



**INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**INFLUÊNCIA DA ESPESSURA, OPACIDADE E COR NA  
FOTOPOLIMERIZAÇÃO DE TRÊS RESINAS COMPOSTAS**

Trabalho submetido por  
**Catarina de Almeida e Silva Branco Amaral**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro de 2021





# **INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ**

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **INFLUÊNCIA DA ESPESSURA, OPACIDADE E COR NA FOTOPOLIMERIZAÇÃO DE TRÊS RESINAS COMPOSTAS**

Trabalho submetido por  
**Catarina de Almeida e Silva Branco Amaral**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Orientador  
**Prof Doutor Mário Humberto dos Santos Cruz Polido**

Coorientado  
**Prof. Doutor José João Baltazar Mendes**  
**Mestre Paulo Jorge Vaz Cardoso Monteiro**

**Outubro de 2021**



*Allow yourself to be different than the world expects you to be*

*-Unknown*



## **Agradecimentos**

Ao Prof. Doutor Mário Polido, por me ter guiado neste trabalho, orientando-me sempre com paciência e pronto a ajudar.

Ao Mestre Paulo Monteiro, obrigada por todo o apoio, disponibilidade, paciência e tempo. Sempre disponível e pronto com um conselho ou uma palavra encorajadora. Um mentor e um amigo.

Ao Prof. Doutor José João Mendes, por todo o apoio durante o curso, e por me ter sempre acolhido nesta casa.

Maria, por estares sempre a meu lado e por me apoiares sempre. És um orgulho, alguém que admiro e em quem me quero rever. Obrigada.

Aos meus pais, António e Maria quero agradecer por tudo. Sem vocês este curso não seria possível, desde o vosso apoio incondicional, às vossas críticas sempre construtivas, sem nunca esquecer a educação e o amor com que me criaram, e por acreditarem sempre em mim.

À minha avó, que sempre se orgulhou de mim e me apoiou.

Aos meus tios, obrigada por todo o apoio, motivação e palavras doces.

A ti Francisco, por me teres ouvido vezes sem conta, por me teres apoiado e incentivado quando mais precisava. Por estares sempre pronto a ajudar, por me dares a tua opinião mais honesta, mesmo quando sabes que não é a que quero ouvir. Por me dares força e carinho nos momentos mais difíceis.

À Sofia e à Carolina por serem as melhores amigas que existem. Obrigada por todas as opiniões que me deram, por tardes de café a ouvirem-me falar da tese. Por noites de distração para poder espairecer. Por me incentivarem a focar e a nunca desistir, mas ajudando sempre a manter a sanidade mental. Por me fazerem acreditar que era capaz e que estava a correr no caminho certo, sempre acompanhada.

A ti Zé, obrigada por tudo. Foste uma ajuda imprescindível nesta tese, e deste-me força do início ao fim, lembrando-me de todo o trabalho que tinha pela frente!

À Carol minha parceira de box, faculdade e de vida. Sem ti este momento teria outro sabor. Obrigada por me aturares diariamente, por manteres sempre um sorriso na minha cara, por toda a força que me dás, e por tornares a minha experiência universitária mil vezes melhor, que condicionaste e moldaste tornando-a algo que eu nunca esperaria.



## **Resumo**

**Objetivos:** Avaliar com o radiômetro CheckUp (BlueLight Analytics, Canada) se a intensidade de luz azul medida na base de uma resina composta Filtek Universal (3M, Alemanha) durante a polimerização de 20s com um fotopolimerizador LED, nas espessuras de 0,5, 1 e 2 mm, e nos cromas A1, A2 e A3, atinge o valor mínimo de 300 mW/cm<sup>2</sup>. Avaliámos também, se a intensidade de luz que atravessa a resina composta Filtek Universal nas mesmas condições, é suficiente para gerar um aumento de temperatura na polpa superior a 5,5°C.

**Materiais e métodos :** Para a confecção das 90 amostras, a resina composta Filtek Supreme (3M, Alemanha) foi colocada no Porcelain Sampler, previamente calibrado com a espessura pretendida, e compactada. A resina composta foi polimerizada com um fotopolimerizador Elipar DeepCure-L (3M, Alemanha), com uma incidência de aproximadamente 1300 mW/cm<sup>2</sup> através de um vidro por 20s. Foram etiquetadas e guardada em caixas petri para posterior análise. Posteriormente foi colocada no radiômetro CheckUp e foi polimerizada com o fotopolimerizador Elipar DeepCure-S (3M, Alemanha) por 20 s.

**Resultados :** A intensidade máxima registada foi de 723 mW/cm<sup>2</sup>, e a mínima foi de 133 mW/cm<sup>2</sup>. A intensidade média total da experiência foi de 399 mW/cm<sup>2</sup>. O máximo de tempo necessário para que ocorra dano pulpar foi de 135s. O tempo mínimo foi de 25s, A média de tempo necessário para dano pulpar foi de 60s.

**Conclusão :** Independentemente da cor da resina composta, restaurações de 0,5, 1 ou 2 mm de espessura fotopolimerizadas durante 20s não receberam uma incidência superior a 300 mW/cm<sup>2</sup>, na base da restauração. Quanto ao possível dano pulpar, para os incrementos estudados, nenhuma amostra apresentou tempos inferiores aos 20s, não existindo alterações significativas na temperatura ao fim de 20s de polimerização com uma luz azul nas condições estudadas.

**Palavras-chave:** Resina Composta; Dente; Fotopolimerizador; CheckUp

## **Abstract**

**Objectives:** To assess with the CheckUp radiometer (BlueLight Analytics, Canada) whether the blue light intensity measured on the base of a Filtek Universal (3M, Germany) composite resin during a 20 s cure with an LED light curing unit, at thicknesses of 0.5, 1 and 2 mm, and in chroma A1, A2 and A3, it reaches the minimum value of 300 mW/cm<sup>2</sup>. We also evaluated whether the light intensity that passes through the Filtek Universal composite resin under the same conditions is sufficient to generate a temperature increase in the pulp above 5.5°C.

**Materials and methods:** To prepare the 90 samples, the Filtek Supreme composite resin (3M, Germany) was placed in the Porcelain Sampler, previously calibrated with the desired thickness, and compacted. The composite resin was cured with an Elipar DeepCure-L light-curing device (3M, Germany) with an incidence of approximately 1300 mW/cm<sup>2</sup> through a glass for 20s. They were labeled and stored in petri dishes for further analysis. It was then placed in the CheckUp radiometer and cured with the Elipar DeepCure-S light-curing device (3M, Germany) for 20 s.

**Results:** The maximum intensity recorded was 723 mW/cm<sup>2</sup>, and the minimum was 133 mW/cm<sup>2</sup>. The mean total intensity of the experiment was 399 mW/cm<sup>2</sup>. The maximum time required for pulp damage to occur was 135s. The minimum time was 25s, The average time needed for pulp damage was 60s.

**Conclusion :** Regardless of the composite resin shade, 0.5, 1 or 2 mm thick restorations light-cured for 20s did not receive an incidence greater than 300 mW/cm<sup>2</sup> at the base of the restoration. As for possible pulp damage, for the increments studied, none of the samples presented times shorter than 20s, with no significant changes in temperature after 20s of polymerization with a blue light under the conditions studied.

**Keywords:** Composite Resin; Tooth; Light Curing Unit; CheckUp

## Índice

1	Introdução.....	7
1.1	Dente.....	7
1.1.1	Esmalte .....	7
1.1.2	Dentina .....	8
1.1.3	Polpa.....	8
1.2	Resinas Compostas.....	10
1.2.1	Fotoiniciadores .....	12
1.2.2	Partículas de carga .....	14
1.2.3	Outras resinas compostas .....	16
1.3	Fotopolimerizadores .....	18
1.3.1	Quartzo-tungstênio-halogéneo .....	22
1.3.2	LED .....	23
1.3.3	Laser .....	25
1.3.4	Arco de plasma .....	25
1.3.5	Advertências .....	26
1.4	Check-Up.....	29
1.4.1	Esfera Integradora .....	30
2	Objetivos.....	35
3	Hipótese de estudo.....	35
4	Materiais e métodos.....	37
5	Resultados.....	41
6	Discussão .....	61
7	Conclusão .....	67
8	Recomendações Clínicas .....	69
9	Perspetivas Futuras .....	71
10	Bibliografia.....	73

## Índice gráficos

Gráfico 1 – Médias marginais estimadas de tempo necessário para que ocorra dano pulpar segundo a espessura.....	45
Gráfico 2 – Médias marginais estimadas de tempo necessário para que ocorra dano pulpar segundo a cor.....	45
Gráfico 3 – Relação entre tempo necessário para que ocorra dano pulpar e intensidade	48
Gráfico 4 – Boxplot das intensidades dos grupos.....	52
Gráfico 5 – Boxplot dos tempos necessários para que ocorra dano pulpar dos diferentes grupos.....	53
Gráfico 6 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 1.....	54
Gráfico 7 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 2.....	55
Gráfico 8 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 3.....	56
Gráfico 9 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 4.....	57
Gráfico 10 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 5.....	58
Gráfico 11 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 6.....	58
Gráfico 12 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 7.....	59
Gráfico 13 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 8.....	60
Gráfico 14 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 9.....	60

## Índice Tabelas

Tabela 1 - esquema dos fotoiniciadores com abreviatura, fórmula química, tipo, intervalo de absorção e absorção máxima. Adaptado de Kowalska et al., 2021 .....	14
Tabela 2– Resumo dos grupos.....	37
Tabela 3 – Diferentes grupos, com respectivas cores, espessuras, intensidades, tempo necessário para que ocorra dano pulpar e média, desvio padrão e intervalo de confiança tanto para intensidades como para o tempo necessário para que ocorra dano pulpar	42
Tabela 4– Tempo médio para dano pulpar consoante a cor, n=30 .....	44
Tabela 5– Tempo médio para dano pulpar consoante a espessura, n=30.....	44
Tabela 6 - Intensidade média consoante os diferentes grupos, e a sua relação .....	46
Tabela 7 – Média do tempo necessário para que haja dano pulpar consoante o grupo e a sua relação .....	47
Tabela 8 – Relação da intensidade entre grupos, e a sua significância, e a relação entre grupos da temperatura necessária para que ocorra dano pulpar e a sua significância....	48

## Índice figuras

Figura 1, espectro de luz visível_____	18
Figura 2 – Equipamento checkUp da BlueLight Analytics_____	30
Figura 3 – Página da aplicação checkUp_____	30
Figura 4 – Esquema de uma esfera integradora, adaptado de Labsphere_____	31
Figura 5 – Primeiro passo de funcionamento de uma esfera integradora, Esquema de uma esfera integradora, adaptado de Labsphere_____	31
Figura 6 - Segundo passo de funcionamento de uma esfera integradora, Esquema de uma esfera integradora, adaptado de Labsphere_____	32
Figura 7 - Terceiro passo de funcionamento de uma esfera integradora, Esquema de uma esfera integradora, adaptado de Labsphere_____	32
Figura 8 - Quarto passo de funcionamento de uma esfera integradora, Esquema de uma esfera integradora, adaptado de Labsphere_____	33
Figura 9 – Resinas compostas utilizadas_____	37
Figura 10 – Porcelain Sampler_____	37
Figura 11 - Amostras de 0,5, 1 e 2 mm de resina composta A1_____	38
Figura 12 - Amostras de 0,5, 1 e 2 mm de resina composta A2_____	38
Figura 13 Amostras de 0,5, 1 e 2 mm de resina composta A3_____	38
Figura 14 – Fotopolimerizador Elipar DeepCure-S_____	39
Figura 15 – Óculos de proteção contra luz de cor azul._____	69

## 1 Introdução

### 1.1 Dente

O dente é uma estrutura complexa, composta por uma matriz mineralizada de colagénio e tecidos moles, que tem a função mastigatória e ajuda na deglutição. O esmalte, a dentina e o cemento são os tecidos mineralizados, e a polpa dentária e o ligamento periodontal os tecidos moles (Goldberg et al., 2012; Balic, 2018).

No desenvolvimento embrionário do dente, a diferenciação das células do epitélio dentário originam ameloblastos, que irão formar o esmalte, e a diferenciação das células da papila dentária originam odontoblastos, que por sua vez produzem a dentina. (Balic, 2018)

#### 1.1.1 Esmalte

O esmalte, produzido pelos ameloblastos, compreende a parte mais externa da coroa do dente (Arola et al., 2017). É um tecido não vital, mineral, com uma dureza superior à do osso, tendo um número de dureza de Knoop de 343 kgf/mm<sup>2</sup>, que serve de proteção para o resto do dente. É constituído por cerca de 96% de conteúdo inorgânico, mineral, nomeadamente cristais de hidroxiapatite, e 4% de água e matriz orgânica. Estes cristais agrupam-se paralelamente, formando os prismas de hidroxiapatite. A sua espessura varia consoante o dente, tendo cerca de 2 mm na face incisal dos incisivos, 2,3 a 2,5 mm nas cúspides dos pré-molares, e 2,5 a 3 mm nas cúspides dos molares. (Hilton et al., 2013; Arola et al., 2017; Ritter et al., 2019)

Ao longo da vida perde cor, espessura e permeabilidade. As lesões do esmalte dentário não são regeneradas devido à perda de ameloblastos durante a erupção dentária (Balic, 2018). A perda de cor pode estar ligada à perda de espessura, à dentina subjacente e a manchas externas ou internas. A cor amarelada que o esmalte ganha pode ser tratada com um branqueamento, em ambulatório ou no consultório, ou com outro tipo de tratamentos como jatos de bicarbonatos e micro abrasões. (Hilton et al., 2013)

Programas de saúde pública como a fluoretação das águas ou o uso de pastas dentífricas fluoretadas contribuem para a remineralização do esmalte, formando cristais de fluorapatite, tornando o esmalte mais forte. (Hilton et al., 2013)

### 1.1.2 Dentina

Sob o esmalte, encontra-se a dentina, rica em proteínas, tendo na sua composição aproximadamente 30% de matriz orgânica, nomeadamente colagénio do tipo I, 45% de conteúdo inorgânico e 25% de água. Fornece tanto cor como elasticidade ao esmalte, e tem cerca de 3,5 mm de espessura. É composta por cristais de apatite embebidos numa matriz orgânica de fibras de colagénio e proteínas. (Hilton et al., 2013)

Os odontoblastos e os túbulos dentinários são estruturas bastante importantes na dentina. Os odontoblastos são células que sintetizam a matriz da pré-dentina formando dentina durante toda a vida como resposta a estímulos. Os túbulos dentinários são canais que atravessam a dentina e tem várias funções como, a hidratação e transmissão de estímulos, variando o seu diâmetro ao longo da dentina, sendo mais curto junto à junção amelodentinária, e variando também a sua quantidade. Junto à polpa existem entre 45,000 a 65,000 túbulos dentinários por milímetro quadrado, e na junção amelodentinária entre 15,000 e 20,000 / mm<sup>2</sup>. (Arola et al., 2017; Ritter et al., 2019).

Ao contrário do esmalte, o conteúdo mineral da dentina aumenta com a idade devido à formação de dentina secundária, terciária ou esclerótica pelos odontoblastos. (Balic, 2018)

### 1.1.3 Polpa

A polpa é a estrutura vital do dente que se encontra rodeada por tecidos duros que a protegem. É composta por 75% de água e 25% de matéria orgânica, sendo um tecido conectivo de fibras de colagénio e matéria orgânica, vascularizado e enervado. Derivada das células da crista neural, contém odontoblastos na sua periferia e células mesenquimatosas indiferenciadas, que possuem a capacidade de produzir dentina ao longo da vida, conferindo um mecanismo de compensação pela perda de estrutura mineral do dente. A polpa tem capacidade para reconhecer e processar antigénios, conferindo-lhe

uma reação de defesa imunitária. Detém ainda capacidade nutritiva e de nocicepção, transmitindo o estímulo de dor. A primeira resposta de defesa a estímulos é a inflamação, no entanto por estar rodeada de tecidos duros esta resposta é limitada, levando à necrose, se não tratada. (Yu & Abbot, 2007; Hilton et al., 2013)

## **1.2 Resinas Compostas**

O material restaurador é de extrema importância na medicina dentária, sendo que o sucesso da restauração depende, em grande parte, do material escolhido. Um dos materiais mais utilizados são as resinas compostas, que podem ter uma aplicação direta, durante a consulta, ou indireta, sendo as peças feitas em laboratório e posteriormente aderidas ao dente. As resinas compostas quando aplicadas de forma direta sofrem uma maior contração de polimerização que poderá causar maior stress ao dente. (Souza et al., 2010)

Cada vez mais existe uma procura por materiais dentários estéticos, biocompatíveis, capazes de absorver as forças oclusais da mastigação, que tenham pouca contração de polimerização, estáveis dentro da cavidade oral, que permitam um bom acabamento e que sejam de fácil manipulação. Atualmente não existe nenhum material de restauração disponível em medicina dentária que cumpra todos estes requisitos. Quando avaliamos as propriedades físicas e mecânicas de uma resina composta devemos analisar o módulo de elasticidade, a resistência à fratura, a resistência à abrasão e atrição, a sua dureza, e também as suas propriedades óticas. (Arbildo-Vega et al., 2020)

As resinas compostas têm uma ampla escala de cores, assemelhando-se bastante aos dentes, o que as torna muito estéticas. Estas são de fácil manuseamento e após polimerizarem tornam-se estáveis na cavidade oral, adquirindo as propriedades mecânicas desejáveis, o que as torna um material de restauração de eleição. (Jandt & Mills, 2013; Watts, 2013)

Desde que foram introduzidas na medicina dentária nos anos 60 por Bowen, a popularidade das resinas compostas tem aumentado, não só por devolverem a estética ao dente, mas por conseguirem devolver a forma e a função ao mesmo, tendo também propriedades mecânicas semelhantes à dentina, como a elasticidade e a resiliência, o que permite uma deformação e absorção semelhantes à estrutura perdida. (Bowen e Rodriguez, 1962; Hirata, 2011; Ribeiro et al., 2016; Anusavice et al., 2021)

As primeiras resinas dentárias de aplicação estética foram as resinas acrílicas autopolimerizáveis, introduzidas por Bowen em 1962. Eram apresentadas sob a forma de uma base e um catalisador, que ao serem misturados à temperatura ambiente, reagiam formando radicais livres, e dando início assim à reação de polimerização (Ritter et al., 2019). Esta reação era relativamente lenta, só sendo aconselhado fazer o acabamento e polimento ao final de 24 horas. Estas resinas sofriam também contração de polimerização. (Ritter et al., 2019; Anusavice et al., 2021).

