária fornecida resulta da irradiância e do tempo de exposição à luz e é nos dada pela fórmula matemática: Densidade de energia, Joule por centímetro quadrado (J/cm^2) = Irradiância (mW/cm^2) x Tempo (s). A diminuição de um destes fatores pode ser compensada pelo aumento do outro, pois são inversamente proporcionais (Portugal, 2008). A recomendação para a maioria das resinas será de 16 J/cm^2 para polimerizar um incremento de resina de 2 mm de espessura. Contudo, diferentes marcas podem requerer densidades de energia diferentes, devendo o médico dentista ler e seguir as instruções do fabricante (Boaventura & Basílio, 2021; Ritter et al., 2018).

O número de metacrilatos que interagem entre si definirá a percentagem de monómeros que serão convertidos em polímeros no fim da polimerização. Esta reação físico-química é chamada de grau de conversão e irá determinar a qualidade da fotopolimerização. Quanto maior for a distância da ponta do fotopolimerizador à superfície da restauração, menor será o número de fótons que atingirão essa superfície e consequentemente irá haver uma menor conversão de monómero em polímero como se pode observar na Figura 3 (Ritter et al., 2018).

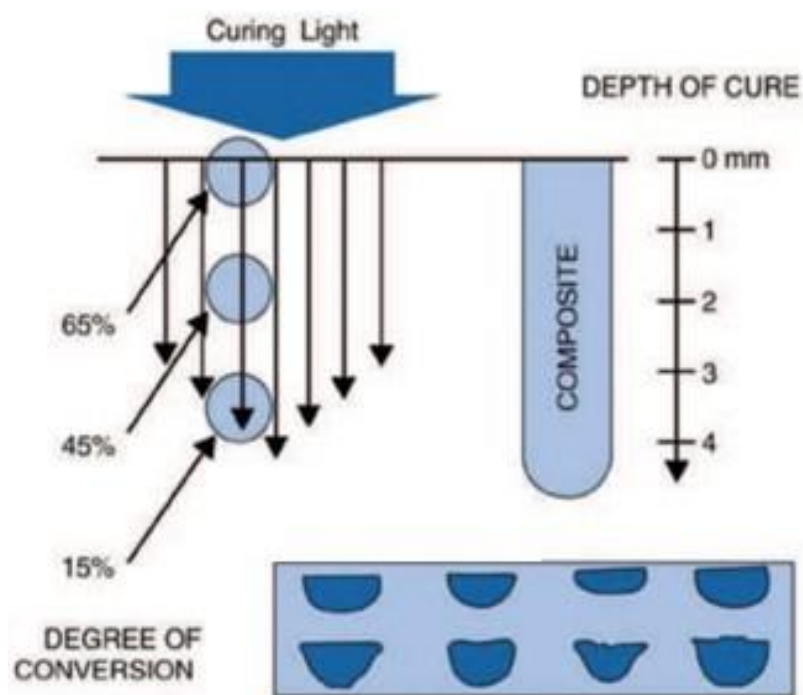


Figura 3 - Influência da distância e grau de conversão (Adaptado de Ritter et al., 2018).

2.2. Fotoiniciadores

Tal como os fotopolimerizadores foram evoluindo, também as resinas compostas e os seus componentes foram melhorados, um dos quais os seus fotoiniciadores (Ritter et al., 2018; Rueggeberg, 2011).

Os fotoiniciadores são maioritariamente moléculas orgânicas que podem atuar sozinhas ou num complexo químico com mais moléculas que ao serem atingidas por fótons num determinado comprimento de onda darão início a uma reação em cadeia (Melo et al., 2020).

Existem 2 grupos de fotoiniciadores. Os que se dissociam e geram radicais livres não precisando de co-iniciadores são denominados fotoiniciadores de Norrish tipo I e os que requerem um co-iniciador, geralmente uma amina terciária para que se possa gerar um radical livre e iniciar a polimerização, são denominados Norrish tipo II (Boaventura & Basílio, 2021; Melo et al., 2020; Sinhoreti et al., 2018).

Os fotoiniciadores Norish tipo II têm a necessidade de um maior número de fótons para gerar um radical livre em relação aos fotoiniciadores Norish do tipo I, que necessitam menos fótons, tendo uma ação mais lenta e menos eficaz (Boaventura & Basílio, 2021; Melo et al., 2020; Sinhoreti et al., 2018).

Dentro dos fotoiniciadores do Tipo II encontra-se a canforoquinona que é uma alfa-dicetona, conhecida por ser o fotoiniciador mais utilizado nos materiais fotopolimerizáveis (Figura 4) (Schneider et al., 2008). Esta utiliza uma amina terciária, a 4-dime-tilamino benzoato de etila (EDAB), que tem a função de agente redutor, doando hidrogénio (Boaventura & Basílio, 2021). Absorve luz no comprimento de onda azul entre 430 e 510 nm, com o seu pico no 468nm (Boaventura & Basílio, 2021).



Figura 4 - Fotoiniciadores utilizados em materiais dentários (Adaptado de Sinhoreti et al., 2018).

Alguns novos fotoiniciadores que surgiram são o 1-fenil-1;2-propanodiona (PPD), sendo também este um fotoiniciador do tipo II com pico de absorção de cerca de 393 nm e os fotoiniciadores do tipo I são o óxido mono-acil fosfínico (TPO) e o óxido bisacilfosfínico (BAPO) e o benzoil germânio (Ivocerin) (Figura 4) (Boaventura & Basílio,

2021; Reis De Andrade Melo et al., 2020).

O Ivocerin e o PPD têm ainda um espectro alargado, pois trabalham no comprimento de onda do violeta e dos azuis. Apesar de mais sensível, ao aproximar-se do comprimento de onda de 410 nm, o Ivocerin ainda tem afinidade até aos 430 nm (Boaventura & Basílio, 2021; Reis De Andrade Melo et al., 2020).

O TPO tem o seu espectro de absorção à cor violeta, abaixo dos 420nm, onde a sua maior absorção será perto de 385 nm (Ritter et al., 2018).

Outro fotoiniciador do tipo I é o BAPO, visualmente um pó branco, sofre ativação em comprimentos de onda abaixo dos 400 nm. Devido a este formar quatro radicais livres por cada molécula, isto é, por cada fotão absorvido, ele irá ter 2 radicais livres em ação, sendo, deste modo, considerado como um dos fotoiniciadores mais competentes (Boaventura & Basílio, 2021; Reis De Andrade Melo et al., 2020).

Estes novos fotoiniciadores, devido a serem mais brancos e translúcidos, são uma ótima opção para restaurações diretas e indiretas que a componente estética é mais tida em conta, sendo a passagem de luz por estes também mais eficaz (Boaventura & Basílio, 2021; Reis De Andrade Melo et al., 2020).

3. Fotopolimerizadores

Os primeiros fotopolimerizadores surgiram no começo da década de 1970 e foram fabricados para emitir uma luz ultra-violeta (UV) (Caldarelli et al., 2011; Rueggeberg et al., 2017).

Ainda na década de 70 surgiu a fotopolimerização por luz visível, com a introdução de fotopolimerizadores denominados por fotopolimerizadores de quartzo-tungstênio-halogéneo (QTH – *Quartz-Tungsten-Halogen*) (Rueggeberg, 2011).

Entre 1980 e 1990, através da tecnologia *Laser*, surgiram novos fotopolimerizadores, os *lasers* de iões de argónio (*Light Amplification by Stimulated Emissions of Radiations*) (Oesterle et al., 2001; Rueggeberg, 2011).

Em alternativa a estes, surgiram os fotopolimerizadores de arco de plasma (PAC) no início da década de 1990 (Rueggeberg, 2011; Sfondrini et al., 2001).

Em Medicina Dentária, os últimos fotopolimerizadores a serem produzidos, no final dos anos 2000, possuíam um díodo emissor de luz (*LED – Light Emitting Diode*). Os *LEDs* foram evoluindo ao longo do tempo, passando 3 gerações (Jandt & Mills, 2013; Krämer et al., 2008; Pelissier, 2011; Rueggeberg, 2011).

3.1. Fotopolimerizadores Ultra-Violeta (UV)

Compostos por uma haste de quartzo e por uma fonte de mercúrio de alta pressão, estes aparelhos fotopolimerizadores vieram revolucionar a Medicina Dentária (Pelissier, 2011).

Antes do seu aparecimento, a polimerização dos materiais dentários era exclusiva apenas através da autopolimerização destes, mas, recorrendo à tecnologia destes aparelhos emissores de luz, foi possível polimerizar materiais com compostos de resina e selantes por meio da radiação da luz UV. Permitiram um maior tempo de trabalho ao médico dentista, bem como uma maior capacidade de manuseamento destes materiais (Rueggeberg et al., 2017). Fora do espectro de luz visível, nos comprimentos de onda dos UV, trabalhavam a cerca de 365 nanómetros (nm) (Main et al., 1983; Reis De Andrade Melo et al., 2020).

Usualmente, as exposições destes aparelhos tinham a duração de 20s. Contudo, verificaram-se melhores resultados com durações de 60s (Pelissier, 2011).

O sistema fotoiniciador, pertencia a compostos do tipo éter de benzoína. Apesar de inovadores, e de alguns registos de sucesso na aplicação clínica devido a uma boa conversão das resinas compostas, a fotopolimerização dos materiais dentários através do fotopolimerizadores UV tinha ainda muitas limitações. Devido à sua energia de comprimento de onda curto tinham fraca capacidade da penetração da luz que levou a uma baixa polimerização em profundidade. Existia também o desconhecimento dos possíveis malefícios tanto oculares como na microflora oral humana (Pelissier, 2011; Reis De Andrade Melo et al., 2020; Rueggeberg et al., 2017).

3.2. Fotopolimerizadores *Quartz–Tungsten–Halogen* (QHT)

Estes aparelhos são constituídos por uma lâmpada com um filamento de tungstênio, um sistema de absorção de calor e um filtro (Figura 5 e 6).



Figura 5 - Exemplo de um fotopolimerizador QHT (Adaptado de Ritter et al., 2018).

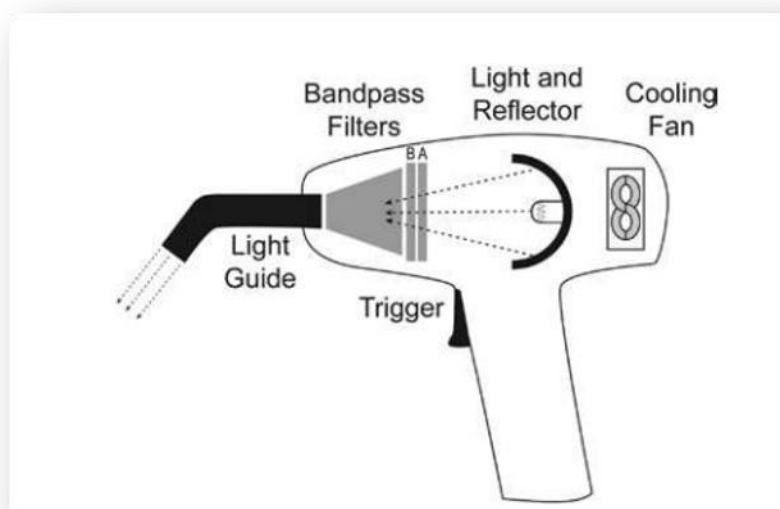


Figura 6 - Componentes internos de um fotopolimerizador QHT (Adaptado de Ritter et al., 2018).

Este fotopolimerizador funciona quando a corrente elétrica atravessa o filamento de tungstênio tornando-o incandescente e produzindo desta forma radiação eletromagnética na forma de luz visível (Caldarelli et al., 2011; Rueggeberg et al., 2017; Yoon et al., 2002).

A radiação de luz, neste sistema de lâmpadas produz um largo espectro de comprimento de onda sendo observável uma luz visível de cor branca. Este largo espectro não tinha grande utilidade à fotopolimerização pois na sua maioria era dissipado em forma de calor (Caldarelli et al., 2011; Rueggeberg et al., 2017; Yoon et al., 2002).

O filtro que compõe estes fotopolimerizadores tem como função bloquear a luz infravermelha e restringir esse comprimento de onda a valores entre os 400 e os 550 nm, na forma de luz azul, de forma a ativar os fotoiniciadores como a canforoquinona e polimerizar resinas compostas (Figura 7) (Caldarelli et al., 2011; Rueggeberg et al., 2017; Yoon et al., 2002).