Perante estas resinas pouco satisfatórias, a pesquisa pelo material restaurador ideal continuou, sendo que ainda hoje se procura encontrar um que reúna todas as características do material restaurador ideal. Em 1970 foram introduzidas as resinas compostas fotopolimerizáveis, que dependem de uma fonte de luz para sofrerem polimerização. Nestas resinas compostas era apenas necessário um componente, que teria de ser protegido da luz até ao momento do manuseamento, para não sofrer polimerização precoce. Foram também introduzidos inibidores para ajudar a evitar esta situação. (Ritter et al., 2019; Anusavice et al., 2021).

Hoje em dia os monómeros presentes nas resinas compostas diferem pouco, sendo que estes componentes variam na sua quantidade dependendo das características que se espera obter da resina composta.

A composição das resinas compostas pode-se dividir entre matriz orgânica, partículas inorgânicas de carga e agente de união.

Dentro da matriz orgânica temos monómeros, que conferem as características manipulativas e físicas. Estes podem ser o Bis-GMA (bisfenol-A glicidil metacrilato), o UDMA (uretano dimetacrilato), o TEGDMA (trietileno glicol dimetacrilato), o BIS-HEMA (bisfenol hidroxietil metacrilato) e o EGDMA (etilenoglicol dimetacrilato), ou uma combinação destes, e o inibidor BHT (hidroxitolueno butilado), que prolonga o tempo de vida útil da resina composta. É na matriz orgânica que juntamos também os pigmentos e o sistema ativador e iniciador que desencadeiam a reação de polimerização. O iniciador mais usado em resinas compostas é a Canforoquinona, que necessita de luz para ser ativada.

Recentemente têm-se adicionado novos co-iniciadores, visto que a Canforoquinona tem uma cor amarela, passando esta tonalidade para as resinas compostas. Estes co-iniciadores têm o intuito de diminuir esta tonalidade. (Hirata, 2011; Oliveira et al, 2015; Price et al., 2016; Meereis et al., 2018; Monteiro et al., 2018; Giannini et al., 2019)

A parte inorgânica é composta por partículas de carga, como a sílica coloidal, zircônia-sílica ou vidros e cerâmicas com metais pesados, que melhoram as propriedades da resina composta, reduzindo a contração de polimerização e o coeficiente de expansão térmica, aumentando a dureza e melhorando as propriedades mecânicas. (Hirata, 2011; Oliveira et al, 2015; Price et al., 2016; Meereis et al., 2018; Monteiro et al., 2018; Giannini et al., 2019)

O agente de união geralmente utilizado é o silano, que une a matriz orgânica às partículas inorgânicas. (Hirata, 2011; Oliveira et al, 2015; Price et al., 2016; Meereis et al., 2018; Monteiro et al., 2018; Giannini et al., 2019)

### 1.2.1 Fotoiniciadores

Os fotoiniciadores podem ser do tipo I ou do tipo II, consoante o mecanismo de formação de radicais livres. Os fotoiniciadores do tipo I formam radicais livres pela clivagem da molécula do fotoiniciador após a absorção de luz. Os fotoiniciadores do tipo II ao receberem luz ficam excitados, interagem com um co-iniciador, e as moléculas de ambos interagem entre si originando radicais livres que iniciam a formação de cadeias de polímeros. Na tabela 1 podemos ver os diferentes tipos de fotoiniciadores. (Kowalska et al., 2021; Resende et al., 2021)

#### 1.2.1.1 Fotoiniciadores tipo I

Estes fotoiniciadores aumentam as propriedades materiais das resinas compostas, têm ligações químicas de menor energia, facilitando a clivagem e tornando-os mais reativos, formando mais radicais livres e uma menor quantidade de monómeros residuais. São fotopolimerizados por comprimentos de onda mais curtos, na ordem dos 400 nm, dentro do espectro de luz visível, sendo que alguns são fotopolimerizados por ondas mais curtas, na ordem dos 300 nm. É importante que as resinas compostas que tenham fotoiniciadores

do tipo I sejam fotopolimerizadas com aparelhos de polimerização que emitam luz nesta gama, como os fotopolimerizadores LED multipico (*multipick*) ou de ondas múltiplas (*multiwave*). (Kowalska et al., 2021; Resende et al., 2021)

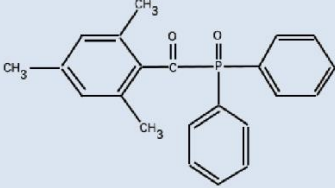
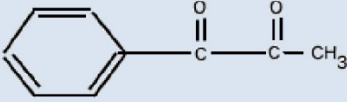
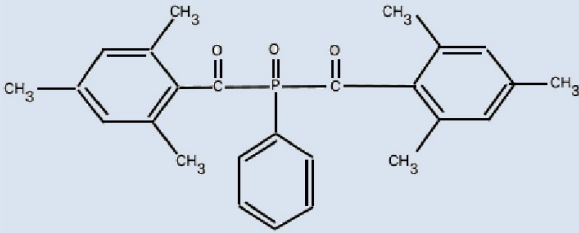
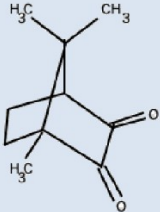
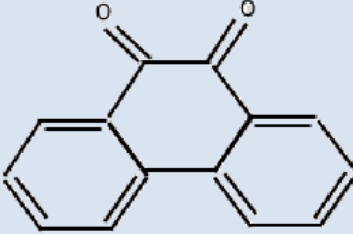
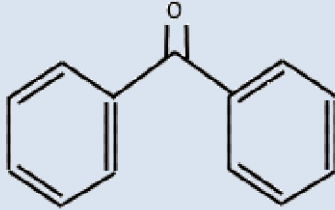
Esta absorção de comprimentos de onda mais curtos permite-lhes ter menos pigmentação, conferindo a estes fotoiniciadores uma tonalidade mais próxima à do dente. Uma vantagem destes fotoiniciadores é a redução do tempo de polimerização e a profundidade da mesma. Alguns deste fotoiniciadores são o fenil-propanodiona (PPD), o óxido de trimetilbenzoi-difenilfosfina (TPO) e o óxido de bisacilfosfina (BAPO). (Kowalska et al., 2021; Resende et al., 2021)

#### 1.2.1.2 Fotoiniciadores tipo II

Estes fotoiniciadores necessitam de um co-iniciador, geralmente uma amina terciária. Os fotoiniciadores do tipo II têm uma cor amarela que altera a estética da resina composta. Têm uma absorção de luz na gama dos 400 aos 500 nm, estando na faixa azul do espectro de luz visível. Têm uma polimerização mais lenta, porque requerem a reação das duas moléculas (fotoiniciador e co-iniciador), dependendo a formação de radicais livres do tipo de co-iniciador, da sua concentração e da sua estrutura. Têm melhores propriedades óticas por se polimerizarem com um comprimento de onda dentro do espectro da luz visível. (Kowalska et al., 2021; Resende et al., 2021)

São mais populares que os fotoiniciadores do tipo I, sendo o fotoiniciador do tipo II mais conhecido a Canforoquinona (CQ), presente na maioria das resinas compostas disponíveis no mercado. Outros fotoiniciadores do tipo II são a Fenantrenequina (PQ) e o Benzofenon (BP). (Kowalska et al., 2021; Resende et al., 2021)

Tabela 1 - esquema dos fotoiniciadores com abreviatura, fórmula química, tipo, intervalo de absorção e absorção máxima. Adaptado de Kowalska et al., 2021

Fotoiniciador	Abreviatura	Fórmula	Tipo	Intervalo de absorção (nm)	Absorção máxima (nm)
Óxido de trimetilbenzoil-difenilfosfina	TPO		I	380-425	400
Fenil-propanodiona	PPD		I	300-400	410
Óxido de bisacilfosfina	BAPO		I	365-416	400
Conforoquinona	CQ		II	400-500	468
Fenantrenequina	PQ		II	Sem dados	420
Benzofenon	BP		II	240-370	294

### 1.2.2 Partículas de carga

As resinas compostas são comumente classificadas consoante o tamanho das suas partículas, podendo ser macroparticuladas, microparticuladas, híbridas, microhíbridas ou nanoparticuladas.

#### *1.2.2.1 Macroparticuladas*

As resinas compostas macroparticuladas foram as primeiras a aparecer, com partículas de sílica amorfa ou quartzo geralmente entre os 10 e os 100  $\mu\text{m}$ , ocupando cerca de 70% do seu volume. Devido à sua rigidez, não é possível um adequado acabamento. Com a higienização e o desgaste da matriz orgânica, as partículas de carga são expostas, tornando a superfície da restauração irregular e rugosa. Estas resinas compostas tinham uma radiotransparência semelhante à do esmalte, e eram autopolimerizáveis. Hoje em dia estas partículas já não estão em uso. (Hirata, 2011)

#### *1.2.2.2 Microparticuladas*

As resinas compostas microparticuladas têm partículas de sílica coloidal mais pequenas, com cerca de 0,01 a 0,1  $\mu\text{m}$ . Esta redução de tamanho das partículas de carga, leva a um aumento da área de superfície, o que requer uma maior quantidade de monómeros. O tamanho das partículas confere à restauração uma superfície lisa e duradora, sendo uma ótima resina composta para restaurações de dentes anteriores ou estéticas, no entanto, têm um risco acrescido de fratura. (Hirata, 2011; Hilton et al., 2013; Anusavice et al., 2021)

As propriedades mecânicas deste tipo de resina composta são menores, tendo um maior coeficiente de expansão e menor módulo de elasticidade. De modo a melhorar as propriedades mecânicas, são introduzidas partículas de carga pré polimerizadas produzidas através da adição de uma grande quantidade de partículas micrómetras a uma resina composta muito diluída. Esta resina composta é polimerizada com o calor e moída em partículas entre os 5 e os 50  $\mu\text{m}$ . Estas são depois adicionadas à resina composta microparticulada, maximizando o conteúdo de partículas e diminuindo a contração de polimerização, mas mantendo as propriedades estéticas. (Hirata, 2011; Hilton et al., 2013; Anusavice et al., 2021)

### *1.2.2.3 Híbridas*

Por sua vez, as resinas compostas híbridas contêm partículas de carga, como a sílica amorfa ou vidros com metais pesados, na ordem dos 0,1 a 40  $\mu\text{m}$ , estando as partículas mais bem distribuídas que nas resinas compostas macroparticuladas, e tendo melhor resistência e menor contração de polimerização. São resinas compostas usadas para restaurações estéticas em zonas que sofram forças, como ângulos incisais e pequenas restaurações oclusais. (Hirata, 2011; Hilton et al., 2013; Anusavice et al., 2021)

### *1.2.2.4 Microhíbridas*

Nas resinas compostas microhíbridas encontramos partículas mais pequenas que nas resinas compostas híbridas, estando na ordem dos 0,1 a 10  $\mu\text{m}$ . Esta diminuição de tamanho torna estas resinas compostas mais densas. (Hirata, 2011)

### *1.2.2.5 Nanoparticuladas*

As resinas compostas nanoparticuladas têm tanto propriedades estéticas como mecânicas satisfatórias, tendo partículas com dimensões entre 0,005 e 0,1  $\mu\text{m}$ , com uma combinação de nanopartículas e *nanoclusters*. Estas resinas compostas, no entanto, não são muito fortes, sendo que se adicionam partículas de vidro ou de resina composta nanoparticulada pré polimerizada para conferir resistência. Existem algumas nanopartículas com propriedades específicas, como as de prata que contêm propriedades antibacterianas, que ao serem incorporadas nas resinas compostas podem trazer alguns benefícios, necessitando este tema de ser mais estudado. (Hirata, 2011; Hilton et al., 2013; Bapat et al., 2019; Anusavice et al., 2021)

## *1.2.3 Outras resinas compostas*

### *1.2.3.1 À base de siloranos*

As resinas compostas à base de siloranos, como o nome indica, contêm o silorano como monómero base, que ajuda a reduzir a contração de polimerização. Estas resinas compostas contêm partículas de quartzo silanizado e uma matriz orgânica à base de silorano, o que lhe confere biocompatibilidade. (Hirata, 2011)

### 1.2.3.2 Bulk-fill

Mais recentemente foram introduzidas no mercado as resinas compostas Bulk-fill, que contém mais fotoiniciadores para além da Canforoquinona, permitindo a fotopolimerização com incrementos superiores a 2 mm com aparelhos fotopolimerizadores de alta intensidade (dos 1000 aos 2000 mW/cm<sup>2</sup>), uma vez que estes fotoiniciadores necessitam de um comprimento de onda mais baixo. (Nassar et al., 2018; Shimokawa et al., 2018)

Estas resinas compostas mostram-se bastante promissoras, sendo que podem ser fotopolimerizadas restaurações com 4 mm de espessuras, eliminando a necessidade de criar incrementos nas restaurações e diminuindo o tempo de trabalho. (Jafarnia et al., 2021)

Segundo alguns estudos estas resinas compostas têm uma menor contração de polimerização, ou seja, ocorre uma menor perda de volume durante a transformação de monómeros em polímeros, ficando a resina composta mais bem-adaptada ao dente. (Jafarnia et al., 2021)

As resinas compostas Bulk-fill têm também uma conversão de monómeros mais eficiente, e por serem mais translúcidas permitem a polimerização em incrementos maiores. Estas resinas compostas podem ser de alta viscosidade ou de baixa viscosidade. As resinas compostas de baixa viscosidade, por serem mais fluidas adaptam-se melhor e preenchem melhor cavidades mais profundas, mas necessitam de uma resina composta convencional como acabamento da restauração para diminuir o seu desgaste. Já as resinas compostas de alta viscosidade têm um maior conteúdo orgânico que lhes confere maior resistência e menor fluidez, podendo ser a única resina composta usada para fazer determinada restauração. (Arbildo-Vega et al., 2020)

### 1.3 Fotopolimerizadores

A radiação do espectro eletromagnético encontra-se dentro da luz visível, entre os 400 e os 700 nm, sendo que num extremo está a cor vermelha, entre os 600 e os 700 nm, e no outro a cor azul, entre os 400 e os 500 nm. Antes da cor azul encontra-se a cor ultravioleta, que tem um comprimento de onda inferior aos 380 nm. Na figura 1 podemos ver o espectro de luz visível. (Yoshino & Yoshida, 2018)

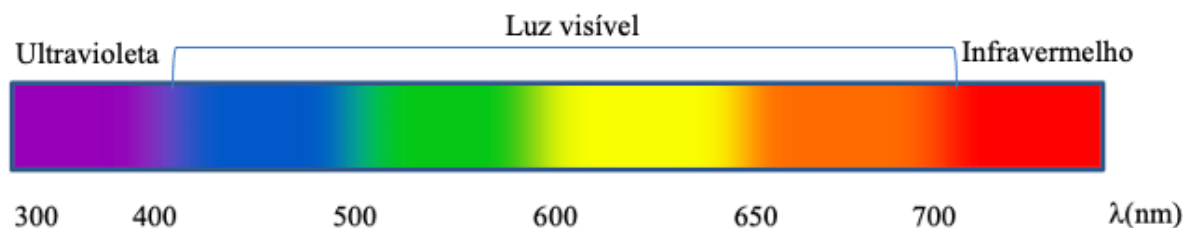


Figura 1, espectro de luz visível

As resinas compostas fotopolimerizáveis necessitam de luz num determinado comprimento de onda, numa determinada intensidade e durante um determinado período de tempo para iniciar a reação de polimerização, processo em que os monómeros se ligam quimicamente formando polímeros. (Mills et al., 1999; Michaud et al., 2014; Shimokawa et al., 2016; Price, 2017; Soares et al., 2018; Palin et al., 2018; Eren & Tutkan, 2019; Cadenaro et al., 2019; Besegato et al., 2019; Prezotto et al., 2020)

Sem esta polimerização as propriedades físicas e mecânicas da resina composta não serão atingidas, comprometendo o seu sucesso. São utilizados aparelhos fotopolimerizadores, de modo a fornecer a luz necessária para iniciar essa reação. A fotopolimerização é uma reação química dependente de luz, em que dois compostos reagem entre si, geralmente um fotoiniciador e um co-iniciador, gerando radicais livres, e iniciando assim a polimerização. Vários estudos comparam restaurações em resina composta com restaurações em amálgama, concluindo que as primeiras têm um maior risco de insucesso possivelmente devido a erros de fotopolimerização. (Mills et al., 1999; Michaud et al., 2014; Shimokawa et al., 2016; Price, 2017; Soares et al., 2018; Palin et al., 2018; Eren & Tutkan, 2019; Cadenaro et al., 2019; Besegato et al., 2019; Prezotto et al., 2020)

Estes erros podem levar a um menor grau de conversão, menor adesão e menores propriedades mecânicas, podendo resultar em fraturas, stress, infiltração marginal que pode levar a cáries secundárias, entre outros que serão explorados mais à frente. (Mills et al., 1999; Michaud et al., 2014; Shimokawa et al., 2016; Price, 2017; Soares et al., 2018; Palin et al., 2018; Eren & Tutkan, 2019; Cadenaro et al., 2019; Besegato et al., 2019; Prezotto et al., 2020)

Para uma polimerização correta deve-se avaliar o tipo de resina composta e os seus fotoiniciadores, de modo a escolher o comprimento de onda mais apropriado. A intensidade mínima deve ser de 300 mW/cm<sup>2</sup>, durante 20 segundos numa posição adequada, devendo o incremento de resina composta receber luz diretamente do fotopolimerizador. É necessário conjugar o tamanho da extremidade do fotopolimerizador com a dimensão do incremento de modo a não ficar resina composta fora dos limites do fotopolimerizador. (Haenel et al., 2015)

Aquando do aparecimento dos primeiros fotopolimerizadores, o comprimento de onda utilizado era na faixa do ultravioleta, e rondava os 365 nm. Atualmente o fotoiniciador mais utilizado nas resinas compostas é a Canforoquinona, ativada com a cor azul do espectro de luz visível, tendo por isso os aparelhos de fotopolimerização evoluído para comprimentos de onda entre os 400 e 500 nm. Geralmente utilizam uma lâmpada de halogéneo com um filtro que permite produzir este comprimento de onda, com uma intensidade de luz de 400 mW/cm<sup>2</sup>. Mantém-se a dúvida de se a luz que chega à base da restauração é suficiente, podendo estar a restauração totalmente polimerizada à superfície, mas não em profundidade. Os comprimentos de onda de cor violeta atravessam de uma maneira menos eficaz as resinas compostas comparativamente à luz de cor azul. (Mills et al., 1999; Price et al., 2015, 2016; Ribeiro et al., 2016; CR Foundation, 2016, 2021; Sampaio et al., 2017; Eren & Tutkan, 2019; Prezotto et al., 2020)

Os médicos dentistas procuram o aparelho de fotopolimerização ideal que lhes permita uma boa polimerização, sem erros, em pouco tempo, com um aparelho leve e portátil, e acima de tudo que não traga riscos para a sua saúde e do doente. Os fabricantes encontram-se constantemente a fazer melhorias nos mesmos, tendo recentemente surgido no mercado aparelhos mais ergonómicos, com extremidade ativa mais larga, cabo de fibra

ótica mais fino, maior potência e maior intensidade de luz. (Leprince et al., 2011; McCusker et al., 2013; CR Foundation, 2021)

Existem vários fatores que afetam a polimerização das resinas compostas que polimerizadas de maneira incorreta libertam compostos citóxicos. A profundidade da polimerização é bastante importante uma vez que a maioria dos fotopolimerizadores só consegue que a intensidade da luz alcance 1.5 a 2 mm de profundidade. A profundidade da polimerização está também dependente da opacidade da resina composta e da distância desta ao fotopolimerizador. A própria espessura da resina composta afeta a eficácia da polimerização dado que, à medida que a resina composta vai polimerizando a parte do incremento que está mais próximo da extremidade do fotopolimerizador, menos fótons a atravessam, fazendo com que o lado da restauração junto do dente fique com um menor grau de conversão se a espessura for muito elevada. (Santos et al., 2000; Jandt & Mills, 2013; CR Foundation, 2016; Price, 2017; Tomer et al., 2018; Nassar et al., 2018; Eren & Tutkan, 2019; Bookhan et al., 2019; Ritter et al., 2019)

Um fator muito importante é a extremidade do fotopolimerizador que é responsável pela transmissão da luz, pela sua distribuição e dispersão. Outro fator que influencia a fotopolimerização é o tempo de exposição. As *guidelines* indicam que aparelhos de baixa intensidade, entre os 500 e os 1000 mW/cm<sup>2</sup>, devem fotopolimerizar durante 15 a 20 segundos. Os aparelhos de alta intensidade, dos 1000 aos 2000 mW/cm<sup>2</sup>, devem fotopolimerizar com um ciclo de 10 segundos, ou 2 ciclos de 5 segundos. E os fotopolimerizadores de intensidade muito elevada, com mais de 2000 mW/cm<sup>2</sup>, devem fotopolimerizar com 2 ciclos de 3 segundos, ou de 5 segundos, com uma pausa entre ciclos. (Santos et al., 2000; Jandt & Mills, 2013; CR Foundation, 2016; Price, 2017; Tomer et al., 2018; Nassar et al., 2018; Eren & Tutkan, 2019; Bookhan et al., 2019; Ritter et al., 2019)

Fatores como a sujidade, o método de desinfecção, o modo como é utilizado pelo operador ou a eventual existência de uma fratura da extremidade do aparelho, podem reduzir a intensidade de emissão de luz do fotopolimerizador para valores inferiores aos supostos. (Santos et al., 2000; Jandt & Mills, 2013; CR Foundation, 2016; Price, 2017; Tomer et al., 2018; Nassar et al., 2018; Eren & Tutkan, 2019; Bookhan et al., 2019; Ritter et al., 2019)

Para conhecer as propriedades e os princípios da fotopolimerização, é necessário a compreensão de certos conceitos como a potência radiante, emitância radiante, irradiância, energia radiante, exposição radiante, densidade de energia radiante, potência radiante espectral, a irradiância espectral, a intensidade da luz e a eficácia luminosa.

- A potência radiante refere-se à energia por unidade de tempo. (Price, 2017)
  
- A emitância radiante é a potência radiante emitida por uma superfície. (Price, 2017; Palin et al., 2018; Eren & Tutkan, 2019; Cadenaro et al., 2019; Almeida et al., 2021)
  
- A irradiância é a potência radiante incidente sobre uma superfície, cuja área de superfície é conhecida. (Price, 2017; Palin et al., 2018; Eren & Tutkan, 2019; Cadenaro et al., 2019; Almeida et al., 2021)
  
- A energia radiante é a energia da fonte. (Price, 2017)
  
- A exposição radiante descreve a energia recebida por unidade de área. (Jandt & Mills, 2013; Kopperud et al., 2017; Price, 2017)
  
- A densidade de energia radiante refere-se ao volume de densidade energética. (Jandt & Mills, 2013; Kopperud et al., 2017; Price, 2017)
  
- A potência radiante espectral é a potência radiante em cada comprimento de onda do espectro eletromagnético. (Price, 2017)
  
- A irradiância espectral refere-se à irradiância recebida em cada comprimento de onda do espectro eletromagnético. (Price, 2017)
  
- A intensidade da luz corresponde à potência da luz por unidade de área. (Jandt & Mills, 2013; Kopperud et al., 2017; Price, 2017; Palin et al., 2018; Eren & Tutkan, 2019; Cadenaro et al., 2019; Almeida et al., 2021)

- A eficácia luminosa corresponde ao rácio de fluxo Luminoso emitido relativamente à energia consumida. (Jandt & Mills, 2013; Kopperud et al., 2017; Price, 2017; Palin et al., 2018; Eren & Tutkan, 2019; Cadenaro et al., 2019; Almeida et al., 2021)

Existem vários tipos de aparelhos fotopolimerizadores, que se podem classificar consoante a sua fonte de luz, como aparelhos de quartzo-tungsténio-halogéneo, aparelhos LED, laser e plasma. (Jandt & Mills, 2013; Price, 2017; Omid et al., 2018)

Segundo as normas ISO, a intensidade mínima do aparelho fotopolimerizador deve ser de 300 mW/cm<sup>2</sup> e deve estar entre os 400 e os 515 nanómetros. (Jandt & Mills, 2013; Price, 2017; Omid et al., 2018)

### 1.3.1 Quartzo-tungsténio-halogéneo

Os primeiros fotopolimerizadores a aparecer no mercado eram aparelhos que utilizavam uma lâmpada de quartzo-tungsténio-halogéneo, geralmente conhecidos como fotopolimerizadores de halogéneo. Estes fotopolimerizadores contêm um gás halogéneo à base de cloro e um filamento de tungsténio dentro de uma lâmpada de quartzo, que produzem luz ultravioleta e luz branca, esta tem de ser filtrada para que, maioritariamente, se transmita um comprimento de onda de cor azul do espectro de luz visível, contendo um largo espectro de emissão, dos 375 aos 510 nm. (Mills et al., 1999; Michaud et al., 2014; Selig et al., 2015; Ribeiro et al., 2016; Mahant et al., 2016; Price, 2017; Omid et al., 2018; Cadenaro et al., 2019; Prezotto et al., 2020)

Ao passar por este filamento de tungsténio uma corrente elétrica, o fio de tungsténio fica incandescente, e liberta átomos, libertando energia num largo espetro. Ao desligar a corrente elétrica, o fio de tungsténio arrefece e o halogéneo reposiciona os átomos de tungsténio libertados no filamento. Este tipo de aparelho de fotopolimerização tem um poder de irradiação e uma irradiância baixos, sendo necessário um tempo de fotopolimerização mais elevado. Geralmente estão ligados à eletricidade, consomem bastante energia, sendo que cerca de 1% da energia consumida transforma-se em luz, e o resto em calor, sendo necessário usar filtros térmicos, ou ventoinhas que são uma fonte de barulho e aumentam as dimensões do aparelho. Estes equipamentos emitem alguma luz infravermelha, o que gera bastante calor, podendo aumentar a temperatura pulpar. A

longevidade destas lâmpadas é de 40 a 100 horas, sendo a sua vida útil bastante curta. (Mills et al., 1999; Michaud et al., 2014; Selig et al., 2015; Ribeiro et al., 2016; Mahant et al., 2016; Price, 2017; Omidí et al., 2018; Cadenaro et al., 2019; Prezotto et al., 2020)

### 1.3.2 LED

Os aparelhos LED foram introduzidos no início dos anos 90 e têm por base lâmpadas de diodo emissoras de luz. São semicondutores, feitos de uma mistura de nitreto de gálio e nitreto de índio com impurezas que os ligam, gerando uma troca de elétrons que convertem energia em radiação visível. Têm um espectro de emissão pequeno, com uma janela de cerca de 50 nm, geralmente emitindo luz nos 430 a 480 nm, o que é uma das suas maiores vantagens visto que os fotoiniciadores geralmente utilizados nas resinas compostas tem um espectro de absorção máximo dentro deste intervalo (por exemplo a Canforoquinona com máxima absorção com um comprimento de onda de 468 nm). (Mills et al., 1999; Jandt & Mills, 2013; Watts, 2013; Michaud et al., 2014; Omidí et al., 2018; Price et al., 2017, 2020)

Se o aparelho LED for calibrado para o comprimento de onda dos fotoiniciadores vai-nos proporcionar uma fotopolimerização rápida e efetiva. Outra grande vantagem dos fotopolimerizadores LED é que são extremamente eficientes, tendo uma eficácia luminosa de cerca de 60 lm W<sup>-1</sup>, enquanto os aparelhos de quartzo-tungstênio-halogêneo tem uma eficácia luminosa de 25 lm W<sup>-1</sup>. Adicionalmente, são fotopolimerizadores eficientes energeticamente, sendo possível executar 75 ciclos de fotopolimerização com uma carga de bateria, tendo um tempo de vida útil de cem mil horas. (Mills et al., 1999; Jandt & Mills, 2013; Watts, 2013; Michaud et al., 2014; Omidí et al., 2018; Price et al., 2017, 2020)

Outras vantagens são a ausência de filtros e a existência de baterias, não sendo necessário estarem constantemente ligados à corrente elétrica para além de serem leves e fáceis de usar. (Mills et al., 1999; Jandt & Mills, 2013; Watts, 2013; Michaud et al., 2014; Omidí et al., 2018; Price et al., 2017, 2020)

Consoante a evolução das suas funcionalidades e características ao longo do tempo os fotopolimerizadores LED são divididos em três gerações.

Os aparelhos de primeira geração tinham cerca de 7 a 19 emissores LED individuais, pouca potência radiante (cerca de 100–400 mW/cm<sup>2</sup>) e uma emissão de luz dentro do espectro máximo de absorção da Canforoquinona, o que os tornava extremamente eficazes. No entanto, concluiu-se que estes aparelhos não tinham potência suficiente. (Pelissier et al., 2011; Wahbi et al., 2012; Michaud et al., 2014; Price et al., 2015, 2016, 2017; Mahant et al., 2016; Lee et al., 2017; Cadenaro et al., 2019; Pacheco et al., 2019; Prezotto et al., 2020; CR Foundation, 2016, 2021; Almeida et al., 2021)

Apareceram então os aparelhos LED de segunda geração, com uma maior potência (cerca de 1000 mW/cm<sup>2</sup> ou mais), um melhor design, uma diminuição do tempo de fotopolimerização, mas com a grande desvantagem de aquecerem mais, sendo que alguns aparelhos necessitam de ventoinhas. Nenhum destes fotopolimerizadores era propriamente eficaz em emitir comprimentos de onda menores que os 420nm. (Pelissier et al., 2011; Wahbi et al., 2012; Michaud et al., 2014; Price et al., 2015, 2016, 2017; Mahant et al., 2016; Lee et al., 2017; Cadenaro et al., 2019; Pacheco et al., 2019; Prezotto et al., 2020; CR Foundation, 2016, 2021; Almeida et al., 2021)

A introdução de co-iniciadores utilizados com o intuito de diminuir a concentração de Canforoquinona usada nas resinas compostas (devido à cor amarela que esta fornece às mesmas), e a ativação com um comprimento de onda de cerca de 410 nm, provocou a necessidade de desenvolver uma terceira geração de LEDs que permitisse fotopolimerizar estes elementos. Nesta geração foram incorporados LEDs com diferentes comprimentos de onda, criando assim um espectro de luz entre os 380 e os 500 nm, sendo capaz de ativar todos os fotoiniciadores usados atualmente nas resinas compostas. Estes fotopolimerizadores são também conhecidos como *multiwave* (ondas múltiplas), *polywave* (mais que uma onda) e *multipick* (multipico), e têm uma potência de mais de 1000 mW/cm<sup>2</sup>. No entanto estes aparelhos de terceira geração têm a desvantagem da luz não ser uniformemente distribuída pela ponta do fotopolimerizador, e conseqüentemente, pela restauração. Os LED de segunda e terceira geração são os aparelhos fotopolimerizadores mais utilizados. (Pelissier et al., 2011; Wahbi et al., 2012; Michaud et al., 2014; Price et al., 2015, 2016, 2017; Mahant et al., 2016; Lee et al., 2017; Cadenaro et al., 2019; Pacheco et al., 2019; Prezotto et al., 2020; CR Foundation, 2016, 2021; Almeida et al., 2021)

### 1.3.3 Laser

Os fotopolimerizadores laser (amplificação de luz por emissão estimulada de radiação) têm iões de argônio que geram vários pulsos intensos de cor azul do espectro de luz visível, num comprimento de onda entre os 450 e os 500 nm. Uma das suas grandes vantagens deve-se ao fato de gerarem pouco calor por emitirem pouca radiação infravermelha. No entanto estes tipos de aparelhos são caros, têm um espectro de emissão pequeno, e não possuem baterias, logo não são portáteis. Outra desvantagem é a reduzida dimensão da extremidade do fotopolimerizador, o que numa restauração de uma maior dimensão obriga à movimentação do aparelho para conseguirmos fotopolimerizar a restauração em toda a sua extensão. (Price, 2017; Tomer et al., 2018)