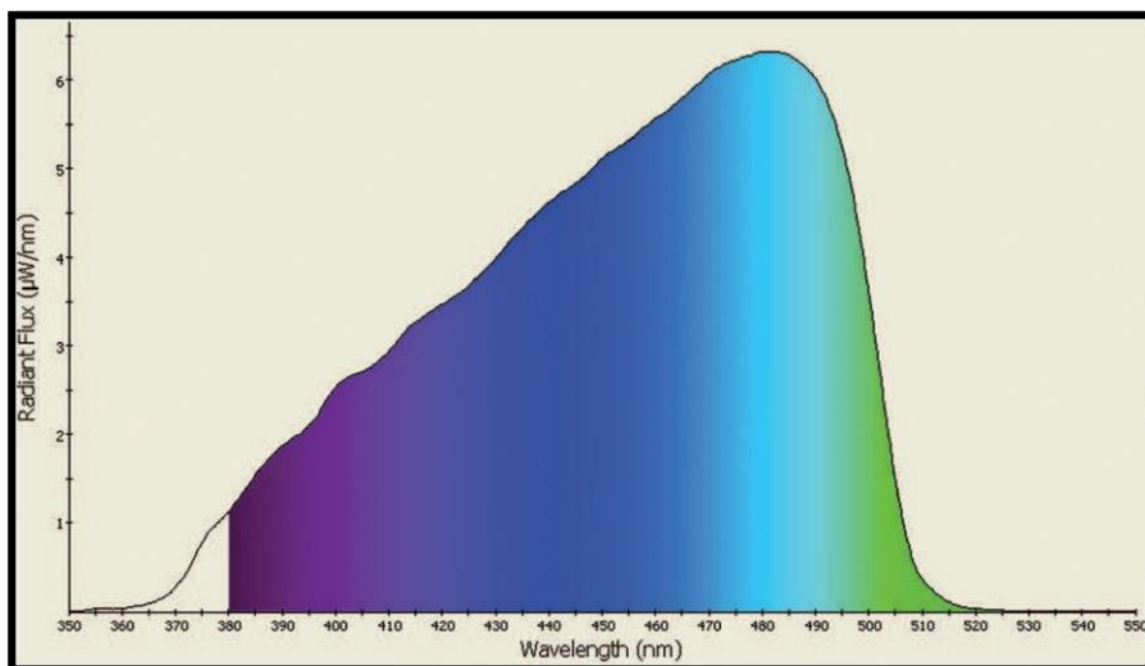


Figura 7 - Espectro de emissão da luz de um fotopolimerizador de QHT (Adaptado de Ritter et al., 2018).

Os valores de irradiância de luz destes aparelhos variavam entre 400 e 500 mW/cm². Entre 40 e 60s, seria o tempo de exposição médios necessários para a polimerização de 2 mm de espessura, com uma irradiância entre 300 e 400 mW/cm² (Price et al., 2004;

Rueggeberg et al., 2017).

O seu custo era acessível. Não havia dificuldade de instalação nos consultórios médicos dentários e eram facilmente manipulados pelos médicos dentistas (Rueggeberg et al., 2017).

Tinham como desvantagem a perda de radiância emitida com o decorrer do seu uso, a lâmpada e o filtro vão se deteriorando, o que leva a uma menor capacidade de polimerização dos materiais, tendo de ser verificada com alguma regularidade a sua intensidade e, se necessário, trocar a lâmpada e/ou outro componente que não esteja nas ótimas condições (Caldarelli et al., 2011; Mills et al., 1999).

O tempo médio de duração da lâmpada é apenas de 50h. Outra desvantagem era o calor gerado por estes aparelhos, que poderia levar a agressões à polpa dentária (Caldarelli et al., 2011; Mills et al., 1999).

3.3. Fotopolimerizadores *Light Amplification by Stimulated Emissions of Radiations (LASER)*

Estes fotopolimerizadores foram colocados no mercado com o objetivo de diminuir rapidamente o tempo de polimerização das resinas compostas (Figura 8) (Rueggeberg, 2011).



Figura 8 - Exemplo de um fotopolimerizador laser (Adaptado de Ritter et al., 2018).

Não necessitavam de um filtro pois, por si só, emitiam uma luz azul com um comprimento de onda por volta do 488 nm, ideal para o fotoiniciador canforoquinona, e com um feixe de luz não divergente que se focava no seu alvo específico permitindo uma boa polimerização das resinas, mesmo trabalhando com baixas intensidades de luz (Figura 9) (Ritter et al., 2018).

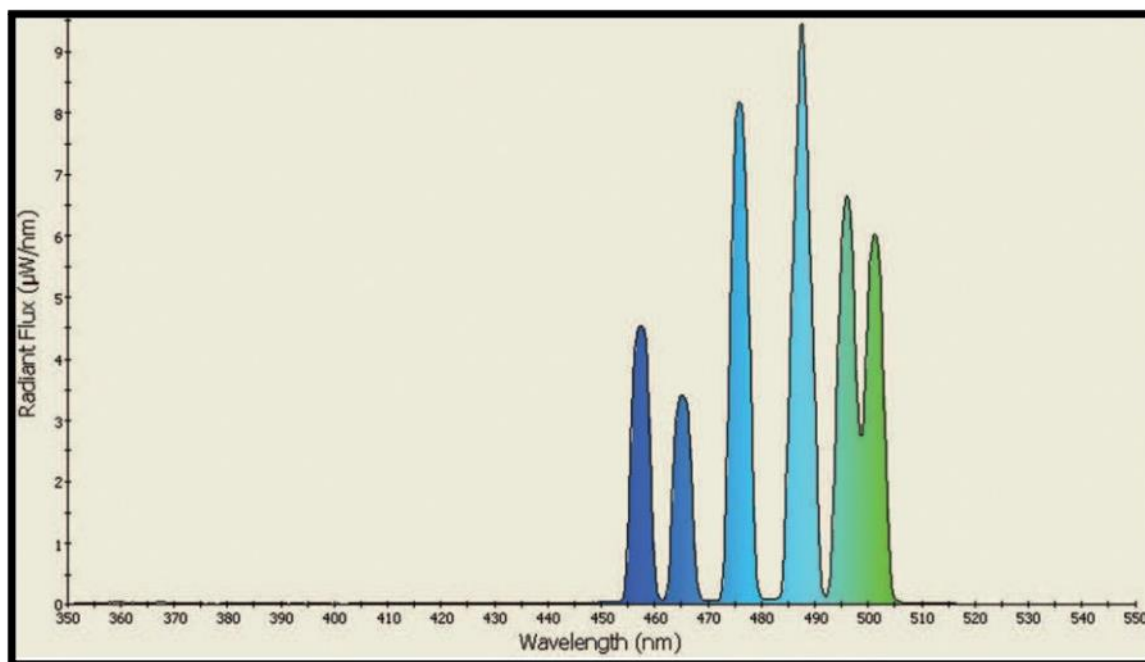


Figura 9 - Espectro de emissão de luz de um fotopolimerizador laser (Adaptado de Ritter et al., 2018).

Contudo, tinha inúmeras desvantagens: o seu tamanho, peso, calor que gerava, o barulho das suas ventoinhas de arrefecimento e o tempo de 30s, necessário desde que se ligava o *laser* até que este conseguisse emitir luz. Outro fator desfavorável era o seu custo elevadíssimo, a rondar entre 15 mil e os 20 mil dólares (Fleming & Wayne, 1999).

O modo como estes fotopolimerizadores eram utilizados obrigava a alguns cuidados, pois, demonstrou-se que os tempos de exposição à sua luz poderiam provocar danos aos tecidos gengivais. Em exposições entre 10 e 20s, foram notados poucos efeitos nocivos, mas com exposições de 30s, já foram observados danos significativos tais comonecrose da gengiva queratinizada (Fleming & Wayne, 1999).

3.4. Fotopolimerizadores Arco de Plasma (PAC)

Estes PAC surgiram com o propósito de substituir os fotopolimerizadores *Laser* (Figura 10) (Sfondrini et al., 2001). Têm na sua composição uma lâmpada com um ânodo e um cátodo de tungsténio num tubo de quartzo com gás de xénon no seu interior. A corrente elétrica ao passar por este gás promove a sua ionização, tornando-se no designado “arco de plasma” que irá emitir radiação luminosa (Oesterle et al., 2001; Portugal, 2008; Rueggeberg et al., 2017).



Figura 10 - Exemplo de fotopolimerizador PAC (Adaptado de Ritter et al., 2018).

Estes aparelhos emitiam uma luz branca que necessitava de ser filtrada tal como os aparelhos QHT, para se situar num comprimento de onda com intervalo de 400 a 500 nm (Figura 11) (Ritter et al., 2018).

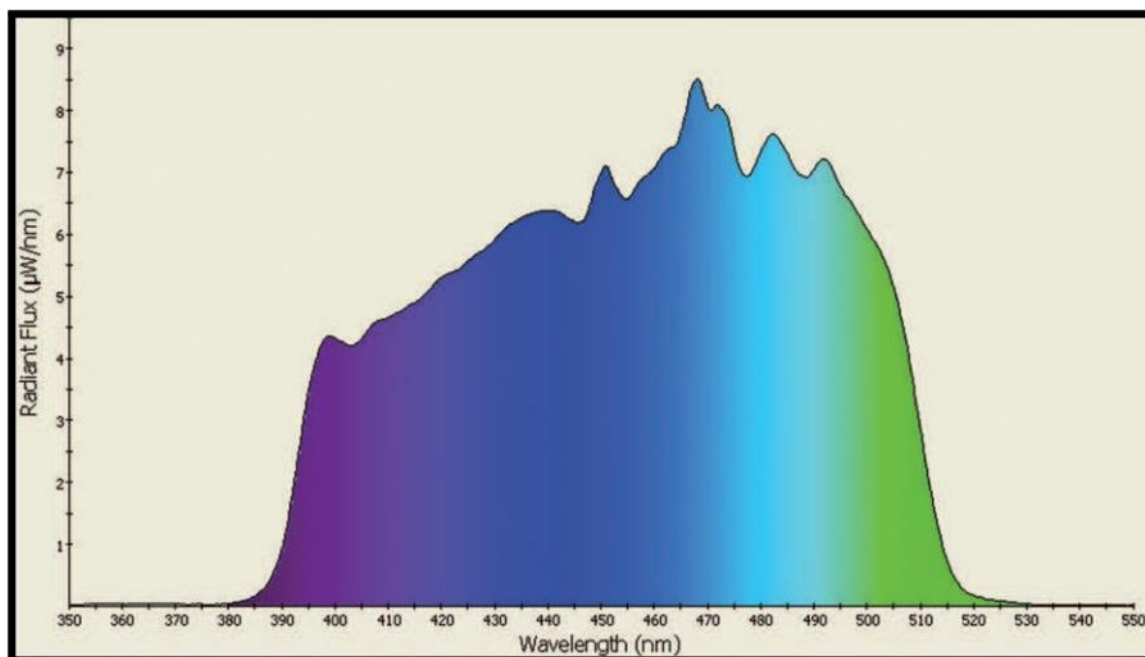


Figura 11 - Espectro de emissão de luz de um fotopolimerizador PAC (Adaptado de Ritter et al., 2018).

A sua radiância emitida era muito elevada, podendo chegar a uma irradiância de 2000 mW/cm² e, por esta razão, os tempos de exposição de luz nos PAC eram de 3s. Contudo, em certos estudos verificou-se que por vezes era necessário mais do que uma exposição de 3s. Um dos principais motivos que levou a que estes não vingassem na área da medicina dentária foi o seu custo, pois, embora tivessem um preço mais acessível que os fotopolimerizadores *Laser*, ainda tinham um custo muito superior aos fotopolimerizadores convencionais, tendo um valor a rondar entre 3 mil e os 4 mil dólares (Oesterle et al., 2001).

3.5. Fotopolimerizadores *Light Emitting Diode (LED)*

São aparelhos que têm um díodo semiconductor de luz maioritariamente à base de nitrito de gálio que contém cristais que produzem luz por eletroluminescência. Foram sendo melhorados e hoje são os aparelhos fotopolimerizadores mais utilizados em medicina dentária. São aparelhos que não necessitam de filtros, são mais ergonómicos podendo ser portáteis e não fazem tanto ruído (Ritter et al., 2018).

Atualmente, existem no mercado *LEDs* que trabalham com diferentes comprimentos de onda num único aparelho. Conseguem ter uma irradiância superior aos aparelhos

fotopolimerizadores convencionais. As suas luzes têm uma vida útil muito superior, podendo ir até 100.000 horas de uso e com uma boa estabilidade até ao seu fundimento, contrariamente às luzes QHT que não tinham um tempo de vida útil tão longo, e que no decorrer do seu uso as luzes iam perdendo a sua capacidade de irradiação (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

3.5.1. Fotopolimerizadores *LED* de 1ª geração

Entre 1999 e 2002 foi o intervalo de tempo entre o aparecimento e a utilização destes primeiros aparelhos de luz *LED* de cor azul. Apresentavam-se na época como fotopolimerizadores com gastos de energia reduzidos, em que um conjunto de invólucros de *LEDs* individuais promoviam uma saída total de energia inferior a 1 Watt (Figura 12) (Pelissier, 2011). Tinham valores de irradiância entre 100 e 280 mW/cm². Desta forma, para assegurar uma boa polimerização dos materiais restauradores à base de resina, era necessário um tempo de exposição maior à luz destes *LED*, sendo o mais indicado o tempo de exposição de pelo menos 60s para incrementos de 2 mm (Pelissier, 2011).



Figura 12 - Exemplo da configuração interna de um *LED* de 1ª Geração (Adaptado de Ritter et al., 2018).