### 1.3.4 Arco de plasma

Os aparelhos de arco de plasma têm um largo espectro de emissão, uma alta irradiância e uma alta potência radiante. Funcionam através de dois elétrodos de tungsténio que estão rodeados por gás xenônio. Ao passar uma corrente elétrica forma-se uma faísca que ioniza o gás xenônio, formando-se uma fonte de luz. Utilizam um filtro para emissões de radiação ionizante, e para filtrar o excesso de calor gerado durante a polimerização. Estes aparelhos fotopolimerizam incrementos de 2 mm em 3 ou 5 segundos, mas são extremamente caros, barulhentos, não são portáteis e não têm baterias. (Wahbi et al., 2012; Price, 2017; Tomer et al., 2018)

Existem algumas marcas que utilizam várias extremidades para o fotopolimerizador consoante o comprimento de onda pretendido como por exemplo: uma extremidade de fotopolimerizador com um comprimento de onda de 470 nm para fotopolimerizar a Canforoquinona, uma extremidade de fotopolimerizador de espectro total para branqueamentos e uma extremidade de fotopolimerizador de 430 nm para fotoiniciadores alternativos. Esta multiplicidade de extremidades do fotopolimerizador tornou-o confuso e menos atrativo para os profissionais. (Wahbi et al., 2012; Price, 2017; Tomer et al., 2018)

### 1.3.5 Advertências

Um dos perigos dos fotopolimerizadores é o aumento da temperatura pulpar. Este aumento é frequente em medicina dentária devido aos instrumentos utilizados, como instrumentos rotatórios, lasers ou até mesmo as resinas compostas. Geralmente os instrumentos como a turbina e o contra-ângulo têm sistemas de irrigação que ajudam a arrefecer tanto as brocas como o próprio dente. Durante a restauração não existe irrigação, podendo ser originado calor tanto pelo fotopolimerizador como pela reação de polimerização da resina composta (que é exotérmica), podendo causar hipersensibilidade, hiperalgesia e dor. Pode ocorrer necrose no dente, caso a subida de temperatura seja igual ou superior a 5.5°C. Uma queimadura na periferia da polpa pode afetar a camada de odontoblastos, desencadeando uma reação de inflamação. A incidência do fotopolimerizador sobre a mucosa oral pode criar também queimaduras. (Hanning & Bott, 1999; Jakubinek et al., 2008; Mahant et al., 2016; Vinagre et al., 2019; Jo et al., 2019; Pacheco et al., 2019)

Zarpellon et al., em 2018, fizeram testes in vivo, com 8 voluntários, de várias idades e ambos os géneros, na universidade de Ponta Grossa no Brasil, que por razões ortodônticas necessitavam de extrair um primeiro molar. Foram feitas classes V nos dentes, e foi feita uma abertura na face oclusal onde se inseriu uma sonda que registou a temperatura pulpar. Foi utilizado um fotopolimerizador LED polywave, sendo que a maioria dos dentes não sofreu aumentos de temperatura iguais ou superiores a 5,5°C. (Zarpellon et al., 2018)

Em 2015 foi também publicado um estudo semelhante, por Runnacles et al., realizado com 15 pré-molares superiores intactos que seriam extraídos por razões ortodônticas. Em todos os dentes foi feita uma cavidade na face oclusal que chegou à polpa, e por onde se inseriu uma sonda para registar a temperatura pulpar. Após a temperatura estabilizar, cada dente foi fotopolimerizado pela face vestibular com um fotopolimerizador LED polywave de terceira geração, durante 10 segundos em baixa intensidade, 10 segundos em alta intensidade, 5 segundos na intensidade turbo e 60 segundos em alta intensidade, esperando 7 minutos entre cada exposição para que a temperatura estabilizasse. Em nenhum dos modos foi registado um aumento de temperatura superior aos 5.5°C necessários para causar necrose. A diferença de temperatura registada foi entre os 0.5 e os 4.8°C. (Runnacles et al., 2015)

Os comprimentos de onda com menos de 400 nm, de cor ultravioleta no espectro de luz, podem causar dano ocular e dermatológico, e por isso nos anos 80 começou-se a usar a luz nos comprimentos de onda entre os 400 e os 500 nm. Por outro lado, os comprimentos de onda entre os 435 e 440 nm são os que maior dano fazem à retina, sendo por isso importante que o médico dentista não olhe diretamente para a luz do fotopolimerizador e que utilize uns óculos protetores de bloqueio de luz azul. Este perigo é descrito como o *Blue Light Hazard*, podendo acelerar o envelhecimento da retina, causar degeneração da mácula (uma região da retina que nos permite ver detalhes), causar problemas na córnea ou fotoceratite (equivalente a uma queimadura da córnea). (Uhl et al., 2006; Price et al., 2016; Kopperud et al., 2017; Yoshino & Yoshida, 2018).

A Comissão Internacional de Proteção para Radiações Não Ionizantes, definiu para a exposição de luz visível de cor azul aos olhos (sem óculos de proteção) com os fotopolimerizadores, um tempo limite de exposição de 5 minutos durante um dia de trabalho. A ultrapassagem deste limite diário durante o seu período laboral pode levar a sérios problemas de saúde. (Uhl et al., 2006; Price et al., 2016; Kopperud et al., 2017; Yoshino & Yoshida, 2018).

É recomendado o uso de óculos protetores contra a luz azul durante a fotopolimerização. Estes, para além de protegerem os olhos do operador possibilitam a visão durante a intervenção e a manutenção da extremidade do fotopolimerizador sobre a restauração, garantindo que esta está a receber a luz necessária e evitando que este se desvie e provoque queimaduras na mucosa. (Price et al., 2016)

Em 2017, Oliveira et al., realizaram um estudo no Brasil que comparou a utilização de fotoiniciadores que requerem comprimentos de onda maiores (na ordem da cor vermelha) para que ocorra a sua polimerização, com fotoiniciadores que requerem comprimentos de onda mais baixos (cor azul). Este estudo concluiu que a utilização de fotoiniciadores que requerem comprimento de onda na ordem da cor vermelha podem aumentar a profundidade de polimerização e diminuir o calor gerado durante a fotopolimerização. No entanto este assunto requer mais estudos. (Oliveira et al., 2017)

Estudos que comparam o aumento de temperatura pulpar após fotopolimerização com diferentes aparelhos fotopolimerizadores revelam que esta é significativamente menor em polymerizações com aparelhos LED, de terceira geração do que com aparelhos LED de segunda geração ou com aparelhos de quartzo-tungstênio-halógeno. Num estudo realizado por Mahant et al., em 2016, em que foram realizadas fotopolimerizações com lâmpadas de quartzo-tungstênio-halógeno a 3 mm de distância, foi registado um aumento de temperatura pulpar entre os 4,5 e os 7,2°C. Para os fotopolimerizadores LED foram registados intervalos de aumentos de temperatura de 2,5 a 4,8°C e de 1,7 a 2,5°C respetivamente para as do segunda e terceira geração. (Mahant et al., 2016)

Hoje em dia, com a disponibilidade da internet e a facilidade de compra online, existem inúmeros fotopolimerizadores à venda online bastante baratos. No entanto não se sabe a fiabilidade destes aparelhos. Em 2013 foi feito um estudo pela CR Foundation, que comparou 11 fotopolimerizadores comprados na internet, com um preço inferior a 100 dólares. Quase nenhum dos fotopolimerizadores vinha com informações ou disponibilizavam apoio técnico local, nenhum disponibilizava precauções elétricas ou de segurança, e as instruções encontravam-se mal traduzidas. Destes 11 fotopolimerizadores, todos tinham uma intensidade superior a 1000 mW/cm<sup>2</sup>, com um espectro pequeno, na ordem dos 450 nm. Dois deles tinham radiómetros integrados. O autor afirma que nenhum dos 11 fotopolimerizadores possuía uma extremidade do fotopolimerizador de tamanho satisfatório que permitisse fotopolimerizar uma restauração maior. Defende que apesar dos fotopolimerizadores funcionarem e apresentarem uma intensidade suficiente, estes não demonstram durabilidade e o material denota ser de baixa qualidade. (CR Foundation, 2013)

Existem estudos que defendem que em certas condições podemos fotopolimerizar resinas compostas bulkfill com incrementos de 4 mm, durante 40 segundos, diminuindo bastante o tempo de cadeira. No entanto estes 40 segundos podem trazer um aumento de temperatura acima dos 5,5°C. O tipo de resinas compostas, os fotoiniciadores e os fotopolimerizadores utilizados no estudo poderão ter alterado as conclusões a que se chegaram, sendo necessário investigar o efeito destas mudanças na estabilidade, durabilidade e adesão das resinas compostas. (Hardy et al., 2018)

## 1.4 Check-Up

De pouco serve ter um fotopolimerizador desregulado, que não alcance a intensidade mínima recomendada de 400 mW/cm<sup>2</sup>, sendo por isso aconselhável os consultórios terem um radiómetro e confirmarem periodicamente os seus fotopolimerizadores. A maioria dos radiómetros tem um desvio elevado.

A melhor maneira de confirmar a eficácia do fotopolimerizador é monitorizando-o regularmente, recorrendo a radiómetros ou espectrómetros. O sistema MARC (*managing accurate resin curing*) fornece-nos informações como a intensidade, o espectro, a energia fornecida, o tempo necessário para fotopolimerização e para ocorrer dano pulpar, entre outras, e permite-nos avaliar estes parâmetros em diferentes fotopolimerizadores, com diferentes resinas compostas, em que se pode alterar desde a matiz, ao croma, e até à espessura do incremento. (CR Foundation, 2010, 2021; (Solutions for Dentists | Get Better Results Using Dental Curing Lights, 2018)

O radiómetro CheckUp (BlueLight Analytics, Canada) utiliza um algoritmo de aprendizagem automática, feito com base em várias medições realizadas por uma esfera integradora e um espectrómetro. Este algoritmo compara e ajusta-se consoante as características de diferentes fotopolimerizadores, fornecendo um nível de especificidade elevado a cada teste. Este aparelho mede a intensidade, a irradiância, o espectro de luz, a área ativa, o perfil do feixe de luz, o calor gerado e a resistência do fotopolimerizador, fornecendo essas informações na aplicação. (User, 2021)

O sistema permite-nos entender se as restaurações estão a ser fotopolimerizadas da maneira correta, e ajuda-nos a perceber como poderemos melhorar. É um aparelho compacto, com um software, extremamente intuitivo e simples de usar, tem uma base de dados bastante extensa, que inclui fotopolimerizadores pulsáveis e diferentes marcas de materiais. É rápido a disponibilizar os resultados demorando apenas alguns segundos. Para além disso, a aplicação de telemóvel permite-nos criar grupos, podendo seguir um fotopolimerizador e agrupar os seus resultados, e envia-nos notificações como lembretes para testarmos os nossos aparelhos. Tem a grande vantagem de podermos fazer ao nosso ritmo, tirando apenas uns minutos por dia para testar os aparelhos. (CR Foundation, 2010, 2021; (Solutions for Dentists | Get Better Results Using Dental Curing Lights, 2018)

Na figura 2 podemos ver o aparelho CheckUp, e na figura 3 vemos uma imagem tirada da aplicação depois de um dos testes feitos neste estudo.



Figura 2 – Equipamento checkUp da BlueLight Analytics

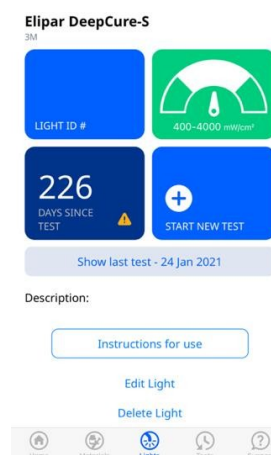


Figura 3 – Página da aplicação checkUp

#### 1.4.1 Esfera Integradora

A esfera integradora é um dispositivo frequentemente utilizado para medir as características óticas de um meio turvo, ou seja, a refletância e deflexão, e é capaz de medir o fluxo luminoso emitido por uma fonte de luz. É composta por uma cavidade oca, pintada de branco e revestida internamente por um material refletor difuso geralmente com PTFE (politetrafluoretileno) ou BaSO<sub>4</sub> (sulfato de bário). Este material permite uma iluminação homogênea do interior da esfera. Na superfície da esfera existem pequenas aberturas, geralmente com uma área inferior a 5% da área total da esfera, que permitem a entrada da fonte de luz e de sensores. Existe uma lâmpada de referência de fluxo radiante espectral credenciada para calibrar o sistema, uma lâmpada auxiliar que serve para monitorizar a taxa de transferência da esfera enquanto se adiciona ou retira objetos da mesma, um espectrómetro e uma fonte de energia que permita que as lâmpadas funcionem com a corrente certa. O espectrómetro encontra-se ligado a um computador para registar os dados. Na figura 4 podemos ver um esquema de uma esfera integradora. (Leyre et al., 2014; Bergin et al., 2020; Loudin, 2021)

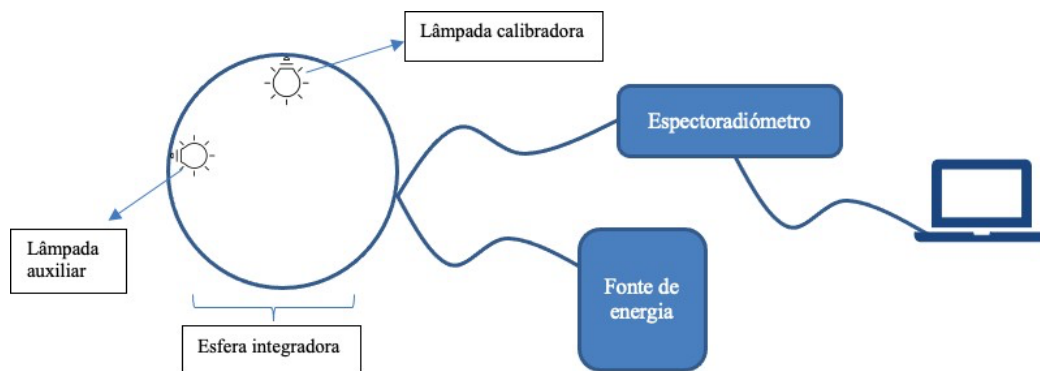


Figura 4 – Esquema de uma esfera integradora, adaptado de Labsphere

Para medir o fluxo luminoso de um fotopolimerizador com uma esfera integradora teríamos de seguir quatro passos. Primeiro colocamos a lâmpada calibradora dentro da esfera e a lâmpada auxiliar na superfície da esfera. Ligamos a lâmpada calibradora de modo a calibrar a esfera (figura 5). (Labsphere, 2020)

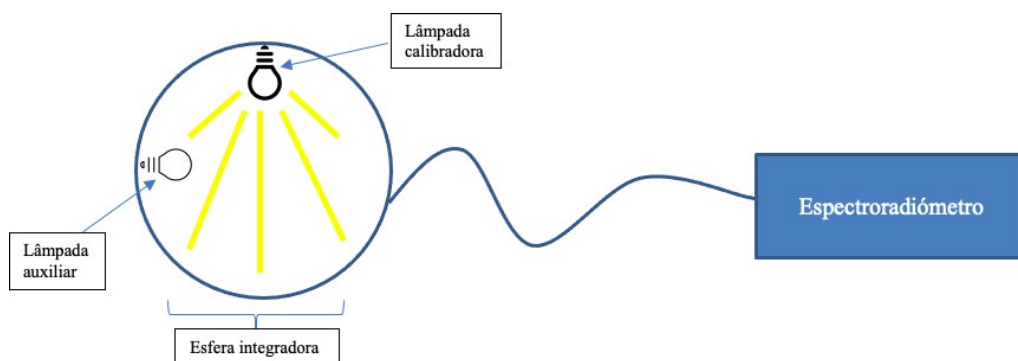


Figura 5 – Primeiro passo de funcionamento de uma esfera integradora, Esquema de uma esfera integradora, adaptado de Labsphere

De seguida desligamos a lâmpada calibradora e ligamos a lâmpada auxiliar para obtermos a taxa de transferência da esfera com a lâmpada calibradora (figura 6). (Labsphere, 2020)

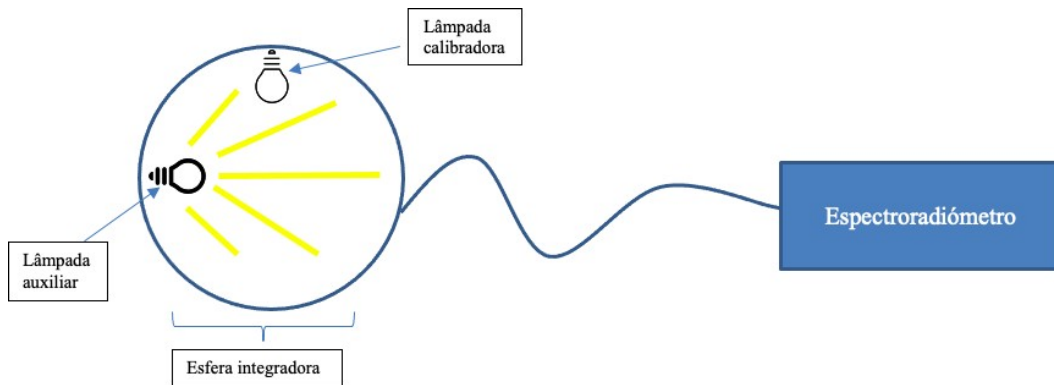


Figura 6 - Segundo passo de funcionamento de uma esfera integradora, Esquema de uma esfera integradora, adaptado de Labsphere