Trabalhavam num comprimento de onda estreito (450–470 nm) o que era ótimo para os materiais dentários fotopolimerizáveis, que tinham na sua composição como iniciador a canforoquinona (Pelissier, 2011; Ritter et al., 2018; Rueggeberg, 2011).

Estas luzes eram consideradas como sendo luzes que não geravam muito calor e por isso não eram tão agressivas quer para a polpa quer para os tecidos orais no geral. Tinham como desvantagem uma baixa irradiância e a limitação de trabalharem com um comprimento de onda reduzido, levando a que estes não conseguissem ativar todo o tipo de iniciadores presentes nas resinas fotopolimerizáveis que eram ativados em comprimentos de onda diferentes (Pelissier, 2011; Ritter et al., 2018; Rueggeberg, 2011).

3.5.2. Fotopolimerizadores *LED* de 2ª geração

Devido às suas lacunas os aparelhos de primeira geração de *LED* deixaram de ser comercializados. Ainda assim, o potencial que a sua tecnologia tinha não foi abandonada e foi evoluindo, surgindo a partir do ano de 2002 a segunda geração de fotopolimerizadores *LED* (Pelissier, 2011; Ritter et al., 2018; Rueggeberg, 2011).

Os avanços nestes novos aparelhos *LED* deram-se sobretudo ao nível do novo formato dos chips que permitiram uma maior radiância emitida. Este aumento fez com que houvesse uma maior capacidade de polimerização em profundidade, igualando e podendo por vezes ultrapassar os fotopolimerizadores de QHT, com a vantagem de essa profundidade de polimerização poder ser alcançada em metade do tempo comparativamente ao um fotopolimerizador QTH (Pelissier, 2011).

Um aspeto menos positivo, foi que com o aumento da radiância emitida houve um aumento do calor gerado e, portanto, a necessidade destes fotopolimerizadores serem equipados com dissipadores de calor e ventiladores de refrigeração para não se danificarem (Pelissier, 2011).

Podiam agora rivalizar com os aparelhos de QHT pois, apesar de serem um pouco mais dispendiosos, o seu uso era mais simples e ainda que tenham melhorado substancialmente, mantinham uma desvantagem relativamente ao comprimento de onda

pois não ofereciam grande poder radiante espectral no comprimento de onda abaixo dos 420 nm, não ativando, deste modo, os fotoiniciadores que eram ativados nesses comprimentos de onda inferiores (Figura 13) (Jandt & Mills, 2013a; Pelissier, 2011; Rueggeberg, 2011).

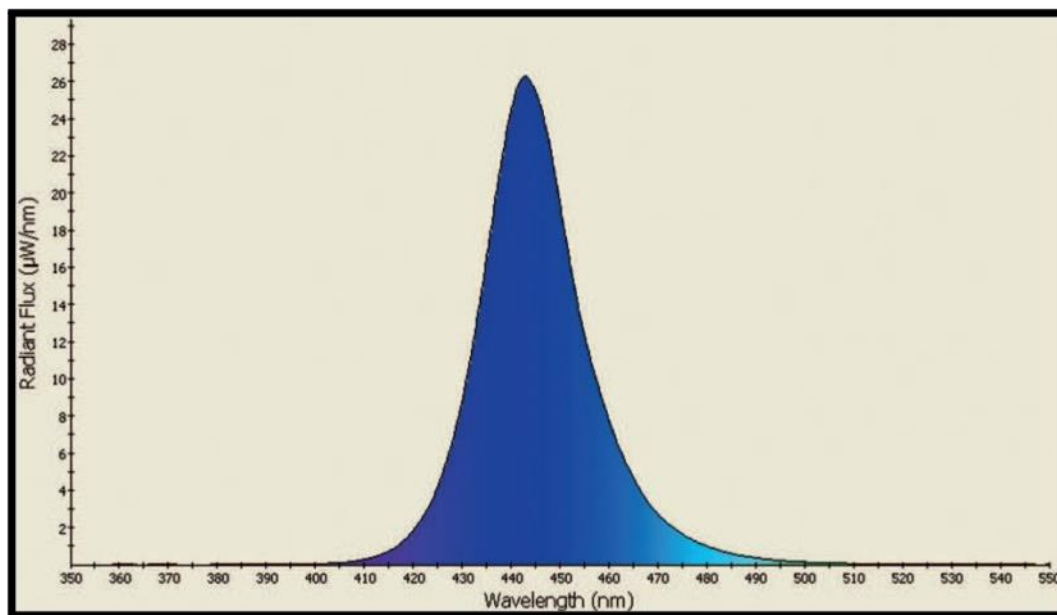


Figura 13 - Espectro de emissão de uma luz LED de 2ª Geração (Adaptado de Ritter et al., 2018).

3.5.3. Fotopolimerizadores LED de 3ª geração

Os médicos dentistas começaram a ter a percepção de que as resinas compostas que utilizavam não acompanhavam a cor que era obtida após tratamentos de branqueamento dentário. Isto porque a maioria das resinas que eram usadas tinham na sua composição canforoquinona que possuía uma cor amarelo brilhante (Pelissier, 2011; Ritter et al., 2018).

Alguns fabricantes, para melhorarem a cor das suas resinas, adicionaram mais co-iniciadores à canforoquinona para diminuir a percentagem desta nas resinas, o que levaria a uma cor não tão amarelada. Outra solução que surgiu foi o fabrico de mais resinas com outros tipos de fotoiniciadores, em que não existia esse problema podendo até tornar essas resinas compostas mais brancas e translúcidas (Pelissier, 2011; Ritter et al., 2018).

Diferente da canforquinona, os outros fotoiniciadores trabalhavam em comprimentos de onda mais curtos, abaixo dos 420 nm (Pelissier, 2011; Ritter et al., 2018).

Como visto anteriormente, nem a primeira nem a segunda geração de *LEDs* conseguiam uma boa polimerização nesses comprimentos de onda (Ritter et al., 2018; Rueggeberg, 2011).

A partir de 2004 surgiu a terceira geração *LEDs*. A fim de solucionar de vez o problema do estreito comprimento de onda, foram adicionados à matriz de *LED* azul outros *chips*, de cor violeta. Novos arranjos de *chips* surgiram podendo ser apenas a incorporação de um *chip* violeta aos *LEDs* azuis como mais do que um *chip* de cor violeta e apenas um azul (Figura 14) (Ritter et al., 2018; Rueggeberg, 2011).

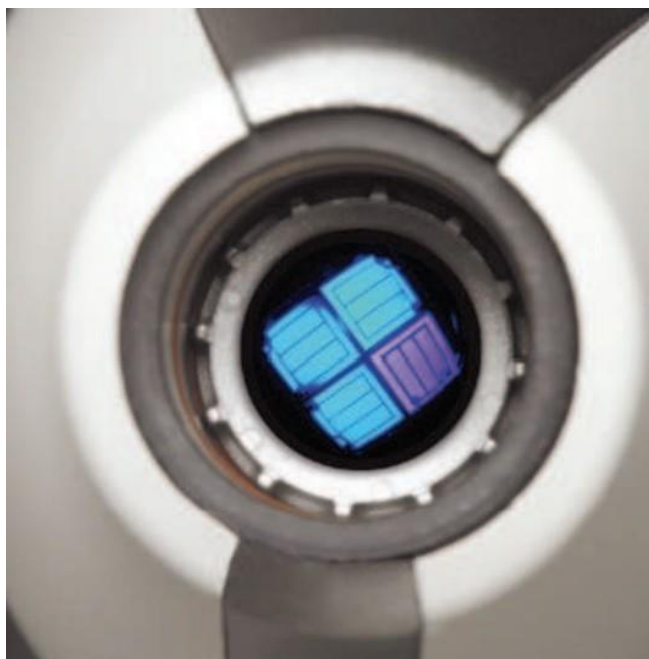


Figura 14 - Conjunto de *chips* *LED* emissores de múltiplos comprimentos de onda (Adaptado de Ritter et al., 2018).

As luzes violeta emitiam comprimentos de onda mais baixos com valores entre os 390 e os 430 nm (Figura 15). Combinando os valores de saída dos comprimentos de onda de ambas as luzes, era atingido um amplo espectro, sendo denominados estes *LEDs* comumente como *LEDs* de banda larga. Estes comprimentos de onda dos novos *LEDs* eram, agora, eficazes para todos os tipos de fotoiniciadores, sendo a nomenclatura mais apropriada para esta geração: *LEDs* de onda poligonal, que são capazes de fotopolimerizar qualquer tipo de material dentário fotopolimerizável (Ritter et al., 2018;

Rueggeberg, 2011).

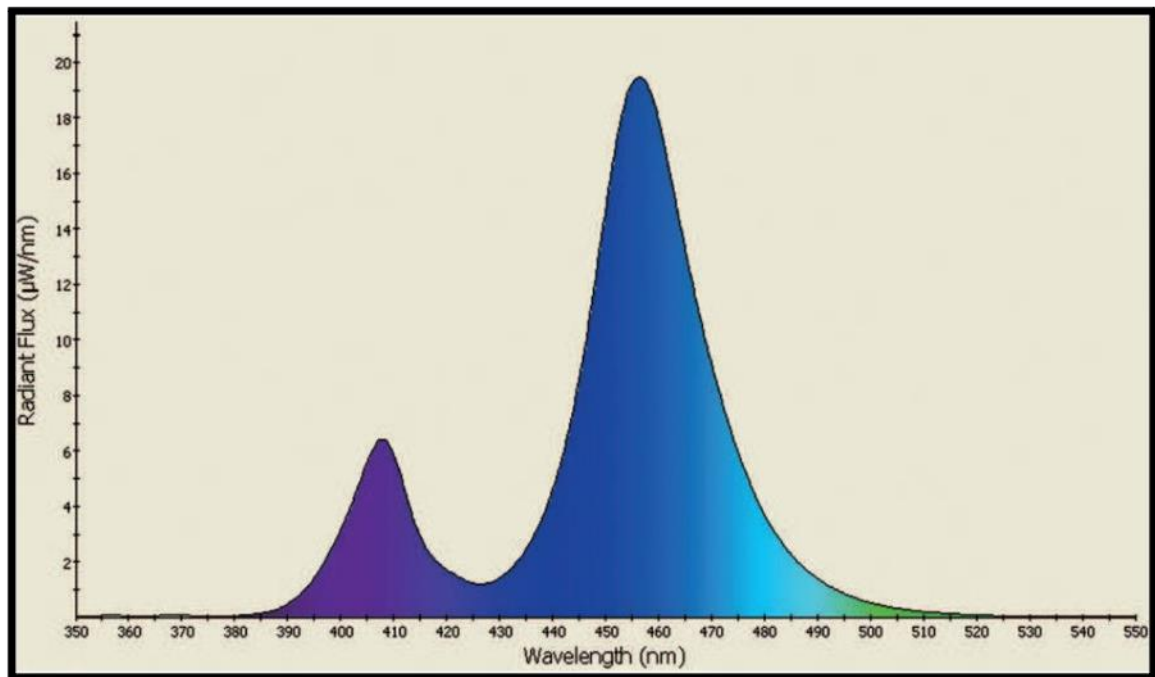


Figura 15 - Espectro de emissão de um LED de 3ª Geração de onda poligonal (Adaptado de Ritter et al., 2018).

Estes aparelhos têm uma irradiância entre 1000 mW/cm² a 3000 mW/cm². Apresentam melhores baterias, podendo estas serem de níquel-hidreto-metálico ou íões de lítio (João & Braga, 2019; Pelissier, 2011; Rueggeberg, 2011).

4. Problemas associados à fotopolimerização

Nos tempos que decorrem, sabe-se que uma insuficiente polimerização leva ao insucesso de uma restauração, nomeadamente à deterioração das suas propriedades químicas e mecânicas, afetando negativamente a sua longevidade (Emami et al., 2003). Algumas das repercussões associadas a esta subpolimerização são a diminuição da resistência ao desgaste, a instabilidade dimensional e da cor, uma maior porosidade e suscetibilidade à fratura, aumento da sensibilidade pós-operatória e menor biocompatibilidade (Aguiar et al., 2007; Beltrani Fernanda et al., 2012; Cabral et al., 2005; Ceballos et al., 2009; Cipriani, 2007; Freitas et al., 2011; Emami et al., 2003; Lopes Baldi et al., 2005; Michaud et al., 2014; Ribeiro et al., 2016; Shortall et al., 2002).

Desta forma, são vários os fatores que contribuem influenciando o processo de polimerização, dos quais se incluem: as características físicas do material a ser utilizado (viscosidade, composição, concentração, saturação de cor, tipo de fotoiniciador), a técnica de colocação deste material e a espessura do incremento aplicado, a distância entre foco de luz e o material e fatores que se relacionam diretamente com a fonte de luz (comprimento de onda, intensidade e uniformidade do feixe de luz) (David et al., 2007; Kossatz Pereira et al., 2003; Lopes Baldi et al., 2005; Price, 2013; Rueggeberg, 2011; Schneider et al., 2008), a profundidade de polimerização, o grau de resistência mecânica do material empregue quando fotopolimerizado e a sua dureza relativa (Tanoue et al., 2007).

4.1. Problemas associados ao grau de conversão dos fotoiniciadores

Fotoiniciadores do Tipo I irão absorver a luz, sobretudo, no espectro violeta, o que remete para uma situação na qual a luz violeta não consegue alcançar as camadas mais profundas dos compósitos de resina, resultando numa diminuição do seu grau de conversão (Rocha et al., 2017; Sinhoreti et al., 2018; Oliveira et al., 2016).

Atualmente, o médico dentista faz o uso de resinas compostas do tipo *Bulk-Fill* em inúmeros tratamentos. Deste modo, pode otimizar o seu tempo de consulta ao fazer tratamentos restauradores polimerizando incrementos entre 4 a 5 mm de espessura (Leprince et al., 2013; Neumann et al., 2005; Rocha et al., 2017).

Estas resinas sofreram alterações na sua composição, quer em monómeros quer nas suas partículas de carga e nos seus fotoiniciadores, com o intuito das restaurações nos dentes posteriores serem realizadas com incrementos maiores (Leprince et al., 2013; Neumann et al., 2005; Rocha et al., 2017).

Os fotoiniciadores utilizados nas *Bulk-Fill* são fotoiniciadores alternativos à canforoquinona, sendo estes mais reativos e com uma maior produção de radicais livres, o que aumenta o grau de conversão (Leprince et al., 2013; Neumann et al., 2005; Rocha et al., 2017).

Estes fotoiniciadores alternativos geralmente são do tipo I que, como visto

anteriormente, não conseguem atingir as camadas mais profundas, atuando mais ao nível da superfície da restauração (Boaventura & Basílio, 2021; Melo et al., 2020; Sinhoreti et al., 2018).

Algumas resinas, para além dos fotoiniciadores alternativos, têm também a canforoquinona-amina, o que levaria a pensar que as camadas mais profundas da resina estariam salvaguardadas por esta visto que iria reagir à luz azul emitida pelos fotopolimerizadores (Sinhoreti et al., 2018).

Contudo, para que haja sucesso, os aparelhos fotopolimerizadores teriam de ter um feixe de luz homogêneo, o que nem sempre acontece (Sinhoreti et al., 2018).

Como exemplo na Figura 16, uma classe II mesial-ocluso-distal profunda ao ser fotopolimerizada por um aparelho fotopolimerizador em que o feixe não seja homogêneo, poderá numa das *boxes* incidir mais um feixe de luz azul e noutra mais um feixe de luz violeta, o que levará a que a *box* sobre a qual incidiu a luz violeta não tenha uma polimerização tão boa quanto a *box* sobre a qual a luz azul incidiu (Sinhoreti et al., 2018).

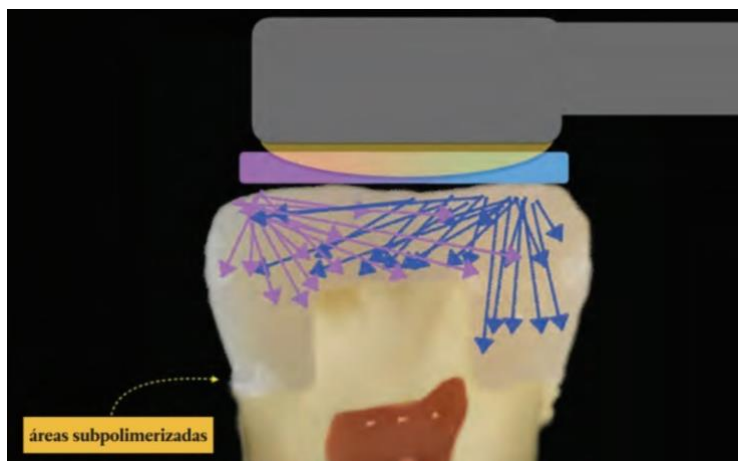


Figura 16 - Imagem ilustrativa do comportamento de uma luz de um fotopolimerizador com uma matriz de chips azuis e violeta numa restauração classe II (Adaptado de Sinhoreti et al., 2018).

Também é relatado que a canforoquinona tem um comportamento hidrófobo e em sistemas adesivos autocondicionantes, que têm na sua composição monómeros ácidos, irão provocar uma diminuição na eficácia deste sistema canforoquinona-amina o que pode levar como consequência a uma diminuição do grau de conversão desses sistemas

adesivos (Boaventura & Basílio, 2021; Melo et al., 2020; Sinhoreti et al., 2018).

Atualmente, o sistema fotoiniciador da canforoquina-amina é o mais fiável a nível clínico, superando os outros fotoiniciadores (Sinhoreti et al., 2018).

4.2. Uniformidade e intensidade do feixe de luz

Como visto anteriormente, está descrito na literatura que a intensidade mínima de luz necessária para uma adequada fotopolimerização de 2 mm de resina composta é de aproximadamente de 400 mW/cm² durante 40 segundos (Tongtaksin & Leevailoj, 2017) à distância recomendada de 1,5 mm a 2 mm do incremento, para que haja uma correta polimerização em profundidade (Figura 17). A ponta do fotopolimerizador deve estar perpendicular e centrada à superfície sobre a qual irá incidir a sua luz para que não haja um efeito de sombra, isto é, zonas da restauração sobre as quais a luz não incidiu, o que levará a uma subpolimerização (Boaventura & Basílio, 2021; Ritter et al., 2018; Scariot et al., 2017).

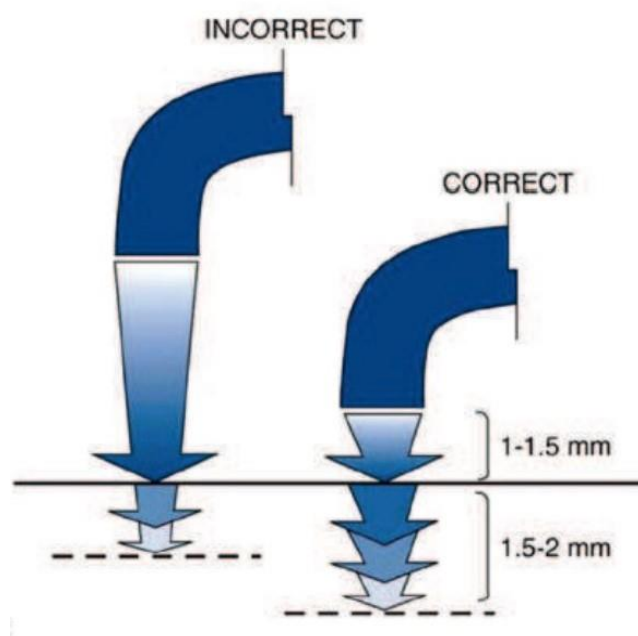


Figura 17 - Distância recomendada para a polimerização de materiais dentários (Adaptado de Ritter et al., 2018).

E, sendo que a grande maioria das resinas compostas fotopolimerizáveis é fotoativada entre 410 e os 500 nm, comprimento de onda que corresponde à luz azul do espectro de luz visível (El-Mowafy et al., 2005; Lopes Baldi et al., 2005; Nitta, 2005; Ribeiro et al., 2016; Rueggeberg, 2011; Schneider et al., 2008; Silva et al., 2007), seria de esperar que ocorresse uma fotopolimerização adequada da resina.

Contudo, têm vindo a surgir inúmeros estudos que mostraram que a luz emitida por aparelhos do tipo *LED* não é distribuída uniformemente pela ponta de luz conforme demonstrado anteriormente na Figura 16 (Haenel et al., 2015; Michaud et al., 2014; R. Price et al., 2010, 2014; Vandewalle et al., 2005). Além disso, a ponta de luz do fotopolimerizador pode não abranger toda a superfície da restauração, o que conduz a que se for efetuada uma única exposição de luz, as *boxes* proximais serão as áreas menos abrangidas (Michaud et al., 2014). O operador deverá assim utilizar um fotopolimerizador com uma ponta de diâmetro adequado para cobrir toda a superfície da restauração ou, no caso da dimensão da ponta ser inferior à área da superfície da restauração, deverá realizar múltiplas exposições até que seja totalmente abrangida (Figura 18) (Ritter et al., 2018).

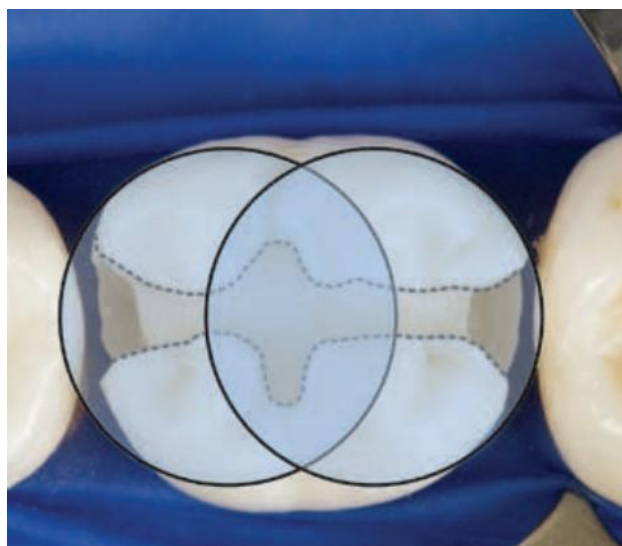


Figura 18 - Imagem ilustrativa de uma ponta de luz de diâmetro menor que necessita de múltiplas exposições para cobrir toda a superfície da restauração MOD (Adaptado de Ritter et al., 2018).

Tem-se vindo a confirmar que em exposições em que haja movimento da ponta, quer circular rápido ou lento quer de varredura, quando comparadas com as exposições fixas,

as móveis resultam numa menor dureza não só por toda a superfície da restauração como também a 2 mm de profundidade (Nomoto et al., 1994).

Vários estudos demonstram que o manuseamento por parte do médico dentista ou pelo assistente dentário, dos aparelhos fotopolimerizadores tem influência na qualidade da fotopolimerização. Foram visíveis melhorias significativas após estes terem formação técnica na manipulação destes aparelhos. Operadores mais experientes também demonstraram obter resultados mais satisfatórios do que operadores com menos experiência (Ritter et al., 2018; Shortall et al., 2002).

4.3. Danos oculares

A superexposição de luz azul de alta intensidade aquando da fotopolimerização sem medidas de proteção pode causar lesões oculares (Bruzell Roll et al., 2004; McCusker et al., 2013), podendo induzir a apoptose da córnea, aumento da inflamação ocular e ressecamento do olho (Alasiri et al., 2019).

Por norma, a mídia ocular do olho humano saudável transmite pelo menos uma percentagem da radiação dentro do intervalo de 400-1400 nm delimitando uma zona que é conhecida como a "região de risco da retina". Assim que a luz que é recebida pelo olho, as imagens são produzidas através de um processo de focalização que aumenta a densidade de potência da luz e a concentra na retina (Stamatacos & Harrison, 2013).

Este risco da luz azul para a retina é maior para um comprimento de onda de 440 nm, valor que se aproxima do comprimento de onda máximo da maioria dos fotopolimerizadores em Medicina Dentária (Rueggeberg et al., 2017).

Também se sabe que uma maior radiação do espectro azul pode atingir mais a retina no olho jovem do que no olho idoso, pois no olho jovem a transmitância ocular é alta, chegando perto de 90% em 450 nm (Satrom et al., 1987).

Acredita-se que a exposição crónica, mesmo com baixos níveis de luz azul, causa envelhecimento da retina e que possa acelerar a degeneração macular relacionada com a idade (McCusker et al., 2013).

A fim de evitar que tais danos ocorram, a maioria dos estudos aconselha a não olhar diretamente para a fonte de luz e cumprir os tempos e distâncias de exposição segura recomendados, assim como o uso de óculos de proteção para limitar a exposição às luzes emitidas pelos aparelhos fotopolimerizadores, não só do médico dentista como também do assistente dentário e do próprio paciente (Figura 19) (Alasiri et al., 2019). Muitas vezes são utilizados escudos protetores acoplados aos próprios aparelhos fotopolimerizadores, mas devido à sua reduzida dimensão e ao facto dos fotopolimerizadores apresentarem uma radiância emitida cada vez maior, poderá esse escudo ser insuficiente, devido à grande quantidade de luz refletida (Kopperud et al., 2017).



Figura 19 - Protetores oculares (Adaptado de Ritter et al., 2018).

Ao utilizar estes óculos de proteção cor de laranja com filtro de proteção para a luz azul, o médico dentista poderá olhar diretamente uma vez que estes reduzem a transmissão de luz abaixo de 500 nm para valores inferiores a cerca de 1% (Figura 20) (Price et al., 2010).

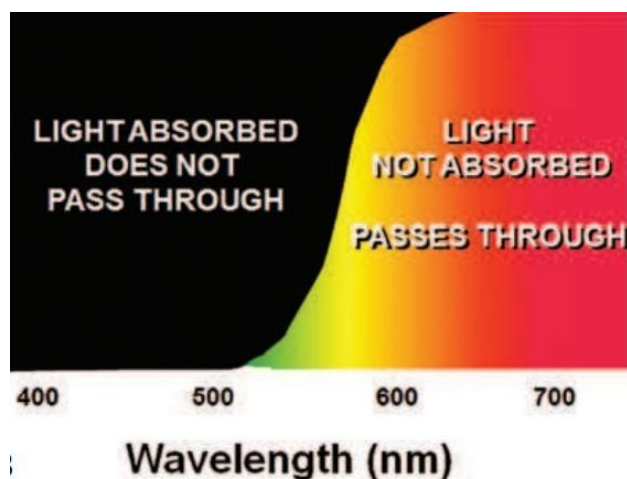


Figura 20 - Imagem representativa da emissão espectral em que a luz azul é bloqueada, sendo filtrada a radiação nociva por um protetor ocular (Adaptado de Ritter et al., 2018).