O terceiro passo é colocar a extremidade de luz do fotopolimerizador na esfera, mantendo-o desligado, e ligar a lâmpada auxiliar, de modo a medir a taxa de transferência da esfera com o fotopolimerizador (figura 7). (Labsphere, 2020)

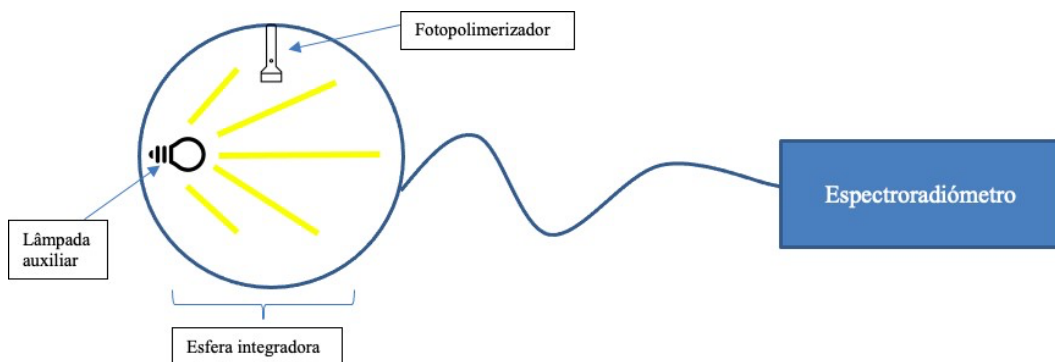


Figura 7 - Terceiro passo de funcionamento de uma esfera integradora, Esquema de uma esfera integradora, adaptado de Labsphere

Por fim desligamos a lâmpada auxiliar e ligamos o fotopolimerizador, registrando as suas propriedades óticas (figura 8). (Labsphere, 2020)

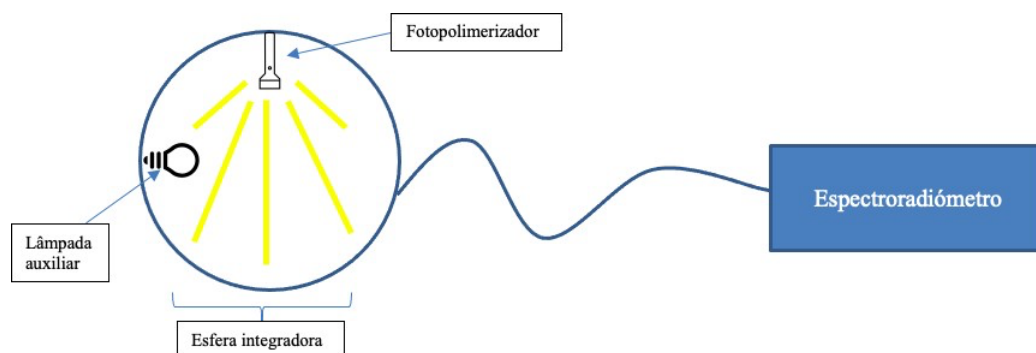


Figura 8 - Quarto passo de funcionamento de uma esfera integradora, Esquema de uma esfera integradora, adaptado de Labsphere



## 2 Objetivos

O presente estudo tem como objetivos:

- 1) Avaliar com o radiômetro CheckUp (BlueLight Analytics, Canada) se a intensidade de luz azul medida na base de uma resina composta Filtek Universal (3M, Alemanha) durante a polimerização de 20 segundos com um fotopolimerizador LED, nas espessuras de 0,5, 1 e 2 mm, e nos cromas A1, A2 e A3, atinge o valor mínimo de 300 mW/cm<sup>2</sup>.
  
- 2) Avaliar com o radiômetro CheckUp (BlueLight Analytics, Canada) se a intensidade de luz que atravessa a resina composta Filtek Universal (3M, Alemanha) durante a polimerização de 20 segundos, nas espessuras de 0,5, 1 e 2 mm, e nos cromas A1, A2 e A3, é suficiente para gerar um aumento de temperatura na polpa superior a 5,5°C.

## 3 Hipótese de estudo

- 1) H<sub>01</sub> - Não existem diferenças significativas na intensidade de luz azul que atravessa uma resina composta Filtek Supreme (3M, Alemanha), nas espessuras de 0,5, 1 e 2 mm, e nos cromas A1, A2 e A3.

H<sub>11</sub> - Existem diferenças significativas na intensidade de luz azul que atravessa uma resina composta Filtek Supreme (3M, Alemanha), nas espessuras de 0,5, 1 e 2 mm, e nos cromas A1, A2 e A3.

- 2) H<sub>02</sub> - Não existem alterações significativas na temperatura de uma amostra de resina composta Filtek Supreme (3M, Alemanha) ao fim de 20 segundos de polimerização com uma luz azul, nas espessuras de 0,5, 1 e 2 mm, e nos cromas A1, A2 e A3.

H<sub>12</sub> - Existem alterações significativas na temperatura de uma amostra de resina composta Filtek Supreme (3M, Alemanha) ao fim de 20 segundos de polimerização com uma luz azul, nas espessuras de 0,5, 1 e 2 mm, e nos cromas A1, A2 e A3.



#### 4 Materiais e métodos

Foram confeccionadas um total de 90 amostras de resina composta Filtek Universal (3M, Alemanha) nas cores A1, A2 e A3 (figura 9) e com as espessuras de 0,5, 1 e 2 mm, num dispositivo Porcelain Sampler (Smile Line, Suíça) (figura 10). Na tabela 2 podemos ver um resumo dos grupos formados.



Figura 9 – Resinas compostas utilizadas



Figura 10 – Porcelain Sampler

Tabela 2– Resumo dos grupos

Grupo	Cor	N	Espessura
1	A1	10	0,5
2	A1	10	1
3	A1	10	2
4	A2	10	0,5
5	A2	10	1
6	A2	10	2
7	A3	10	0,5
8	A3	10	1
9	A3	10	2

No total foram utilizadas 90 amostras (figura 11 - amostras de resina composta A1 de 0,5 mm, 1 mm e 2 mm; figura 12 resina composta A2 de 0,5 mm, 1 mm e 2 mm e figura 13 amostras da resina composta A3 de 0,5 mm, 1 mm e 2 mm).



*Figura 11 - Amostras de 0,5, 1 e 2 mm de resina composta A1*



*Figura 12 - Amostras de 0,5, 1 e 2 mm de resina composta A2*



*Figura 13 Amostras de 0,5, 1 e 2 mm de resina composta A3*

Para a confecção de cada amostra, a resina composta foi colocada no Porcelain Sampler previamente calibrado com a espessura pretendida (figura 10) e compactada com uma espátula LMarte Modella, (LM-Dental, Finlândia). Foi colocada uma base de vidro transparente sobre a resina composta, criando uma superfície lisa, uniforme e compacta. A resina composta foi polimerizada com um fotopolimerizador Elipar DeepCure-L (3M, Alemanha), com uma incidência de aproximadamente 1300 mW/cm<sup>2</sup> através de um vidro por 20 segundos.

A amostra de resina composta foi removida do Porcelain Sampler, medida a sua espessura com uma Craveira Digital Toolland (Velleman nv, Bélgica) e polida com uma lixa de grão fino até atingir a espessura desejada com  $\pm 0,03$  mm, etiquetada e guardada em caixas de petri para posterior análise.

Cada amostra foi inserida na base de leitura do CheckUp (BlueLight Analytics, Canada), e efetuadas as medições da intensidade de luz que passa através de cada amostra de resina composta ao ser polimerizada com o fotopolimerizador Elipar DeepCure-S (figura 14), durante 20 segundos. A cada dez amostras, foi medida a intensidade do fotopolimerizador com o aparelho CheckUp (BlueLight Analytics, Canada).



Figura 14 – Fotopolimerizador Elipar DeepCure-S

No início do estudo, foi analisada a intensidade da luz do fotopolimerizador, registrando um valor de 1391 mW/cm<sup>2</sup>, e no fim, após cerca de 100 fotopolimerizações o valor registrado foi de 1382 mW/cm<sup>2</sup>. Tanto no início como no fim do estudo, o tempo necessário para causar dano pulpar, a 0 mm de distância, foi de 13 segundos.

Para a análise estatística os dados foram inseridos no programa SPSS (IBM SPSS Statistics 26, Chicago, USA) e foram realizados testes de normalidade Shapiro-Wilk, sendo que todos os grupos tiveram uma distribuição normal pelo que se pode prosseguir com testes paramétricos. Foi realizado o teste *Two Way* ANOVA com um intervalo de confiança a 95%.



## 5 Resultados

Na tabela 3 podemos observar a espessura de cada amostra, a intensidade registada para cada amostra, a média de intensidades por grupo, o seu desvio padrão para um intervalo de confiança a 95%. Podemos também observar o tempo necessário para que ocorra dano pulpar por amostra, a sua média por grupo, bem como o seu desvio padrão para um intervalo de confiança a 95%.

A intensidade máxima registada foi de 723 mW/cm<sup>2</sup>, registada para o grupo 1, e a intensidade mínima foi de 133 mW/cm<sup>2</sup>, registada para o grupo 9.

A intensidade média total da experiência foi de 399 mW/cm<sup>2</sup>.

O máximo de tempo necessário para que ocorra dano pulpar registado foi de 135 segundos, no grupo 9, para uma resina composta A3, com 2 mm de espessura. O tempo mínimo foi de 25 segundos, no grupo 1, para uma resina composta A1 com 0,48 mm de espessura.

A média de tempo necessário para dano pulpar foi de 60 segundos.

Tabela 3 – Diferentes grupos, com respectivas cores, espessuras, intensidades, tempo necessário para que ocorra dano pulpar e média, desvio padrão e intervalo de confiança tanto para intensidades como para o tempo necessário para que ocorra dano pulpar.

Grupo	Cor	Espessura (mm)	Espessura exata (mm)	Intensidade de luz (mW/cm <sup>2</sup> )	Média (mW/cm <sup>2</sup> )	Desvio padrão	Intervalo de confiança a 95%	Tempo necessário para que ocorra dano pulpar (s)	Média (s)	Desvio Padrão	Intervalo de confiança a 95%										
1	A1	0,5	0,48 - 0,53	703	656,20	38,479	628,67 - 683,73	26	27,50	1,434	26,47 - 28,53										
				723				25													
				677				27													
				677				27													
				634				28													
				655				27													
				643				28													
				602				30													
				616				29													
				632				28													
2	A1	1	0,98 - 1,03	491	446,20	17,593	433,61 - 458,79	37	40,30	1,337	39,34 - 41,26										
				441				41													
				437				41													
				446				40													
				438				41													
				437				41													
				450				40													
				453				40													
				444				40													
				425				42													
3	A1	2	1,98 - 2,03	213	205,90	12,485	196,97 - 214,83	84	87,60	5,661	83,55 - 91,65										
				206				87													
				222				81													
				192				94													
				191				94													
				184				98													
				602				30													
				668				27													
				4				A2				0,5	0,49 - 0,51	617	615,90	21,937	600,21 - 631,59	29	29,30	1,059	28,54 - 30,06
														624				29			
621	29																				
611	29																				

				625				29			
				603				30			
				587				31			
				601				30			
				382				47			
				382				47			
				380				47			
				389				46			
5	A2	1	0,99 1,02	– 398 439 402	398,60	19,403	384,72 – 412,48	45 41 45	45,10	2,079	43,61 – 46,59
				425				42			
				391				46			
				398				45			
				188				96			
				168				107			
				185				98			
				181				99			
6	A2	2	1,98 2,01	– 178 148	168,80	14,312	158,56 – 179,04	101 122	107,30	9,214	100,71 – 113,89
				151				119			
				163				110			
				171				105			
				155				116			
				564				32			
				582				31			
				627				29			
				632				28			
7	A3	5	0,49 0,51	– 556 562 643	595,00	33,297	571,18 – 618,82	32 32 28	30,30	1,703	29,08 – 31,52
				565				32			
				620				29			
				599				30			
				401				45			
				341				53			
				333				54			
8	A3	1	0,99 - 1	379 415 402	372,70	33,062	349,05 – 396,35	48 43 45	48,70	4,547	45,45 – 51,95
				369				49			
				380				47			

				315				57			
				392				46			
				133				135			
				135				133			
				146				124			
				134				134			
9	A3	2	1,98 2,01	137	139,30	6,308	134,79 – 143,81	132	129,50	5,401	125,64 – 133,36
				139				129			
				154				117			
				139				129			
				139				130			
				137				132			

Na tabela 4 e 5 estão descritos testes feitos à posteriori dos subconjuntos homogêneos. Na tabela 4 podemos ver o tempo médio que seria necessário para atingir dano pulpar consoante a cor da resina composta, e na tabela 5 podemos ver esta média de tempo consoante as diferentes espessuras das amostras. O tempo médio que seria necessário para que ocorresse dano pulpar, para as amostras de cor A1 foi de 52 segundos, para as de cor A2 foi de 61 segundos e para as de cor A3 de 70 segundos. Já para os incrementos de 0,5 mm foi de 29 segundos, para os de 1 mm foi de 45 segundos, e para os de 2 mm foi de 108 segundos.

Tabela 4– Tempo médio para dano pulpar consoante a cor, n=30

Tempo médio para que ocorra dano pulpar (s)			
Cor	1	2	3
A1	52		
A2		61	
A3			70

Tabela 5– Tempo médio para dano pulpar consoante a espessura, n=30

Tempo médio para dano pulpar (s)			
Espessura (mm)	1	2	3
0,5	29		
1		45	
2			108

No gráfico 1 conseguimos comparar as médias marginais estimadas de tempo necessário para que ocorresse dano pulpar, em segundos, consoante a cor. Podemos observar que as médias para as diferentes cores, mas com as mesmas espessuras, não se relacionaram. No gráfico 2 podemos ver que o contrário, a mesma espessura com cores diferentes, já obtém valores que se relacionaram.

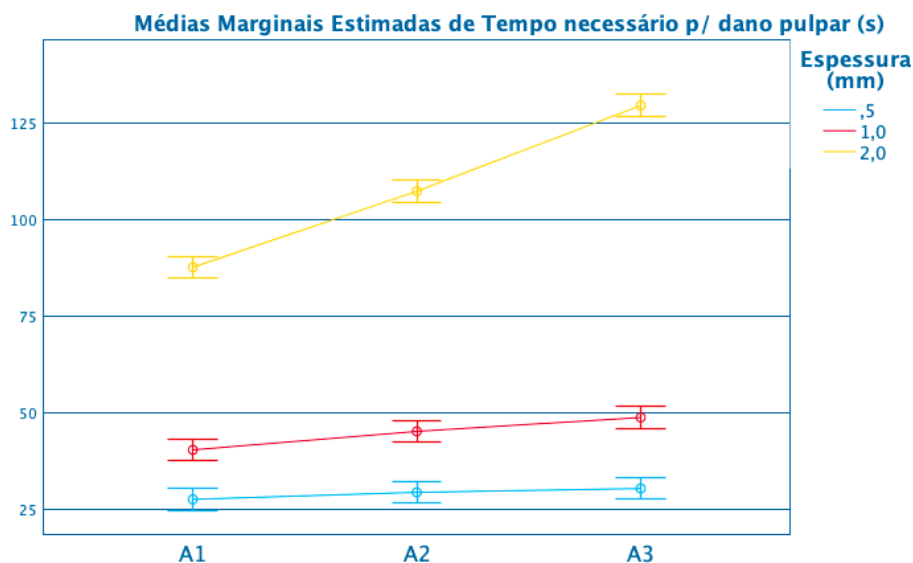


Gráfico 1 – Médias marginais estimadas de tempo necessário para que ocorra dano pulpar segundo a espessura.

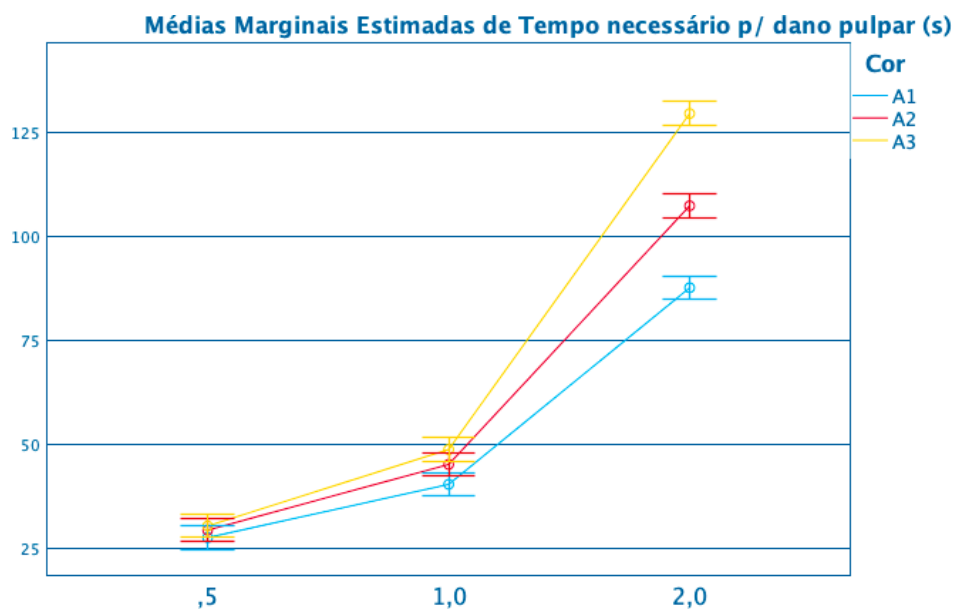


Gráfico 2 – Médias marginais estimadas de tempo necessário para que ocorra dano pulpar segundo a cor.