4.4. Avaliação periódica das condições do equipamento

A constante utilização do aparelho fotopolimerizador irá levar ao seu envelhecimento. Haverá uma diminuição da emissão de luz azul que também poderá ser devida a um manuseio descuidado que leve à fratura e/ou quebra da ponta de luz, à degradação da fonte de luz (Friedman, 1989) e à presença de detritos de resina composta na ponta de luz (Rueggeberg et al., 2017).

É importante o clínico ir monitorizando o aparelho fotopolimerizador ao longo do tempo uma vez que a luz azul emitida pelo aparelho e o próprio endurecimento da resina podem levar a uma percepção errada de que a polimerização se deu de forma adequada.

Desta forma, o clínico irá recorrer a um aparelho específico denominado de radiômetro onde deverá registrar periodicamente a saída de luz desde a primeira utilização do aparelho fotopolimerizador e fazendo-o sempre nas mesmas condições, isto é, com a mesma configuração, barreira e guia de luz (Rueggeberg et al., 2017).

Numa fase inicial, quando o clínico começar a notar uma diminuição da saída de luz, ainda poderá compensar aumentando o tempo de exposição, mas é aconselhado a adquirir um novo aparelho fotopolimerizador (Rueggeberg et al., 2017).

4.5. Influência dos materiais restauradores indiretos na fotopolimerização

Atualmente sabe-se que muitos dos materiais restauradores indiretos utilizados em Medicina Dentária como é o caso das resinas compostas, das cerâmicas vítreas e policristalinas (ou de zircónia), influenciam negativamente a luz durante a ativação de um cimento de resina previamente colocado. A absorção de luz por estes materiais restauradores indiretos depende da sua composição, opacidade, tonalidade e espessura (Almeida Ayres et al., 2015; Öztürk et al., 2013; Runnacles et al., 2014; Turp et al., 2011).

Para avaliar a densidade de potência de luz visível que atravessa estas restaurações indiretas, foram realizados alguns estudos em discos de resina de 2mm previamente fotopolimerizados. Nesses estudos, foi demonstrado que nos discos de resina de cor A2 a irradiância diminuiu em cerca de 89% enquanto no disco de resina A4 foi observada uma irradiância inferior a 92% (Arrais et al., 2008).

A fim de contornar estas desvantagens, foram estudados e desenvolvidos sistemas de cimentação de dupla polimerização. Alguns destes podem ser usados em simultâneo com sistemas adesivos que contêm co-iniciadores como ácido sulfínico que, ao produzir radicais livres, acabam por contribuir para a polimerização destes cimentos de dupla polimerização (Arrais et al., 2009; Cavalcanti et al., 2008).

Percebeu-se que na maioria destes sistemas de cimentação, a luz ao ser ativada gera valores de conversão de monómeros mais elevados do que no modo de autopolimerização. Isto leva a concluir que a autopolimerização por si só não é suficiente para garantir uma polimerização adequada (Hofmann et al., 2001; Tanoue et al., 2003).

4.6. Biossegurança - controlo de infeção cruzada

A fim de evitar o contacto do aparelho fotopolimerizador com fluídos e bactérias da cavidade oral, é recomendado o uso de barreiras como capas protetoras que deslizam sobre a guia e a ponta de luz, cobrindo-os com a função de controlar a infeção cruzada.

Contudo, a literatura refere que estas barreiras também podem trazer desvantagens, nomeadamente, por poderem reduzir a radiância de luz emitida pelo aparelho

fotopolimerizador até 40%.

Os autores chamam a atenção para o operador não colocar a costura da capa protetora diretamente sobre a ponta de luz para não reduzir ainda mais esta percentagem de saída de luz (Figura 21 e 22) (Coutinho et al., 2013; James et al., 2020; Vandewalle et al., 2008).



Figura 21 - Imagem representativa do modo correto de utilizar uma capa protetora bem ajustada (à esquerda) e de uma imagem em que a capa protetora não está bem-adaptada, estando a sua costura no sobreposta à ponta de luz do fotopolimerizador (à direita) (Adaptado de Ritter et al., 2018).

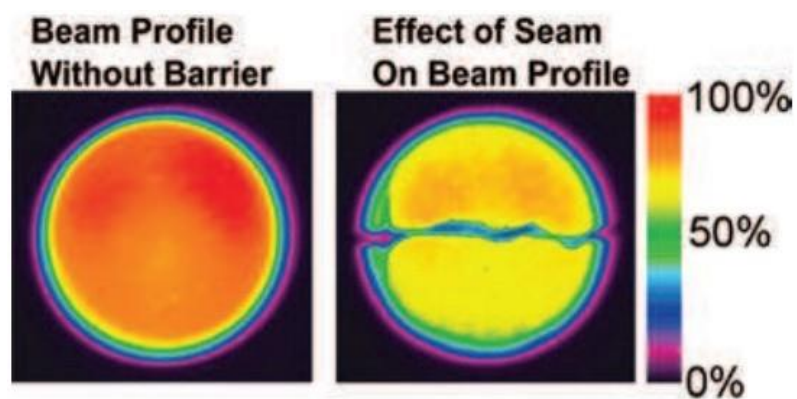


Figura 22 - Imagem ilustrativa da capa protetora a cruzar a ponta de luz, demonstrando a redução de saída de luz (Adaptado de Ritter et al., 2018).

4.7. Repercussões do aumento de temperatura na polpa dentária

Dentro dos dentes existe um tecido ricamente vascularizado e innervado que, apesar de possuir um sistema regulador de temperatura capaz de dissipar o calor recebido, o facto de estar cercado por paredes dentinárias faz com que o calor não se dissipe totalmente para o exterior do dente (Kodonas et al., 2009; Raab, 1992), ficando a polpa vulnerável a estímulos térmicos externos que causem aumento de temperatura (Goodis et al., 2000).

Ao longo dos tempos, têm-se estudado o efeito que o aumento da temperatura possa ter na polpa dentária durante procedimentos médico-dentários quer pelo calor libertado pela reacção exotérmica das resinas compostas (Al-Qudah et al., 2007; Baroudi et al., 2009; Jakubinek et al., 2008), quer pela energia luminosa emitida pelos aparelhos fotopolimerizadores, que não foi refletida, mas sim convertida em energia térmica (Dederich, 1993). Estes aparelhos fotopolimerizadores foram considerados os principais responsáveis pelo aumento de temperatura (Al-Qudah et al., 2007; Jakubinek et al., 2008).

Alguns autores como Scheinin e Pohto, em estudos com base em observações microscópicas da polpa vital, concluíram que esse aumento de temperatura poderia ser atingido sem grandes dificuldades e conseqüentemente levar a mudanças irreversíveis na mesma (Pohto & Scheinin, 1958).

No ano de 1965, também Cohen e Zach evidenciaram os efeitos do calor e as suas nocivas implicações biológicas para a polpa (Thomas & Hunt, 1979). Eles demonstram, num estudo com macacos Rhesus, que o aumento de 5,5 graus Celsius (°C) na temperatura da polpa, induzido por uma peça metálica aquecida e encostada ao esmalte dentário, provocou necrose em 15% das polpas dentárias que contribuíram para esse estudo.

Com o aparecimento dos fotopolimerizadores *LED* de segunda e terceira geração, percebeu-se que a sua elevada capacidade de emitir luz (Jandt & Mills, 2013; Rueggeberg, 2011) tem como consequência um aumento considerável de calor gerado, quando comparado com outros tipos de aparelhos fotopolimerizadores (Asmussen & Peutzfeldt, 2005; Baroudi et al., 2009; Leprince et al., 2010; Millen et al., 2007).

Algumas das características dos aparelhos fotopolimerizadores que mais contribuem para o aumento de temperatura da polpa são o seu *design*, a sua radiância emitida, o perfil do feixe de luz e tempo da exposição à luz (Jakubinek et al., 2008; Kashi et al., 2015; Kleverlaan & de Gee, 2004; Leprince et al., 2010; Millen et al., 2007; Park et al., 2010).

Num estudo *in vivo* realizado em humanos cujos pré-molares superiores hígidos foram anestesiados e sujeitos a um sistema próprio que gerava calor à polpa (Runnacles et al., 2015), observou-se uma subida considerável da temperatura da polpa aquando da exposição de luz emitida por fotopolimerizador de onda poligonal (Polywave®) sob variados valores de exposição radiante. Este estudo levou a concluir que exposições de 60s foram suficientes para provocar um aumento da temperatura na polpa em cerca de 5,5 °C quando incidida uma luz com valores de saída radiante perto de 1200 mW/cm² (Runnacles et al., 2015) mas, como visto anteriormente, a grande maioria do calor gerado na polpa irá ser dissipado devido ao fluxo sanguíneo constante (Kodonas et al., 2009; Park et al., 2010). No entanto, é importante perceber que este estudo foi realizado em dentes hígidos e, como tal, nessas condições, a presença de uma barreira de esmalte e dentina com uma espessura de 3 mm, será capaz de armazenar energia térmica a fim de proteger a polpa. Nos dentes que apresentem uma parede pulpar remanescente mais fina (Tjan & Dunn, 1988; Yazici et al., 2006) ou cavidades profundas (Baroudi et al., 2009; Choi et al., 2014; Leprince et al., 2010), prevê-se que para períodos de exposição mais curtos haja um maior aumento da temperatura na polpa (Nakajima et al., 2012; Price et al., 2000).

A fim de se evitar este aumento de temperatura prejudicial à polpa, a aplicação de um fluxo de *spray* de ar durante a fotopolimerização seria eficaz para reduzir a temperatura pulpar (Figura 23) (Onisor et al., 2011).



Figura 23 - Aplicação de spray de ar durante a fotopolimerização a fim de reduzir a temperatura pulpar (Adaptado de Ritter et al., 2018).

Outra das soluções apresentadas por alguns autores seria aumentar a distância do aparelho fotopolimerizador ao dente de forma a reduzir a irradiância mas, como visto anteriormente, isso iria resultar numa polimerização inadequada da resina especialmente nas classes II que são localizações com maior dificuldade em receber a luz (Price et al., 2000, 2014).

4.8. Repercussões do aumento de temperatura nos tecidos moles

Na tentativa de avaliar os danos térmicos consequentes do aumento da temperatura nos tecidos moles, um estudo *in vivo* submeteu o tecido gengival de suínos à exposição de luz por um Polywave® de alta potência (Figura 24) (Rueggeberg et al., 2017) com uma saída radiante de cerca de 1200 mW/cm² e concluiu que se deu um aumento da temperatura perto dos 41°C. Embora não se consiga afirmar com precisão qual o aumento de temperatura que poderá causar graves lesões aos tecidos, cerca de 67% dos tecidos que foram expostos à luz durante 40 s e 77% que foram expostos por 60s, desenvolveram danos térmicos na gengiva. Os autores afirmaram que o uso de dique de borracha não protegeu os tecidos desse aumento da temperatura nem evitou o desenvolvimento de lesões térmicas e que, por este motivo, aconselham a que seja colocada uma gaze debaixo do dique de borracha (Mouhat et al., 2017; Rueggeberg et al., 2017).



Figura 24 - Imagem de uma lesão na gengiva de um suíno, resultante de uma luz LED de alta intensidade (Ritter et al., 2018).

A fotopolimerização veio revolucionar o espectro de utilização dos materiais poliméricos usados em Medicina Dentária (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017). Apesar das suas vantagens inquestionáveis, uma fotopolimerização inadequada conduz a um menor grau de conversão dos monómeros em polímeros o que afeta inúmeras propriedades dos materiais empregues, tais como: Alteração de cor; maior desgaste; maior possibilidade de infiltração marginal; grande quantidade de monómeros residuais; deterioração das propriedades mecânicas e físicas; e o aumento do índice de sensibilidade pós-operatória, o que levará ao insucesso clínico (Scariot et al., 2017). Como tal, os clínicos devem garantir que os seus fotopolimerizadores emitem uma luz com energia e comprimento de onda adequados (Scariot et al., 2017).

III. Objetivos

Verificar se os aparelhos fotopolimerizadores do Pré-Clínico do Instituto Universitário Egas Moniz e da Clínica Dentária Egas Moniz estão em condições ótimas, para realizar a sua função de acordo com os parâmetros internacionalmente reconhecidos.