Na tabela 6 podemos observar uma relação das médias de intensidade entre os diferentes grupos, sendo que o grupo 9 obteve a média mais baixa, e o grupo 1 a mais elevada. As médias que se encontram na mesma coluna são semelhantes, não existindo uma diferença estatística relevante entre si.

*Tabela 6 - Intensidade média consoante os diferentes grupos, e a sua relação*

		Intensidade (mW/cm <sup>2</sup> )					
Grupo	N	1	2	3	4	5	6
9	10	139,30					
6	10	168,80					
3	10		205,90				
8	10			372,70			
5	10			398,60			
2	10				446,20		
7	10					595,00	
4	10					615,90	
1	10						656,20
Sig.		,153	1,000	,299	1,000	,592	1,000

Na tabela 7 encontram-se as relações das médias relativamente ao tempo que seria necessário para que ocorresse dano pulpar, onde podemos observar que o grupo 1 teve uma média mais baixa, sendo o grupo que menos tempo necessitaria para que ocorresse dano pulpar, e o grupo 9 o que mais tempo necessitaria, devido à sua espessura de 2 mm e croma mais elevado (A3).

Tabela 7 – Média do tempo necessário para que haja dano pulpar consoante o grupo e a sua relação

Grupo	N	Tempo necessário para dano pulpar (s)					
		1	2	3	4	5	6
1	10	27,50					
4	10	29,30					
7	10	30,30					
2	10		40,30				
5	10		45,10	45,10			
8	10			48,70			
3	10				87,60		
6	10					107,30	
9	10						129,50
Sig.		,893	,295	,679	1,000	1,000	1,000

Como podemos observar no gráfico 3, o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade são inversamente proporcionais.

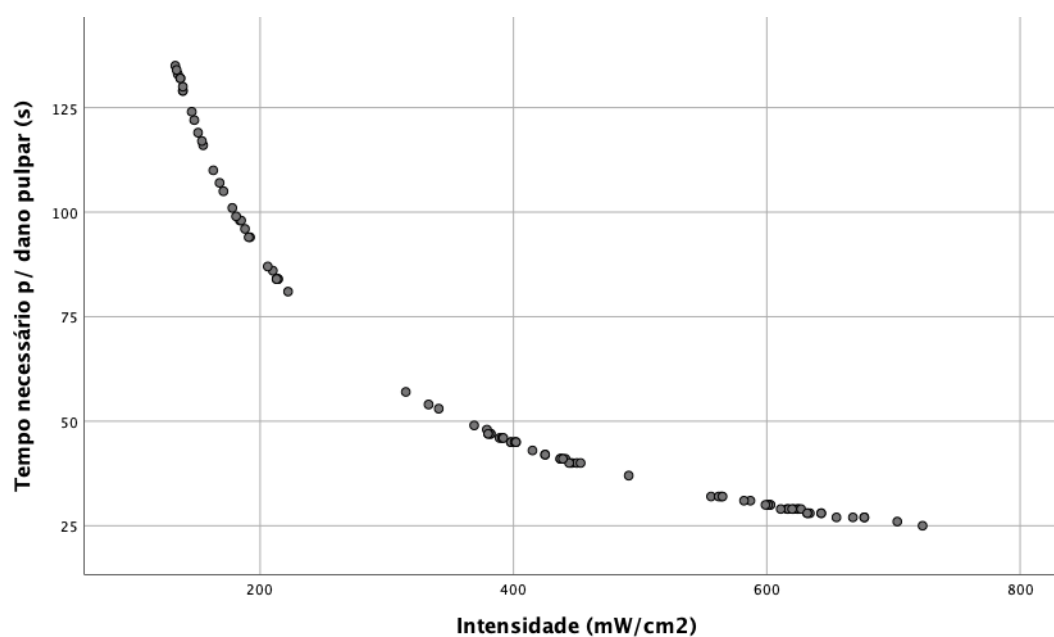


Gráfico 3 – Relação entre tempo necessário para que ocorra dano pulpar e intensidade

Na tabela 8 temos um teste *post-hoc* de comparações múltiplas onde podemos ver esta relação direta entre as médias de cada grupo, tanto para a intensidade como para o tempo necessário para que ocorra dano pulpar, e a sua significância, ou seja resultados que tenham um  $p < 0,05$  são estatisticamente significantes, e os resultados acima deste valor, insignificantes, ou seja a diferença entre os grupos com um  $p > 0,05$  é estatisticamente insignificante.

Tabela 8 – Relação da intensidade entre grupos, e a sua significância, e a relação entre grupos da temperatura necessária para que ocorra dano pulpar e a sua significância

Variável dependente	(I) Grupo	(J) Grupo	Diferença média (I-J)	Significância (p)
Intensidade (mW/cm <sup>2</sup> )	1	2	210,000*	<0,05
		3	450,300*	
		4	40,300*	
		5	257,600*	
		6	487,400*	
		7	61,200*	
		8	283,500*	
		9	516,900*	
		1	-210,000*	
		3	240,300*	
		4	-169,700*	
		5	47,600*	<0,05
		6	277,400*	
		7	-148,800*	
		8	73,500*	
	9	306,900*		
	3	1	-450,300*	<0,05
		2	-240,300*	
		4	-410,000*	
		5	-192,700*	
		6	37,100*	
		7	-389,100*	
		8	-166,800*	
	9	66,600*		
	4	1	-40,300*	<0,05

		2	169,700*	
		3	410,000*	
		5	217,300*	
		6	447,100*	
		7	20,900	0,592
		8	243,200*	<0,05
		9	476,600*	
		1	-257,600*	
		2	-47,600*	
		3	192,700*	<0,05
		4	-217,300*	
		6	229,800*	
		7	-196,400*	
		8	25,900	,299
		9	259,300*	<0,05
		1	-487,400*	
		2	-277,400*	
		3	-37,100*	
		4	-447,100*	<0,05
		5	-229,800*	
		7	-426,200*	
		8	-203,900*	
		9	29,500	,153
		1	-61,200*	
		2	148,800*	<0,05
		3	389,100*	
		4	-20,900	,592
		5	196,400*	
		6	426,200*	<0,05
		8	222,300*	
		9	455,700*	
		1	-283,500*	
		2	-73,500*	<0,05
		3	166,800*	
		4	-243,200*	
		5	-25,900	,299
		6	203,900*	
		7	-222,300*	<0,05
		9	233,400*	
	9	1	-516,900*	<0,05

		2	-306,900*	
		3	-66,600*	
		4	-476,600*	
		5	-259,300*	
		6	-29,500	,153
		7	-455,700*	
		8	-233,400*	<0,05
	1	2	-12,800*	<0,05
		3	-60,100*	
		4	-1,800	,992
		5	-17,600*	<0,05
		6	-79,800*	
		7	-2,800	,893
		8	-21,200*	<0,05
		9	-102,000*	
	2	1	12,800*	
		3	-47,300*	<0,05
		4	11,000*	
		5	-4,800	,295
		6	-67,000*	<0,05
		7	10,000*	
		8	-8,400*	<0,05
		9	-89,200*	
Tempo necessário p/ dano pulpar (s)	3	1	60,100*	
		2	47,300*	<0,05
		4	58,300*	
		5	42,500*	
		6	-19,700*	
		7	57,300*	
		8	38,900*	
		9	-41,900*	
	4	1	1,800	,992
		2	-11,000*	
		3	-58,300*	<0,05
		5	-15,800*	
		6	-78,000*	
		7	-1,000	1,000
		8	-19,400*	<0,05
		9	-100,200*	
	5	1	17,600*	<0,05

		2	4,800	,295	
		3	-42,500*	<0,05	
		4	15,800*		
		6	-62,200*		
		7	14,800*		
		8	-3,600		,679
		9	-84,400*	<0,05	
		6	1	79,800*	<0,05
			2	67,000*	
	3		19,700*		
	4		78,000*		
	5		62,200*		
	7		77,000*		
	8		58,600*		
	9		-22,200*		
	7		1	2,800	
		2	-10,000*	<0,05	
		3	-57,300*		
		4	1,000		1,000
		5	-14,800*	<0,05	
		6	-77,000*		
		8	-18,400*		
		9	-99,200*		
		1	21,200*		<0,05
	2	8,400*			
	3	-38,900*			
	4	19,400*			
	5	3,600	,679		
	6	-58,600*	<0,05		
	7	18,400*			
	9	-80,800*			
	9	1	102,000*	<0,05	
		2	89,200*		
		3	41,900*		
		4	100,200*		
		5	84,400*		
6		22,200*			
7		99,200*			
8		80,800*			

No gráfico 4 podemos observar de uma forma esquemática: a média, o intervalo dos resultados e alguns dos *outliers* verificados para os 9 grupos consoante a intensidade. Podemos verificar que para os grupos 1, 7 e 8 este intervalo de resultados foi superior, tendo um *boxplot* maior, e que para o grupo 9, este intervalo foi mínimo.

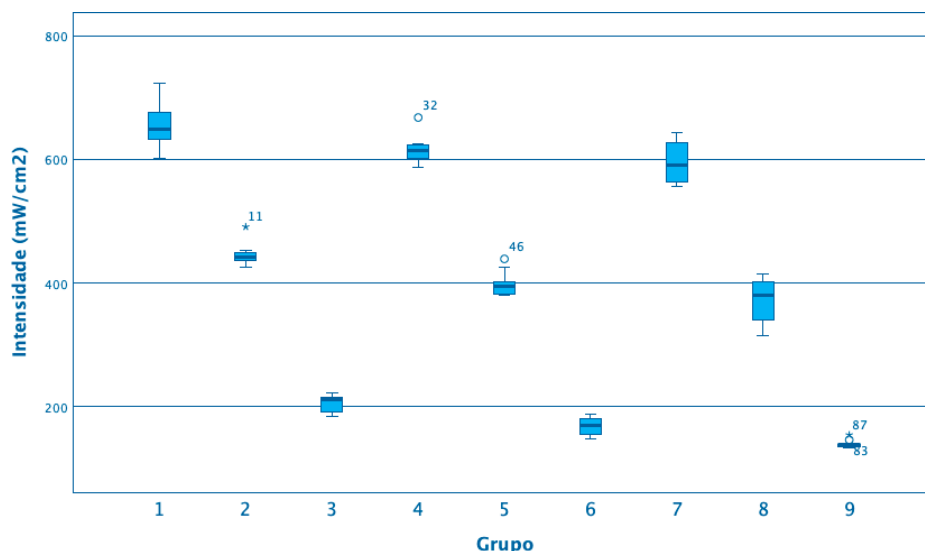


Gráfico 4 – Boxplot das intensidades dos grupos

No gráfico 5 podemos observar um *boxplot* relativamente ao tempo necessário para que ocorresse dano pulpar, com informações sobre a média para as várias amostras, o intervalo dos resultados e os *outliers* caso existam. Para os grupos 1, 2, 4, 5 e 7 estes intervalos foram bastante pequenos, sendo que o grupo com maior intervalo de resultados foi o 6.

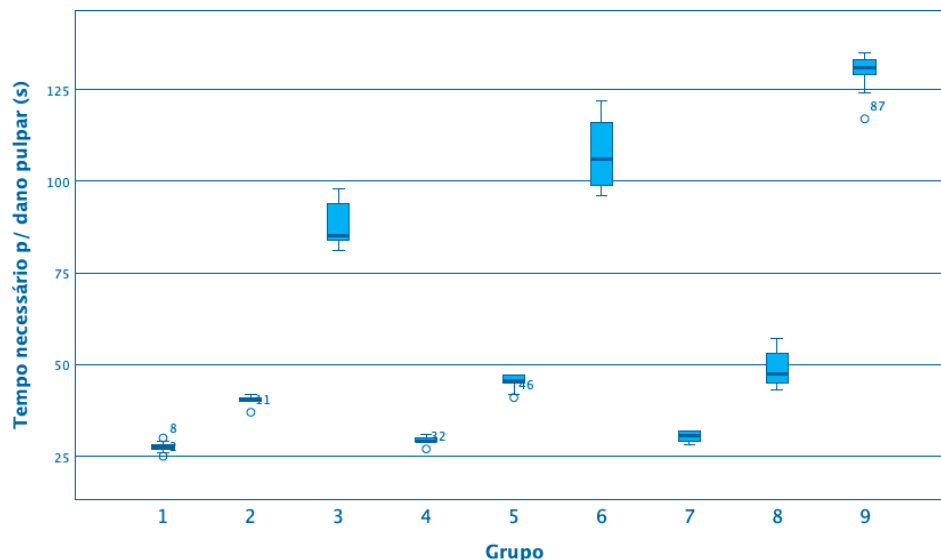


Gráfico 5 – Boxplot dos tempos necessários para que ocorra dano pulpar dos diferentes grupos.

A dispersão de tempo necessário para que ocorresse dano pulpar consoante a intensidade no grupo 1, de resina composta cor A1 e de 0,5 mm de espessura pode ser consultado no gráfico 6.

Como podemos verificar no gráfico 6, tanto as amostras que receberam intensidades por volta dos 630 mW/cm<sup>2</sup> como as que receberam intensidades um pouco acima dos 640 mW/cm<sup>2</sup> necessitariam de cerca de 28 segundos para que ocorresse dano pulpar. O mesmo acontece numa amostra que recebeu cerca de 650 mW/cm<sup>2</sup> e uma amostra que recebeu quase 680 mW/cm<sup>2</sup>, uma diferença de quase 30 mW/cm<sup>2</sup>, no entanto ambas as amostras necessitariam de cerca de 27 segundos para que ocorresse dano pulpar. Estes pequenos intervalos podem ser observados em todos os grupos, como poderemos ver a seguir.

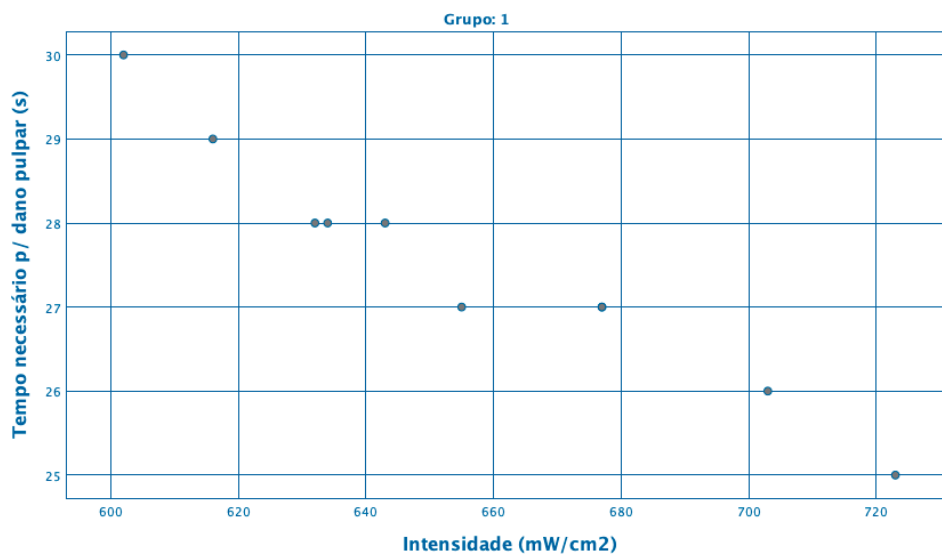


Gráfico 6 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 1.

No grupo 2 podemos observar que a maioria das intensidades registadas encontram-se abaixo dos 460 mW/cm<sup>2</sup>, existindo uma amostra que recebeu cerca de 490 mW/cm<sup>2</sup>. Também neste grupo podemos ver que amostras com intensidade semelhantes necessitariam de um mesmo tempo de fotopolimerização para que ocorresse dano pulpar. Num intervalo que foi, aproximadamente, dos 435 mW/cm<sup>2</sup> aos 455 mW/cm<sup>2</sup> o intervalo de tempo necessário variou entre os 40 e os 41 segundos. Estes resultados podem ser consultados no gráfico 7.

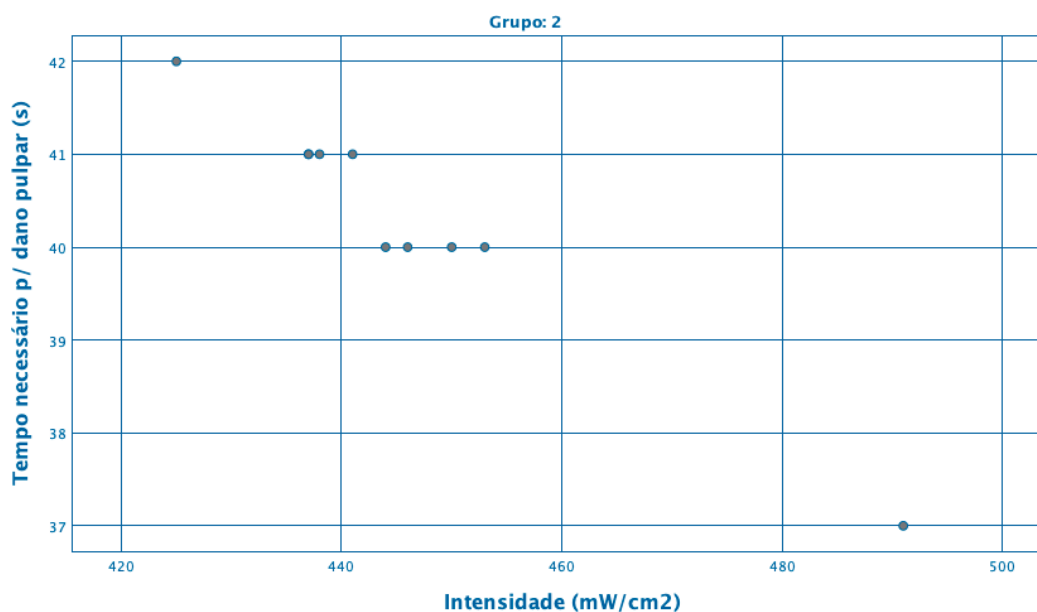
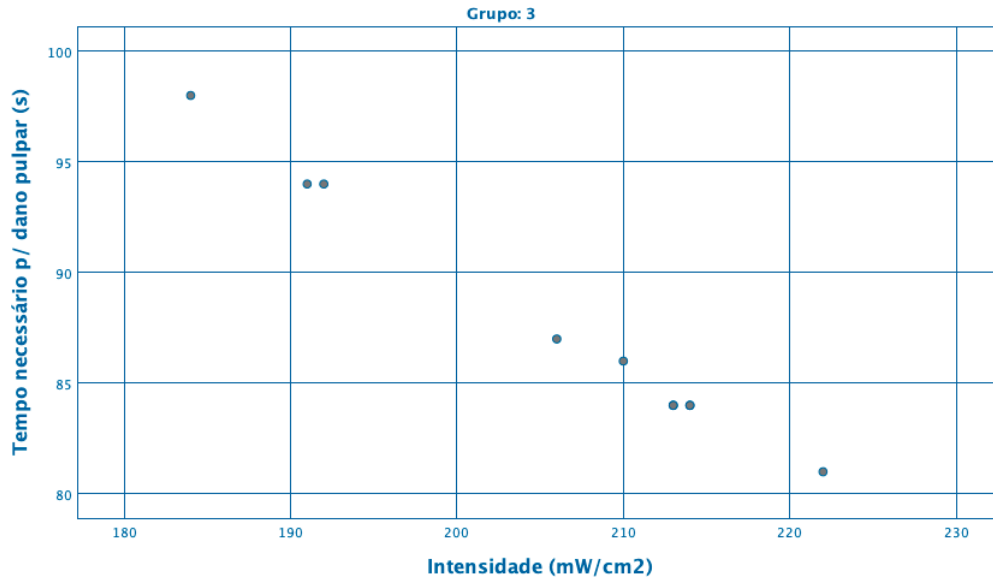


Gráfico 7 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 2.

Nas amostras de cor A1, de 2 mm de espessura, correspondentes ao grupo 3, podemos mais uma vez confirmar que intensidades dentro de um certo intervalo necessitariam do mesmo tempo de exposição para que ocorresse dano pulpar. Estes resultados podem ser observados no gráfico 8.



*Gráfico 8 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 3.*

Do gráfico 9 ao gráfico 11 podemos ver esta relação entre intensidade e temperatura para os grupos 4, 5 e 6, respetivamente.

Podemos ver que dentro do grupo 4 (gráfico 9) a maioria das amostras recebeu entre 600 e 625 mW/cm<sup>2</sup>, sendo necessários cerca de 29 segundos para que ocorresse dano pulpar na maioria das amostras, e 30 segundos nas amostras que receberam uma intensidade mais próxima dos 600 mW/cm<sup>2</sup>.

No grupo 5 (gráfico 10) já encontramos uma maior discrepância em termos de intensidades recebidas pelas amostras, sendo que a maioria das amostras recebeu menos que 410 mW/cm<sup>2</sup>.

No grupo 6 (gráfico 11) encontramos uma relação quase que inversamente proporcional, sendo que nenhuma intensidade registada requereu igual tempo para que fosse ocorresse dano pulpar. Podemos conferir que tanto o intervalo de intensidades foi elevado, variando dos 145 mW/cm<sup>2</sup> aos 190 mW/cm<sup>2</sup>, como o intervalo de tempo necessário para que ocorresse dano pulpar foi também elevado, sendo que foi aproximadamente dos 95 aos 125 segundos.

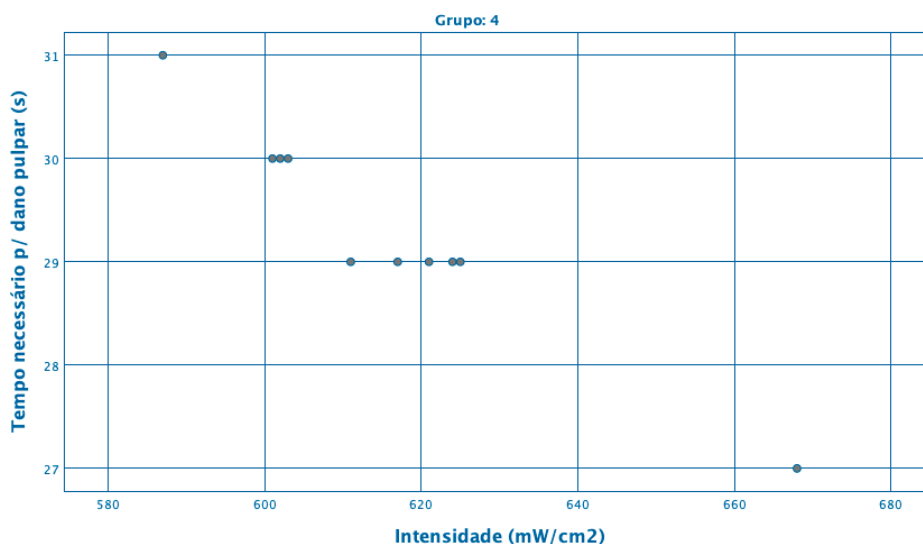


Gráfico 9 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 4.

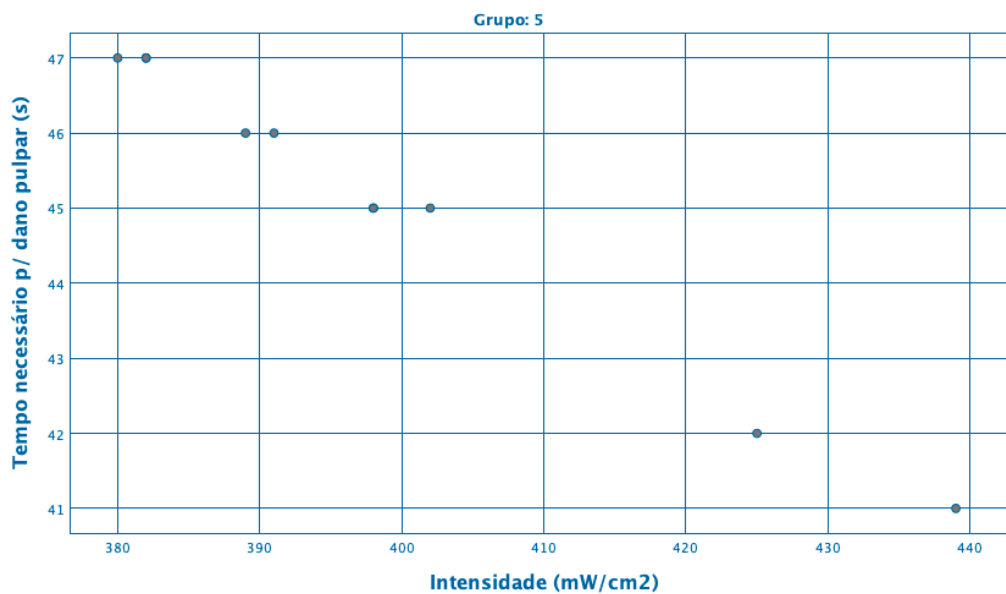


Gráfico 10 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 5.

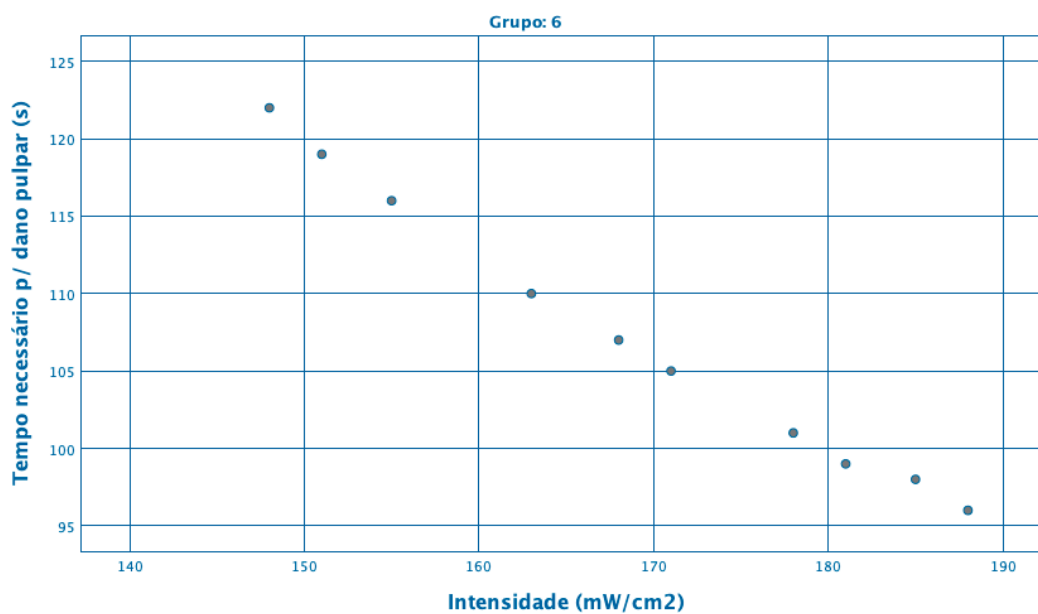


Gráfico 11 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 6.

O resultado dos grupos 7, 8 e 9 encontra-se nos gráficos 12, 13 e 14, respectivamente. No grupo 9 observamos um acontecimento interessante, em que intensidades iguais necessitariam de um tempo diferente para que ocorresse dano pulpar. Temos três amostras que receberam uma intensidade de 139 mW/cm<sup>2</sup>, sendo que o tempo necessário para que ocorresse dano pulpar foi de 129 segundos nas duas primeiras amostras testadas, e de 130 segundos na terceira. Esta ocorrência, juntamente com a ordem das intensidades dentro dos grupos, permite-nos perceber que à medida que utilizamos o fotopolimerizador, mesmo que apenas em 90 polimerizações, a intensidade emitida diminui, e podemos comprovar isso também pela intensidade inicial do fotopolimerizador ser de 1391 mW/cm<sup>2</sup> e no fim da experiência ser de 1382 mW/cm<sup>2</sup>.

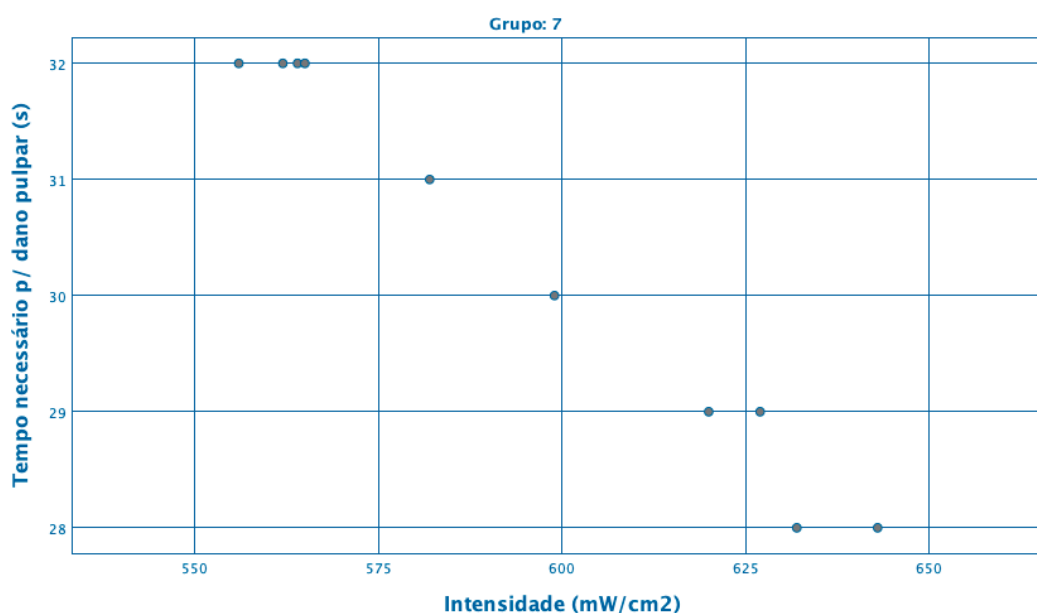


Gráfico 12 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 7.

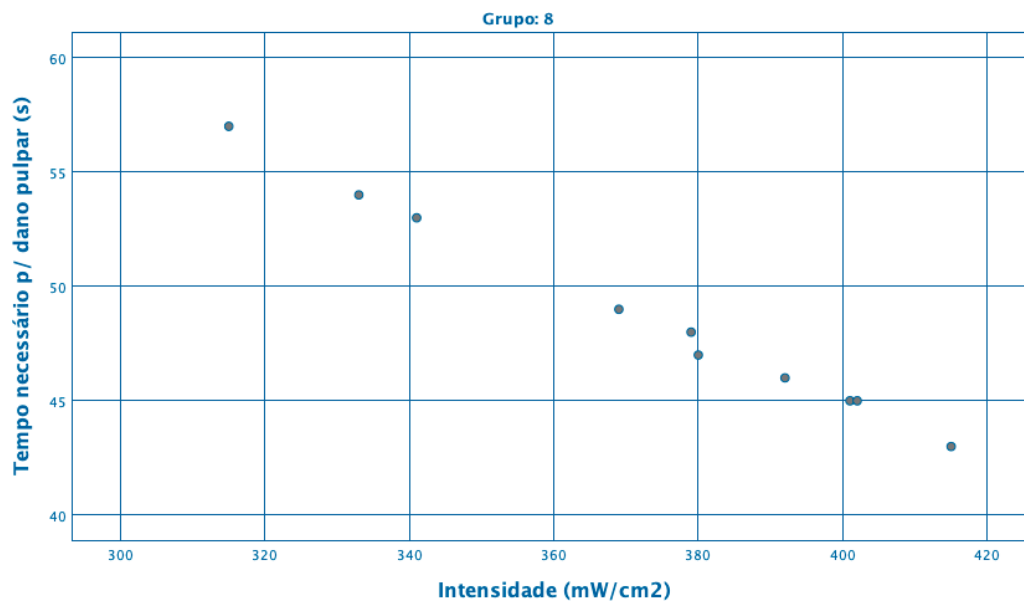


Gráfico 13 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 8.