IV. Materiais e métodos

O estudo decorreu no Pré-Clínico do Instituto Universitário Egas Moniz (IUEM) e na Clínica Dentária Egas Moniz (CDEM)

1. Materiais utilizados

- Radiómetro analógico fornecido pela CDEM (Demetron Research Corp. (sds Kerr – Orange, EUA).
- Aparelhos Fotopolimerizadores do Pré-Clínico do IUEM e da CDEM de marca Coxo® (45) e Jerry® (14)
- Óculos de proteção UV
- Compressas
- Álcool etílico 70%
- Etiquetas numeradas



Figura 25 - Imagem do radiómetro analógico fornecido pela Clínica Dentária Egas Moniz.



Figura 26 - Aparelhos fotopolimerizadores do Pré-Clinico do Instituto Universitário Egas Moniz e da Clínica Dentária Egas Moniz.

2. Métodos

Utilizando o radiómetro fornecido, foram realizadas as leituras de seis exposições de luz a todos os fotopolimerizadores, 3 ciclos de 20s e 3 ciclos de 40s. O radiómetro utilizado é analógico, tem capacidade de realizar leituras de 0 a 1000 mW/cm² com intervalos de 100 mW/cm² e foi calibrado segundo os padrões do fabricante para a realização deste estudo.

Os fotopolimerizadores usados foram, de modo prévio, desinfetados e limpos e tinham carga de bateria completa.

Foram efetuados registos sobre cada fotopolimerizador tendo em conta a marca, o modelo e o número de série.

Em todas as exposições efetuadas, a ponta do fotopolimerizador foi posta em posição perpendicular e central ao sensor de luz do radiómetro, seguindo as normas de utilização do fabricante. Todos os aparelhos foram testados na modalidade de emissão de luz radiante no modo contínuo.

Foi também verificado se existiam alguns danos ou anomalias antes de se efetuar a exposição de luz.

V. Resultados

Foram testados 59 fotopolimerizadores *LEDs* com a distribuição dos resultados por intervalos de irradiância apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Número de fotopolimerizadores que se encontram nos seguintes intervalos de valores de irradiância.

Valores de irradiância	Número de fotopolimerizadores
300-400 mW/cm ² ;	6
400-500 mW/cm ² ;	5
500-600 mW/cm ² ;	5
600-700 mW/cm ² ;	8
700-800 mW/cm ² ;	6
800-900 mW/cm ² ;	4
900-1000 mW/cm ² ;	11
≥1000 mW/cm ² .	14

A Tabela 2 apresenta os valores obtidos das 3 exposições de 20s dos 59 fotopolimerizadores avaliados.

Tabela 2 - Distribuição dos resultados por intervalos de irradiância, emitidos pelos 59 fotopolimerizadores avaliados de acordo com 3 exposições de 20s.

Marca / Referência	1ª exposição 20s	2ª exposição 20s	3ª exposição 20s
11-Coxo 003017201407B	300-400	300-400	300-400
14- Coxo 003017201402	300-400	300-400	300-400
3- Coxo DB686 003017201312A	300-400	300-400	300-400
4- Coxo 003017201407B	300-400	300-400	300-400
5- Coxo 003017201501A	300-400	300-400	300-400

7- Coxo 003017201630C	300-400	300-400	300-400
47- Coxo DB686(SN) J2B-0011	400-500	400-500	400-500
44- Coxo DB686(SN) J2B-002	400-500	400-500	400-500
31- Coxo 0030172014071B	400-500	400-500	400-500
6- Coxo 003017201402A	400-500	400-500	400-500
8- Coxo 003017201407B	400-500	400-500	400-500
17- Coxo (SN) J5B-0001	500-600	500-600	500-600
19- Coxo (SN) J7B-0084	500-600	500-600	500-600
32- Coxo 003017201402A	500-600	500-600	500-600
37- Jerry JR-CL17 C15023938	500-600	500-600	500-600
9- Coxo 003017201402A	500-600	500-600	500-600
1- Coxo (G1) 003017201603C	600-700	600-700	600-700
15- Coxo (SN) DB686 J2B-0057	600-700	600-700	600-700
16- Coxo (SN) J2B-0050	600-700	600-700	600-700
23- Coxo (SN) J3B-0172	600-700	600-700	600-700
25- Coxo (SN) J7B-0082	600-700	600-700	600-700
28- Coxo 003017201603C	600-700	600-700	600-700
30- Coxo 003017201402A	600-700	600-700	600-700
33- Coxo (SN) L606-0264	600-700	600-700	600-700
2-Coxo DB686 (J2) JSB-0003	700-800	700-800	700-800
18- Coxo (SN) L6060-0274	700-800	700-800	700-800
27- Coxo 00301720151	700-800	700-800	700-800
34- Jerry JR CL17 C1407512	700-800	700-800	700-800
39- Jerry JR-CL17 C1407516	700-800	700-800	700-800
46- Coxo DB686 (SN) J7B-0087	700-800	700-800	700-800
10- Coxo 003017201603C	800-900	800-900	800-900
20- Coxo (SN) J2B-0029	800-900	800-900	800-900

<i>26- Coxo (SN) J7B-0086</i>	800-900	800-900	800-900
<i>43- Coxo DB686 (SN) J5B-002</i>	800-900	800-900	800-900
<i>35- Coxo (SN)L601-0153</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>21- Coxo (SN) J2B-0023</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>22- Coxo (SN) L606-0279</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>24- Coxo (SN) J2B-0044</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>38- Coxo DB686 (SN) J7B-0081</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>29- Jerry JR-CL17C21082462N</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>49- Coxo DB686 (SN) J5B-0013</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>52- Jerry JR-CL17C21082482N</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>53- Jerry JR-CL17C21082466N</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>56- Jerry JR-CL17C21082488N</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>57- Jerry JR-CL17C21082509N</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>36- Coxo DB686 (SN) JB5-0011</i>	1000	1000	1000
<i>40- Coxo DB686 (SN) J2B-006</i>	1000	1000	1000
<i>41- Coxo DB686 (SN) L601-0158</i>	1000	1000	1000
<i>42- Coxo DB686 (SN) J2B-0035</i>	1000	1000	1000
<i>45- Coxo DB686 (SN) J2B-0013</i>	1000	1000	1000
<i>48- Coxo DB686 (SN) J2B-0014</i>	1000	1000	1000
<i>50- Coxo DB686 (SN) J2B-0033</i>	1000	1000	1000
<i>51- Coxo DB686 (SN) J2B-0038</i>	1000	1000	1000
<i>12- Jerry JR-CL17C21082497N</i>	1000	1000	1000
<i>55- Jerry JR-CL17C21082478N</i>	1000	1000	1000
<i>13- Jerry JR-CL17C2108282479N</i>	1000	1000	1000
<i>54- Jerry JR-CL17C21021259</i>	1000	1000	1000
<i>58- Jerry JR-CL17C21021264</i>	1000	1000	1000
<i>59- Jerry JR-CL17C22037420N</i>	1000	1000	1000

A Tabela 3 apresenta os valores obtidos das 3 exposições de 40s dos 59 fotopolimerizadores avaliados.

Tabela 3 - Distribuição dos resultados por intervalos de irradiância, emitidos pelos 59 fotopolimerizadores avaliados de acordo com 3 exposições de 40s.

Marca / Referência	1ª exposição 40s	2ª exposição 40s	3ª exposição 40s
11-Coxo 003017201407B	300-400	300-400	300-400
14- Coxo 003017201402	300-400	300-400	300-400
3- Coxo DB686 003017201312A	300-400	300-400	300-400
4- Coxo 003017201407B	300-400	300-400	300-400
5- Coxo 003017201501A	300-400	300-400	300-400
7- Coxo 003017201630C	300-400	300-400	300-400
47- Coxo DB686(SN) J2B-0011	400-500	400-500	400-500
44- Coxo DB686(SN) J2B-002	400-500	400-500	400-500
31- Coxo 0030172014071B	400-500	400-500	400-500
6- Coxo 003017201402A	400-500	400-500	400-500
8- Coxo 003017201407B	400-500	400-500	400-500
17- Coxo (SN) J5B-0001	500-600	500-600	500-600
19- Coxo (SN) J7B-0084	500-600	500-600	500-600
32- Coxo 003017201402A	500-600	500-600	500-600
37- Jerry JR-CL17 C15023938	500-600	500-600	500-600
9- Coxo 003017201402A	500-600	500-600	500-600
1- Coxo (G1) 003017201603C	600-700	600-700	600-700
15- Coxo (SN) DB686 J2B- 0057	600-700	600-700	600-700
16- Coxo (SN) J2B-0050	600-700	600-700	600-700
23-Coxo (SN)JEB-0172	600-700	600-700	600-700
25- Coxo (SN) J7B-0082	600-700	600-700	600-700

<i>28- Coxo 003017201603C</i>	600-700	600-700	600-700
<i>30- Coxo 003017201402A</i>	600-700	600-700	600-700
<i>33- Coxo (SN) L606-0264</i>	600-700	600-700	600-700
<i>2-Coxo DB686 (J2) JSB-0003</i>	700-800	700-800	700-800
<i>18- Coxo (SN) L6060-0274</i>	700-800	700-800	700-800
<i>27- Coxo 00301720151</i>	700-800	700-800	700-800
<i>34- Jerry JR CL171407512</i>	700-800	700-800	700-800
<i>39- Jerry JR-CL17 C1407516</i>	700-800	700-800	700-800
<i>46- Coxo DB686 (SN) J7B-0087</i>	700-800	700-800	700-800
<i>10- Coxo 003017201603C</i>	800-900	800-900	800-900
<i>20- Coxo (SN) J2B-0029</i>	800-900	800-900	800-900
<i>26- Coxo (SN) J7B-0086</i>	800-900	800-900	800-900
<i>43- Coxo DB686 (SN) J5B-002</i>	800-900	800-900	800-900
<i>35- Coxo (SN)L601-0153</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>21- Coxo (SN) J2B-0023</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>22- Coxo (SN) L606-0279</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>24- Coxo (SN) J2B-0044</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>38- Coxo DB686 (SN) J7B-0081</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>29- Jerry JR-CL17C21082462N</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>49- Coxo DB686 (SN) J5B-0013</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>52- Jerry JR-CL17C21082482N</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>53- Jerry JR-CL17C21082466N</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>56- Jerry JR-CL17C21082488N</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>57- Jerry JR-CL17 C21082509N</i>	900-1000	900-1000	900-1000
<i>36- Coxo DB686 (SN) JB5-0011</i>	1000	1000	1000
<i>40- Coxo DB686 (SN) J2B-006</i>	1000	1000	1000
<i>41- Coxo DB686 (SN) L601-0158</i>	1000	1000	1000

42- Coxo DB686 (SN) J2B-0035	1000	1000	1000
45- Coxo DB686 (SN) J2B-0013	1000	1000	1000
48- Coxo DB686 (SN) J2B-0014	1000	1000	1000
50- Coxo DB686 (SN) J2B-0033	1000	1000	1000
51- Coxo DB686 (SN) J2B-0038	1000	1000	1000
12- Jerry JR-CL17 C21082497N	1000	1000	1000
55- Jerry JR-CL17 C21082478N	1000	1000	1000
13- Jerry JR-CL17 C2108282479N	1000	1000	1000
54- Jerry JR-CL17 C21021259	1000	1000	1000
58- Jerry JR-CL17 C21021264	1000	1000	1000
59- Jerry JR-CL17 C22037420N	1000	1000	1000

VI. Discussão

Durante a investigação da avaliação qualitativa dos fotopolimerizadores do Pré-Clínico do IUEM e da CDEM, verificou-se que dos 59 fotopolimerizadores *LEDs* testados, todos tinham uma irradiância capaz de polimerizar os materiais dentários à base de resina. O valor recomendado é de 400 mW/cm² para 40s para polimerizar incrementos de 2 mm. Contudo, 6 dos fotopolimerizadores estavam entre valores de 300 a 400 mW/cm².

Valores de 300 mW/cm² ainda são considerados aceites. Contudo, será necessário um maior tempo de trabalho destes fotopolimerizadores para que os materiais sobre os quais incidirá a sua luz sejam polimerizados de forma adequada (Ribeiro et al., 2016).

O tempo de exposição testado neste estudo foi de 20s e 40s, pois, é este o tempo de exposição que a maior parte dos fabricantes indica, e como tal, os tempos que os estudantes de Medicina Dentária utilizam maioritariamente na sua prática Clínica.

Nos resultados apresentados, todos os fotopolimerizadores mantiveram o intervalo de valores quer nas três exposições a 20s, como nas três exposições a 40s, coincidindo os mesmos valores apresentados nas exposições de 20s com as exposições a 40s. Ainda assim, não podemos afirmar que a irradiância foi constante, pois, o radiómetro utilizado neste estudo é analógico, tendo intervalos de 100 mW/cm². Deste modo, não podemos aferir qual o valor exato e se dentro desse intervalo existiu ou não uma perda de irradiância significativa. Por outro lado, a leitura tinha o limite máximo de 1000 mW/cm², impossibilitando obter valores reais superiores, se aplicável.

Segundo os fabricantes dos fotopolimerizadores testados o seu comprimento de onda varia entre 420 e 480nm, sendo fotopolimerizadores do tipo *LED* que emitem apenas luz azul. Embora consigam fotopolimerizar a maioria dos materiais dentários, o fotoiniciador que terá maior afinidade para estes aparelhos será a canforoquinona. O fotoiniciador PPD devido ao seu largo espectro também tem afinidade com a luz azul. O fotoiniciador Ivocerin apesar de pouca afinidade, consegue absorver até aos 430 nm (Boaventura & Basílio, 2021). Já os fotoiniciadores TPO e BAPO não conseguem absorver a luz nesse comprimento de onda, sendo esta uma desvantagem destes fotopolimerizadores que não poderão fotopolimerizar materiais dentários que tenham na

sua composição este tipo de fotoiniciadores (Boaventura & Basílio, 2021).

O diâmetro de ponta dos fotopolimerizadores deste estudo era de 6 mm, inferior ao diâmetro de um dente molar, o que significa que para não ocorrer uma subpolimerização no caso de restaurações muito extensas em dentes molares, os alunos deverão ter o cuidado de fazer mais do que uma exposição ao longo da restauração de forma a conseguir que a luz incida sobre toda a restauração e não apenas parcialmente (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

Estudos demonstram que a técnica empregue pelo operador tem influência na qualidade da polimerização dos materiais dentários, e que operadores mais inexperientes, tendem a ter resultados piores. Deverá assim haver um cuidado redobrado por parte dos alunos de Medicina Dentária para que não comprometam o sucesso das suas restaurações devido a uma polimerização insuficiente, por má técnica na utilização destes aparelhos (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

Estes aparelhos também não devem ser encostados diretamente ao material dentário a fotopolimerizar pois isso fará com que a fiquem resíduos de resina na ponta destes podendo danificá-la, ou se não forem removidos posteriormente poderão diminuir a sua capacidade de fotopolimerizar. Após a sua utilização deverão se desinfetados e limpos para que o seu desempenho não seja afetado (Kopperud et al., 2017).

Para ser executada uma boa técnica, será necessário o operador observar onde está a colocar o fotopolimerizador. Contudo, o operador não pode trabalhar com o fotopolimerizador com a vista desprotegida pois isso leva a que venha a ter danos oculares. Para o seu uso em segurança, devem ser utilizadas proteções oculares, sendo os óculos os protetores mais eficazes (Ritter et al., 2018).

Como é visível nos resultados, em 14 dos fotopolimerizadores testados, foram apresentados valores de 1000 mW/cm². Deve ser acautelado o uso do *spray* de ar ou uma compressa, durante o uso destes fotopolimerizadores a fim de evitar danos nos tecidos intra e extra-orais, pois devido à sua maior irradiância, a sua temperatura será mais elevada (Onisor et al., 2011).

Para que se possa garantir a qualidade no desempenho dos fotopolimerizadores da Clínica Universitária Egas Moniz é sugerido que os fotopolimerizadores devam ser

testados com maior regularidade e não apenas quando deixam de funcionar (Scariot et al., 2017).

Sugere-se que num futuro seguimento do estudo, seja utilizado para além deste radiómetro analógico outro radiómetro, de preferência digital e com leituras superiores a 1000 mW/cm² para que possa ser possível comparar valores entre radiómetros, bem como conseguir medir com maior exatidão os valores apresentados. Tendo em conta que o comprimento de onda é um parâmetro fulcral na polimerização de resinas ativadas por luz, deverão também ser avaliadas através de um espectrofotómetro as variações dos comprimentos de onda dos fotopolimerizadores testados (Ritter et al., 2018; Rueggeberg et al., 2017).

VII. Conclusão

No presente estudo, verificou-se que todos os fotopolimerizadores avaliados do Pré-Clinico do IUEM bem como da CDEM se encontram em condições de realizar uma adequada fotopolimerização de acordo com os parâmetros internacionalmente estabelecidos.

VIII. Bibliografia

- Aguiar, F.H.B, Braceiro, A., Lima, D.A.N., Ambrosano, G.M.B., Lovadino, J.R. (2007). Effect of Light Curing Modes and Light Curing Time on the Microhardness. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 8(6), 1–10.
- Alasiri, R. A., Algarni, H. A., & Alasiri, R. A. (2019). Ocular hazards of curing light units used in dental practice – A systematic review. In *Saudi Dental Journal*, 31(2), 173–180. Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2019.02.031>
- Almeida Ayres, A. P., Bosso Andre, C., Rocha Pacheco, R., Oliveira Carvalho, A., Bacelar-Sá, R. C., Allen Rueggeber, F., & Giannini, M. (2015). Indirect Restoration Thickness and Time after Light-Activation Effects on Degree of Conversion of Resin Cement. *Brazilian Dental Journal*, 26(4), 363–367.
- Al-Qudah, A. A., Mitchell, C. A., Biagioni, P. A., & Hussey, D. L. (2007). Effect of composite shade, increment thickness and curing light on temperature rise during photocuring. *Journal of Dentistry*, 35(3), 238–245. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2006.07.012>
- Arrais, C. A. G., Giannini, M., & Rueggeberg, F. A. (2009). Effect of sodium sulfinate salts on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems exposed to attenuated light-activation. *Journal of Dentistry*, 37(3), 219–227. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.11.016>
- Arrais, C. A. G., Rueggeberg, F. A., Waller, J. L., de Goes, M. F., & Giannini, M. (2008). Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *Journal of Dentistry*, 36(6), 418–426. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.02.014>
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (2005). Temperature rise induced by some light emitting diode and quartz-tungsten-halogen curing units. *European Journal of Oral Sciences*, 113(1), 96–98. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00181.x>
- Baroudi, K., Silikas, N., & Watts, D. C. (2009). In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *International Journal of*

Paediatric Dentistry, 19(1), 48–54. <https://doi.org/10.1111/j.1365-263X.2007.00899.x>

Beltrani Fernanda, Caldarelli Pablo, Kossatz Stella, & Hoepfner Márcio. (2012). Evaluation of light intensity and components of light-curing units from Dental Clinic of State University of Londrina. *Revista Brasileira de Pesquisa Em Saúde*, 14(1), 5–11.

Boaventura, R. S., & Basílio, M. A. (2021). Sistemas de fotoativação e seus impactos nas restaurações em resina composta: uma revisão de literatura. *Journal of Dentistry & Public Health*, 12(1), 20–31. <https://doi.org/10.17267/2596-3368dentistry.v12i1.3141>

Bruzell Roll, E. M., Jacobsen, N., & Hensten-Pettersen, A. (2004). Health hazards associated with curing light in the dental clinic. *Clinical Oral Investigations*, 8(3), 113–117. <https://doi.org/10.1007/s00784-003-0248-x>

Cabral, C., Soares, P., Peçanha, M. M., Batitucci, R. G., Gianordolli Neto, R., Batitucci, E., Hermenegilda, M., & Batitucci, G. (2005). Eficácia da polimerização de uma resina composta fotopolimerizada por aparelhos de luz halógena e LED da Clínica Integrada do curso de Odontologia da UFES. *UFES revista odontológica*, 7(3), 58-65.

Caldarelli, P. G., Beltrani, F. C., Pereira, S. K., de Almeida Cardoso, S., & Hoepfner, G. (2011). Aparelhos fotopolimerizadores: evolução e aplicação clínica-uma revisão da literatura Light-curing units: evolution and clinical application-a literature review. *Odontologia clínica científica*, 10(4), 317-321 www.cro-pe.org.br

Cavalcanti, S. C. S. X. B., Oliveira, M. T., Arais, C. A. G., & Giannini, M. (2008). The effect of the presence and presentation mode of co-initiators on the microtensile bond strength of dual-cured adhesive systems used in indirect restorations. *Operative Dentistry*, 33(6), 682–689. <https://doi.org/10.2341/08-18>

Ceballos, L., Fuentes, M. V., & Rodriguez, J. (2009). Curing effectiveness of resin composites at different exposure times using LED and halogen units Bonding efficiency of new self-adhesive dual resin cements when luting of indirect composite resin restorations in the short and medium term View project Teaching methodologies View project. *Med. Oral. Patol. Oral. Cir. Buccal*, 1 (14) E51-56.

Cipriani, P.S. (2007). *Fotopolimerizadores de Consultórios Odontológicos do*

Município de Itapema (SC). (Tese de Mestrado, Universidade do Vale do Itajaí).

Choi, S. H., Roulet, J. F., Heintze, S. D., & Park, S. H. (2014). Influence of cavity preparation, light-curing units, and composite filling on intrapulpal temperature increase in an in vitro tooth model. *Operative Dentistry*, 39(5), E195–E205. <https://doi.org/10.2341/13-068-L>

Coutinho, M., Trevizam, N. C., Takayassu, R. N., Leme, A. A., & Soares, G. P. (2013). Distance and protective barrier effects on the composite resin degree of conversion. *Contemporary Clinical Dentistry*, 4(2), 152-155. <https://doi.org/10.4103/0976-237X.114845>

David, J. R., Gomes, O. M., Gomes, J. C., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2007). Effect of exposure time on curing efficiency of polymerizing units equipped with light-emitting diodes. *Journal of Oral Science*, 49(1), 19–24. <https://doi.org/10.2334/josnusd.49.19>

Friedman, J. (1989). Variability of Lamp Characteristics in Dental Curing Lights. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 1(6), 189–190. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.1989.tb00500.x>

Freitas, S. A. A., Costa, J. F., & Bauer, J. R. O. (2011). Avaliação da intensidade da luz dos aparelhos fotopolimerizadores utilizados em clínicas odontológicas de São Luís - MA. *Rev Pesq Saúde*, 12(2), 27–31.

Dederich, D. N. (1993). Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *Journal of the American Dental Association*, 124(2), 57–61. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1993.0036>

El-Mowafy, O., El-Badrawy, W., Lewis, D. W., Shokati, B., Soliman, O., Kermalli, J., Encioiu, A., Rajwani, F., & Zawi, R. (2005). Efficacy of halogen photopolymerization units in private dental offices in Toronto. *Journal of the Canadian Dental Association*, 71(8).

Emami, N., Söderholm, K. J. M., & Berglund, L. A. (2003). Effect of light power density variations on bulk curing properties of dental composites. *Journal of Dentistry*, 31(3), 189–196. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(03\)00015-0](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(03)00015-0)

García, A., Angel, M., Lozano, M., Cabanes Vila, J., Escribano, A. B., Galve, P. F., Adela, D., & García, H. (2006). Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med. Oral. Patol. Oral. Cir. Buccal*, 11, E215-220.

Goodis, H. E., Winthrop, V., & White, J. M. (2000). Pulpal responses to cooling tooth temperatures. *Journal of Endodontics*, 26(5), 263–267. <https://doi.org/10.1097/00004770-200005000-00001>

Haenel, T., Hausnerová, B., Steinhaus, J., Price, R. B. T., Sullivan, B., & Moeginger, B. (2015). Effect of the irradiance distribution from light curing units on the local microhardness of the surface of dental resins. *Dental Materials*, 31(2), 93–104. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.003>

Hofmann, N., Papsthart, G., Hugo, B., & Klaiber, B. (2001). Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(11), 1022–1028. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2001.00809.x>

Jakubinek, M. B., O'Neill, C., Felix, C., Price, R. B., & White, M. A. (2008). Temperature excursions at the pulp-dentin junction during the curing of light-activated dental restorations. *Dental Materials*, 24(11), 1468–1476. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.03.012>

James, M. N., Akiniwa, Y., Berto, F., Chen, D., Clark, G., Dominguez, J., Hattingh, D. G., Jones, J. W., Lee, C. S., Mayer, H., Reynolds, A., Ritchie, R. O., Taylor, D., & Nowell, D. (2020). Editorial Board. *International Journal of Fatigue*, 137, 105711. [https://doi.org/10.1016/s0142-1123\(20\)30242-5](https://doi.org/10.1016/s0142-1123(20)30242-5)

Jandt, K. D., & Mills, R. W. (2013a). A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 29(6), 605–617. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.02.003>

João, R., & Braga, P. (2019). *Avaliação da Qualidade e Eficácia dos Fotopolimerizadores na Clínica Universitária da Universidade Católica Portuguesa e em Consultórios Privados de Medicina Dentária*. (Dissertação apresentada à

Universidade Católica Portuguesa para Obtenção do Grau de Mestre em Medicina Dentária).

Kashi, T. S. J., Rakhshan, V., & Bagheri, H. (2015). Kinetics of pulpal temperature rise during light curing of 6 bonding agents from different generations, using light emitting diode and quartz-tungsten-halogen units: An in-vitro simulation. *Dental Research Journal*, 12(2), 173-180.

Kleverlaan, C. J., & de Gee, A. J. (2004). Curing efficiency and heat generation of various resin composites cured with high-intensity halogen lights. *European Journal of Oral Sciences*, 112(1), 84–88. <https://doi.org/10.1111/j.0909-8836.2004.00101.x>

Kodonas, K., Gogos, C., & Tziafas, D. (2009). Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *International Endodontic Journal*, 42(3), 247–252. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2008.01508.x>

Kopperud, S. E., Rukke, H. v., Kopperud, H. M., & Bruzell, E. M. (2017). Light curing procedures – performance, knowledge level and safety awareness among dentists. *Journal of Dentistry*, 58, 67–73. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.02.002>

Kossatz Pereira, S., Corrêa Pascotto, R., & Pereira Carneiro, F. (2003). Avaliação dos Aparelhos Fotopolimerizadores Utilizados em Clínicas Odontológicas Evaluation of Visible Light Sources in Private Dental Offices. *Jornal Brasileiro de dentística & estética* 5, 29–35.

Krämer, N., Lohbauer, U., Eng, D., García-Godoy, F., & Frankenberger, R. (2008). Light curing of resin-based composites in the LED era. *American journal of dentistry*, 21(3), 135-142.

Leprince, J., Devaux, J., Mullier, T., Vreven, J., & Leloup, G. (2010). Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Operative Dentistry*, 35(2), 220–230. <https://doi.org/10.2341/09-203-L>

Leprince, J. G., Palin, W. M., Hadis, M. A., Devaux, J., & Leloup, G. (2013). Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental*

Materials, 29(2), 139–156. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.005>

Lopes Baldi, R., Daiana Teider, L., Leite, T. M., Martins, R., Antoinette, L., Delgado, C., & Pereira, S. K. (2005). Intensidade de Luz de Aparelhos Fotopolimerizadores Utilizados no Curso de Odontologia da Universidade Estadual de Ponta Grossa. Evaluation of Curing Light Units at the State University of Ponta Grossa. *Biol. Health Sci.*, 11(1), 39-46.

Main, C., Cummings, A., Moseley, H., Stephen, K. W., & Gillespie, F. C. (1983). An assessment of new dental ultraviolet sources and u.v.-polymerized fissure sealants. In *Journal of Oral Rehabilitation*, 10, 215-227.

Mark G. Fleming, & Wayne A. Maillet. (1999). Photopolymerization of Composite Resin Using the Argon Laser. *Journal Can. Dent. Assoc*, 65, 447-450. <http://www.cda-adc.ca/jcda/vol-65/issue-8/447.html#top>

McCusker, N., Lee, S. M., Robinson, S., Patel, N., Sandy, J. R., & Ireland, A. J. (2013). Light curing in orthodontics; Should we be concerned? *Dental Materials*, 29(6), e85–e90. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.03.023>

Melo, S. R., Miranda, C. B., Monique, T., Pereira, S., & Fernandez De Oliveira, C. (2020). Análise dos Diferentes Sistemas de Fotopolimerização dos Materiais Resinoso – Revisão de Literatura, *Rev. Fac. Odontol. Univ. Fed. Bahia*, 50(2), 41-52

Michaud, P. L., Price, R. B. T., Labrie, D., Rueggeberg, F. A., & Sullivan, B. (2014). Localised irradiance distribution found in dental light curing units. *Journal of Dentistry*, 42(2), 129–139. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.11.014>

Millen, C., Ormond, M., Richardson, G., Santini, A., Miletic, V., & Kew, P. (2007). A study of temperature rise in the pulp chamber during composite polymerization with different light-curing units. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 8(7), 029–037. <https://doi.org/10.5005/jcdp-8-7-29>

Mouhat, M., Mercer, J., Stangvaltaite, L., & Örtengren, U. (2017). Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development—potential risk for patients. *Clinical Oral Investigations*, 21(5), 1687–1696. <https://doi.org/10.1007/s00784-016->

1962-5

Nakajima, M., Arimoto, A., Prasansuttiorn, T., Thanatvarakorn, O., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2012). Light transmission characteristics of dentine and resin composites with different thickness. *Journal of Dentistry*, 40(Suppl.2), e77–e82. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.08.016>

Neumann, M. G., Miranda, W. G., Schmitt, C. C., Rueggeberg, F. A., & Correa, I. C. (2005). Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *Journal of Dentistry*, 33(6), 525–532. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2004.11.013>

Nitta, K. (2005). Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. *Dental Materials*, 21(3), 217–223. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2004.03.008>

Nomoto, R., Uchida, K., & Hirasawa, T. (1994). Effect of Light Intensity on Polymerization of Light-cured Composite Resins. *Dental Materials Journal*, 13(2), 198–205. <https://doi.org/10.4012/dmj.13.198>

Oesterle, L. J., Newman, S. M., & Shellhart, W. C. (2001). Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(6), 610–616. <https://doi.org/10.1067/mod.2001.113652>

Oliveira, D. C. R. S., Rocha, M. G., Correa, I. C., Correr, A. B., Ferracane, J. L., & Sinhorette, M. A. C. (2016). The effect of combining photoinitiator systems on the color and curing profile of resin-based composites. *Dental Materials*, 32(10), 1209–1217. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.06.010>

Onisor, I., Asmussen, E., & Krejci, I. (2011). Temperature rise during photopolymerization for onlay luting. *American Journal of Dentistry*, 24(4), 250–256.

Öztürk, E., Chiang, Y. C., Coşgun, E., Bolay, Ş., Hickel, R., & Ilie, N. (2013). Effect of resin shades on opacity of ceramic veneers and polymerization efficiency through ceramics. *Journal of Dentistry*, 41(Suppl.5), 8–14. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.06.001>

Park, S. H., Roulet, J. F., & Heintze, S. D. (2010). Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: Curing lights and pulpal flow rates. *Operative Dentistry*, 35(3), 353–361. <https://doi.org/10.2341/09-234-L>

Pelissier, B. (2011). Three Generations of LED Lights and Clinical Implications for Optimizing their Use. 1: From Past to Present. *Dental update*, 660-670.

Pohto, M., & Scheinin, A. (1958). Microscopic observations on living dental pulp. *Acta Odontol. Scand.*, 16, 303–327.

Portugal, J. (2008). *Efeito das Condições de Fotopolimerização sobre o Desempenho Laboratorial e Clínico de um Sistema Adesivo Ortodôntico* (Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa). <https://repositorio.ul.pt/handle/10451/171>

Price, B., Murphy, D. G., & Dérand, T. (2000). Light energy transmission through cured resin composite and human dentin. *Quintessence International*, 31(9), 659–667. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11203991>

Price, R. (2013). Guest Editorial: Symposium on light sources in dentistry. *Dental Materials*, 29(2), 137–138. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.011>

Price, R. B., Dérand, T., Sedarous, M., Andreou, P., & Loney, R. W. (2000). Effect of distance on the power density from two light guides. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 12(6), 320–327. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2000.tb00241.x>

Price, R. B., Shortall, A. C., & Palin, W. M. (2014). Contemporary issues in light curing. *Operative Dentistry*, 39(1), 4–14. <https://doi.org/10.2341/13-067-LIT>

Price, R. B. T., Felix, C. A., & Andreou, P. (2004). Effects of resin composite composition and irradiation distance on the performance of curing lights. *Biomaterials*, 25(18), 4465–4477. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.11.032>

Price, R., Labrie, D., Rueggeberg, F. A., & Felix, C. M. (2010). Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 22(6), 363–377. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2010.00368.x>

- Price, R., Labrie, D., Rueggeberg, F. A., Sullivan, B., Kostylev, I., & Fahey, J. (2014). Correlation between the beam profile from a curing light and the microhardness of four resins. *Dental Materials*, 30(12), 1345–1357. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.10.001>
- R. W. Mills, K. D. Jandt, & S. H. Ashworth. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental Journal*, 186(8), 388–391.
- Raab, W. H. (1992). Temperature related changes in pulpal microcirculation. *Proceedings of the Finnish Dental Society*. 88(1), 469–479.
- Ribeiro, R. A. de O., Lima, F. F. de C., Lima, I. M., Nascimento, A. B. L. do, & Teixeira, H. M. (2016). Avaliação da intensidade de luz e da manutenção dos aparelhos fotopolimerizadores utilizados em clínicas odontológicas da cidade do Recife-PE. *Revista de Odontologia Da UNESP*, 45(6), 351–355. <https://doi.org/10.1590/1807-2577.06916>
- Ritter, A., Boushell, L. W., & Walter, R. (2018). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (7th Ed.). Missouri: Elsevier.
- Rocha, M. G., de Oliveira, D. C. R. S., Correa, I. C., Correr-Sobrinho, L., Sinhoret, M. A. C., Ferracane, J. L., & Correr, A. B. (2017). Light-emitting diode beam profile and spectral output influence on the degree of conversion of bulk fill composites. *Operative Dentistry*, 42(4), 418–427. <https://doi.org/10.2341/16-164-L>
- Rueggeberg, F. A. (2011). State-of-the-art: Dental photocuring - A review. *Dental Materials*, 27(1), 39–52. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.021>
- Rueggeberg, F. A., Giannini, M., Arrais, C. A. G., & Price, R. B. T. (2017). Light

curing in dentistry and clinical implications: A literature review. *Brazilian Oral Research*, 31, 64–91. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061>

Runnacles, P., Arrais, C. A. G., Pochapski, M. T., dos Santos, F. A., Coelho, U., Gomes, J. C., de Goes, M. F., Gomes, O. M. M., & Rueggeberg, F. A. (2015). In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit. *Dental Materials*, 31(5), 505–513. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.02.001>

Runnacles, P., Correr, G. M., Filho, F. B., Gonzaga, C. C., & Furuse, A. Y. (2014). Degree of conversion of a resin cement light-cured through ceramic veneers of different thicknesses and types. *Brazilian Dental Journal*, 25(1), 38–42. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201302200>

Satrom, K. D., Morris, M. A., & Crigger, L. P. (1987). Potential Retinal Hazards of Visible-light Photopolymerization Units. *Journal of Dental Research*, 66(3), 731–736. <https://doi.org/10.1177/00220345870660030501>

Scariot, R. C., Calza, J. V., & Casali, J. D. L. (2017). Abordagem dos Cirurgiões Dentistas em Relação a Fotopolimerização de Resinas Compostas. *Journal of Oral Investigations*, 6(1), 38. <https://doi.org/10.18256/2238-510x/j.oralinvestigations.v6n1p38-49>

Schneider, L. F. J., Pfeifer, C. S. C., Consani, S., Prahl, S. A., & Ferracane, J. L. (2008). Influence of photoinitiator type on the rate of polymerization, degree of conversion, hardness and yellowing of dental resin composites. *Dental Materials*, 24(9), 1169–1177. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.01.007>

Sfondrini, M. F., Cacciafesta, V., Pistorio, A., & Sfondrini, G. (2001). Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 119(1), 30–35. <https://doi.org/10.1067/mod.2001.111399>

Shortall, A. C., Harrington, E., Patel, H. B., & Lumley, P. J. (2002). A pilot investigation of operator variability during intra-oral light curing. *British Dental Journal volume*, 193(5), 97-123.

Silva, G., Júnior, P., Mota, A., & Soares, J. (2007). Mechanical Properties of Light-curing Composites Polymerized with Different Laboratory Photo-curing Units. *Dental Materials Journal*, 26(2), 217–223.

Sinhoretí, M. A. C., Oliveira, D. C. R. S. de, Rocha, M. G., & Roulet, J.-F. (2018). Fotopolimerização de materiais restauradores resinosos: uma abordagem com base em evidências para a prática clínica. *Journal of Clinical Dentistry and Research*, 15(1), 44–53. <https://doi.org/10.14436/2447-911x.15.1.044-053.oar>

Stamatacos, C., & Harrison, J. L. (2013). The possible ocular hazards of LED dental illumination applications. *The Journal of the Tennessee Dental Association*, 93(2), 122–134.

Tanoue, N., Murakami, M., Koizumi, H., Atsuta, M., & Matsumura, H. (2007). Depth of cure and hardness of an indirect composite polymerized with three laboratory curing units. *Journal of Oral Science*, 49(No.1), 25–29.

Thomas, T. H., & Hunt, R. (1979). Pulp response to externally applied heat. *American Association of Endodontists*, 19(4), 515–530.

Tjan, A. H. L., & Dunn, J. R. (1988). Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 59(4), 433–438. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(88\)90038-8](https://doi.org/10.1016/0022-3913(88)90038-8)

Tongtaksin, A., & Leevailoj, C. (2017). Battery charge affects the stability of light intensity from light-emitting diode light-curing units. *Operative Dentistry*, 42(5), 497–504. <https://doi.org/10.2341/15-294-L>

Turp, V., Sen, D., Poyrazoglu, E., Tuncelli, B., & Goller, G. (2011). Influence of Zirconia Base and Shade Difference on Polymerization Efficiency of Dual-Cure Resin Cement. *Journal of Prosthodontics*, 20(5), 361–365. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00721.x>

Vandewalle, K. S., Roberts, H. W., Andrus, J. L., & Dunn, W. J. (2005). Effect of light dispersion of LED curing lights on resin composite polymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(4), 244–254. <https://doi.org/10.1111/j.1708->

8240.2005.tb00122.x

Vandewalle, K. S., Roberts, H. W., & Rueggeberg, F. A. (2008). Power Distribution across the Face of Different Light Guides and Its Effect on Composite Surface Microhardness. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 20(2), 108–117. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2008.00160.x>

Yazici, A. R., Müftü, A., Kugel, G., & Perry, R. D. (2006). Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Operative Dentistry*, 31(2), 261–265. <https://doi.org/10.2341/05-26>

Yoon, T.-H., Lee, Y.-K., Lim, B.-S., & Kim, C.-W. (2002). Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29, 1165-1173