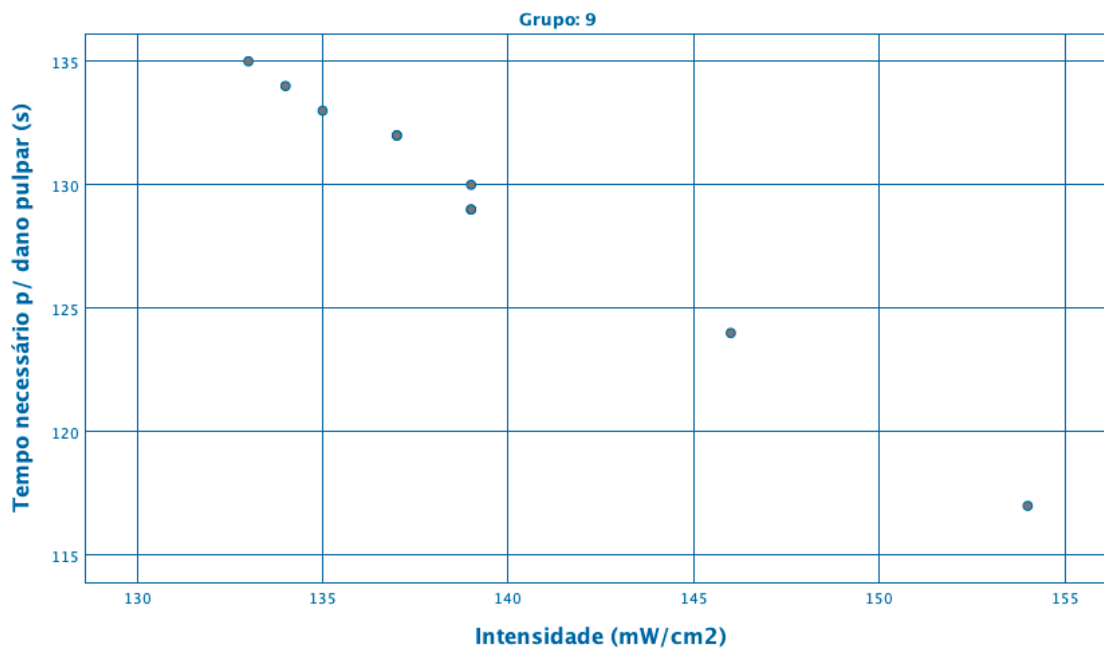


Gráfico 14 - Relação entre o tempo necessário para que ocorra dano pulpar e a intensidade para o grupo 9.

## 6 Discussão

Na pesquisa bibliográfica realizada não foram encontrados estudos que tenham utilizado os mesmos materiais ou métodos, tendo sido utilizados estudos que apesar de utilizarem métodos e materiais diferentes, tinham um objetivo semelhante.

A utilização do radiômetro CheckUp (BlueLight Analytics, Canada) permite-nos medir vários modos de polimerização, considerar o diâmetro ativo do fotopolimerizador e o comprimento de onda, sendo um aparelho que fornece resultados rapidamente, e que tem uma utilização intuitiva. A sua base de dados extensa e a utilização de inteligência artificial permite-nos inserir os diferentes materiais utilizados, obtendo um resultado mais personalizado. Comparativamente à esfera integradora, considerada o *gold standart* para medição das propriedades óticas de uma fonte de luz, o CheckUp (BlueLight Analytics, Canada) é o radiômetro comercial com resultados mais semelhantes segundo a literatura.

Em 2015, Shortall et al., publicaram um estudo onde compararam a intensidade de 8 fotopolimerizadores, utilizando uma esfera integradora e o aparelho CheckMark (BlueLight Analytics). Com este estudo o autor defendeu que o aparelho CheckMark obtém resultados bastante semelhantes aos da esfera integradora, sendo por isso considerado um bom radiômetro portátil.

Em 2016, Lien et al., no encontro anual da associação internacional para pesquisa dentária, publicaram um poster onde compararam 3 radiômetros com uma esfera integradora, na medição da intensidade de luz de 7 fotopolimerizadores. Os resultados obtidos pelo aparelho CheckMark são os mais promissores, sendo que têm um menor desvio dos resultados obtidos pela esfera integradora.

Hack et al. (2018) publicaram um poster, na associação internacional para pesquisa dentária, com uma análise de 397 modelos de fotopolimerizadores utilizando o aparelho CheckMark. Concluíram que existia uma grande dispersão entre a intensidade indicada pelo fabricante, e a intensidade medida com o radiômetro, defendendo a necessidade de existir uma monitorização periódica dos aparelhos de fotopolimerização.

Palin et al. (2019) publicaram um estudo onde compararam 5 radiômetros comerciais e o radiômetro CheckUp (BlueLight Analytics, Canada) com uma esfera integradora. Foram avaliados 16 fotopolimerizadores. Os autores concluíram que existe uma grande discrepância entre os dados obtidos pelos diferentes radiômetros comerciais, sendo que o CheckUp (BlueLight Analytics, Canada) obteve uma percentagem de incidências registradas muito semelhante à da esfera integradora, ao contrário dos restantes radiômetros.

Hannig e Bott, em 1999, realizaram um estudo *in vitro* onde registaram o aumento de temperatura pulpar sofrido num molar, com uma restauração de classe II restaurado com 2 mm de resina composta (Ecusit A2, DMG, Alemanha), ao ser fotopolimerizado por 6 fotopolimerizadores. Os fotopolimerizadores utilizados foram o Heliolux II, QHL 75, Astralis 5, Optilux 500, Elipar Hihlight e ADT 1000 PAC, durante 40 segundos, exceto o PAC que fotopolimerizou durante 10 segundos. Foram feitas 10 fotopolimerizações para cada aparelho. Todos os aparelhos, com exceção do Heliolux II e do Astralis 5, levaram a um aumento de temperatura igual ou superior a 5.5°C na polpa. À semelhança do nosso estudo, Hannig e Bott também estudaram o aumento de temperatura em incrementos de 2 mm de resina composta, no entanto os autores registaram um aumento de temperatura superior ao nosso. A utilização de fotopolimerizadores diferentes, e durante o dobro do tempo pode justificar esta diferença de resultados.

Em 2005 Uhl et al., realizaram um estudo *in vitro* onde analisaram o aumento de temperatura gerado em amostras de 4 resinas de cor A3.5 ao serem fotopolimerizadas com um aparelho de fotopolimerização LED criado pelo autor, durante 40 segundos, e 2 aparelhos de quartzo-tungsténio-halogéneo durante 4 segundos, um aparelho Optilux 501 (Kerr, USA) e um aparelho Swiss Maste Light (SEM, Suíça). As resinas compostas utilizadas foram a Filtek Z250 (3M, Alemanha), Filtek Supreme (3M, Alemanha), Admira (Voco, Alemanha) e Grandio (Voco, Alemanha). Foi construído um modelo de politetrafluoretileno de três partes para simular a polpa. As amostras fotopolimerizadas com o aparelho Optilux 501 registaram um aumento de temperatura superior aos restantes aparelhos de fotopolimerização, não tendo, no entanto, nenhuma das amostras atingido os 5.5°C, tal como no presente estudo. Neste estudo, as resinas e o método utilizados diferem do nosso, e o modelo do fotopolimerizador também.

Runnacles et al., publicaram em 2005 um estudo *in vivo* realizado com voluntários entre os 12 e os 30 anos de idade, cujos primeiros pré-molares superiores tinham indicação para exodontia por parte do ortodontista. Foram feitas pequenas cavidades oclusais, para a inserção de uma sonda na polpa, com o fim de medir a temperatura. Posteriormente foram feitas preparações por vestibular, que foram fotopolimerizadas com um aparelho LED Polywave (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) durante 10 segundos a baixa intensidade, 10 segundos a alta intensidade, 5 segundos em turbo e 60 segundos em alta intensidade, com um intervalo de 7 minutos entre cada fotopolimerização. Apenas no último modo foram registados aumentos de temperatura superiores aos 5.5°C. O estudo de Runnacles et al. utilizou aparelhos de fotopolimerização LED de modelos diferentes do nosso estudo. Estes resultados vão de acordo com os nossos, visto que se no presente estudo o tempo de fotopolimerização fosse de 60 segundos, também teríamos atingido um aumento de temperatura crítico.

Um outro estudo *in vitro* realizado em 2007 por Al-Qudah et al., obteve resultados diferentes, registando um aumento de temperatura superior a 5.5°C em todas as amostras. Esse estudo analisou 4 cromas de uma resina composta (Spectrum, Dentsply, Konstanz, Germany), cor B1, C2, B3 e A4, em amostras com 2 mm de espessura, dentro de um molde de politetrafluoroetileno. As amostras foram fotopolimerizadas com dois fotopolimerizadores de quartzo-tungstênio-halogéneo, um com uma intensidade de 530 mW/cm<sup>2</sup> (Dentsply, Konstanz, Germany) e um Optilux 501 (Kerr, Peterborough, UK), durante 40 segundos. Todas as amostras tiveram um aumento de temperatura superior a 5,5°C. Este estudo utilizou diferentes fotopolimerizadores e resinas, mantendo no entanto uma espessura de 2 mm. A utilização de resinas de cor diferente, de fotopolimerizadores diferentes ou o tempo de polimerização de 40 segundos podem justificar o aumento de temperatura de 5,5° atingido no estudo de Al-Qudah, que não foi atingido no presente estudo.

Mahant et al., em 2016, que realizaram um estudo *in vitro* onde avaliaram o aumento de temperatura pulpar num dente, ao fotopolimerizarem uma restauração a resina composta, de 3 mm de profundidade, com incrementos de 1 mm. Neste estudo foram utilizados 3 fotopolimerizadores, um de quartzo-tungstênio-halogéneo (QHL75, Dentsply), um fotopolimerizador LED de segunda geração (Cure master 2nd generation LED light, Confident, NSK) e um aparelho LED de terceira geração (Bluephase 20i 3rd generation

LED light, Ivoclar Vivadent). A fotopolimerização foi efetuada a 3 e a 6 mm de distância da superfície da restauração, durante 40 segundos. Apenas foi registado um aumento de temperatura igual ou superior a 5.5°C nas amostras fotopolimerizadas com o aparelho de quartzo-tungsténio-halogéneo a uma distância de 3 mm. O estudo de Mahant et al. difere do nosso no tipo de fotopolimerizador utilizado e no método do estudo. No entanto os resultados obtidos são semelhantes aos nossos, não tendo os aparelhos LED registado um aumento de temperatura superior aos 5.5°C. A utilização de um fotopolimerizador de quartzo-tungsténio-halogéneo e durante o dobro do tempo podem justificar a alteração de alguns resultados relativamente ao presente estudo.

Em 2017 Zarpellon et al. publicaram um estudo realizado *in vivo* onde foram estudados 8 primeiros pré-molares superiores, com indicação para exodontia por ortodontia. Foram realizadas preparações de classe V, posteriormente fotopolimerizadas com um LED Polywave (Bluephase 20i, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) durante 10 segundos a baixa intensidade, 10 segundos a alta intensidade, 30 segundos a baixa intensidade, 30 segundos a alta intensidade, 60 segundos em alta intensidade e 5 segundos em turbo. Apenas a fotopolimerização de 60 segundos a alta intensidade gerou um aumento superior a 5.5°C na polpa, corroborando a hipótese de que este aumento está ligado ao tempo de polimerização. O modelo do fotopolimerizador utilizado no estudo de Zarpellon difere do utilizado no presente estudo, bem como o método do estudo. A utilização de um fotopolimerizador LED de alta intensidade durante 60 segundos pode justificar as diferenças em alguns resultados entre os dois estudos.

Em 2018, Pacheco et al. realizaram um estudo com 4 tipos de materiais de CAD/CAM (Resina Lava Ultimate, 3M, USA; cerâmica feldspática VitaBlocs Mark II, Vita Zahnfabrik, Alemanha; zircónia Katana, Kuraray Noritake Dental Inc., Japão; zircónia Lavazirconia, 3M, USA), com amostras de 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm e 2 mm (n=5), fotopolimerizadas com um aparelho de Plasma (sn 6000, Arc Light II, Air Techniques Inc., Hicksville, NY, USA) durante 10 segundos, com uma incidência de aproximadamente 930 mW/cm<sup>2</sup>. A incidência foi medida com um espectroradiômetro (USB 2000, Ocean Optics, USA) ligado a uma esfera integradora (CTSM-LSM-60, Labsphere Inc., USA). O autor concluiu que à medida que a espessura aumenta, a incidência registada diminui, indo os resultados de acordo com os obtidos no presente estudo. Relativamente à diferença na quantidade de incidência que atravessa uma amostra

de resina composta consoante diferentes espessuras, concluímos que quanto maior a espessura, menor a incidência que atinge a base da restauração, sendo que em certas amostras não foi atingido o valor mínimo de 300 mW/cm<sup>2</sup>. Tanto as resinas como os fotopolimerizadores utilizados por Pacheco diferem dos utilizados no presente estudo, no entanto as espessuras são iguais.

Shimokawa et al. (2018) publicaram um estudo onde avaliaram a incidência que atravessa 40 amostras de duas resinas compostas, de 4 mm de espessura, ao serem fotopolimerizadas com 4 fotopolimerizadores diferentes. As resinas utilizadas foram a Filtek Bulk Fill Posterior Restorative A2 (3M, USA) e a Tetric Evoceram Bulk Fill – IVA (Ivoclar Vivadent, USA). Os fotopolimerizadores utilizados foram o Bluephase 20i (Ivoclar Vivadent, USA), o Celalux 3 (Voco, Alemanha), o Valo Grand (Ultradent, USA) e o Elipar DeepCure S (3M Oral Care, USA). Todos os fotopolimerizadores apresentam uma incidência superior a 1000 mW/cm<sup>2</sup>, e foram feitas fotopolimerizações de 10 segundos a 2 mm de distância da superfície das amostras. Shimokawa et al., utilizaram um material diferente e em incrementos superiores aos utilizados no nosso estudo, no entanto um dos fotopolimerizadores utilizados foi o mesmo que no nosso, o Elipar DeepCure S (3M, USA). Os autores concluíram que apenas cerca de 10 % da incidência que atingiu a superfície das amostras, a atravessou e chegou efetivamente à base das mesmas. Estes resultados estão de acordo com os registados no presente estudo, em que a incidência que atinge a base das amostras estudadas não atinge o valor mínimo de 300mW/cm<sup>2</sup>.



## 7 Conclusão

- 1) Com este estudo, podemos concluir que independentemente da cor da resina composta, restaurações de 0,5, 1 ou 2 mm de espessura fotopolimerizados durante 20s não receberam uma incidência superior a 300 mW/cm<sup>2</sup>, na base da restauração.
  
- 2) Relativamente ao possível dano pulpar, para os incrementos estudados, nenhuma amostra apresentou tempos inferiores aos 20 segundos, não existindo alterações significativas na temperatura de uma amostra de resina composta Filtek Supreme (3M, Alemanha) ao fim de 20 segundos de polimerização com uma luz azul, nas espessuras de 0,5, 1 e 2 mm, e nos cromas A1, A2 e A3.

Perante estas conclusões a hipótese nula  $H_0_1$  é rejeitada, sendo aceite a  $H_0_2$ .



## 8 Recomendações Clínicas

Com base neste estudo, recomenda-se que todos os profissionais de medicina dentária avaliem regularmente o seu fotopolimerizador com um radiómetro de consultório, de modo a poder garantir a sua manutenção e o seu bom funcionamento. Muitos fotopolimerizadores aparentam estar em condições, sem ter a extremidade de fibra ótica partida nem suja, com uma intensidade de luz aparentemente normal, podendo no entanto não ter a intensidade mínima exigida, resultando em falhas na fotopolimerização do material restaurador.

Assegurar que o fotopolimerizador se encontra dentro das características ideais, tem como consequência, o reforço da qualidade do nosso trabalho e da taxa de sucesso dos procedimentos, decréscimo da taxa de fratura e falha das restaurações. Salvaguarda-se, consequentemente, a segurança dos doentes.

Recomenda-se também que seja feita a avaliação da espessura de incrementos regularmente utilizada, e do tipo de material, pois como verificado, incrementos de 2 mm geralmente não são fotopolimerizados eficazmente em 20 segundos, independentemente de se utilizar um fotopolimerizador com definições de fábrica.

O uso de material de proteção é recomendado sempre, pois o efeito *'blue light hazard'* é algo a que estamos expostos diariamente e pouco nos apercebemos. Ao ligarmos o fotopolimerizador e desviarmos o olhar, não garantimos a nossa segurança nem a do doente, e não podemos também garantir a correta posição do fotopolimerizador, podendo levar a acidentes, como queimaduras nos tecidos moles do doente, e levando também a uma polimerização incorreta do material, que como referido acima, pode levar ao insucesso da restauração. Na figura 15 podemos ver um exemplo de uns óculos de proteção recomendados para filtrar comprimentos de onda de cor azul.



Figura 15 – Óculos de proteção contra luz de cor azul.



## **9 Perspetivas Futuras**

É necessário continuar a pesquisa na área dos materiais dentários de modo a encontrar uma resina composta que exija pouco tempo de trabalho, mas que não comprometa as suas características físicas e mecânicas. Um material que mantenha a estética e consiga mimetizar da maneira mais precisa possível a cor do dente do doente, que possa ser fotopolimerizado de maneira eficaz a uma grande profundidade. É necessário também que este material não sofra grande contração de polimerização, tenha um modo de elasticidade semelhante ao da dentina ou ao do esmalte e seja resistente à fratura, e principalmente que seja resistente ao desgaste, mas permitindo um bom acabamento e polimento.

Relativamente aos fotopolimerizadores, estes devem ter um espectro que lhes permita fotopolimerizar qualquer fotoiniciador que possa estar presente no material restaurador utilizado, e deve fazê-lo de forma rápida, eficaz, gerando a menor quantidade de calor possível, e de preferência numa intensidade de luz que não seja prejudicial para a saúde tanto do médico dentista como do doente e de qualquer pessoa que possa estar presente na consulta.

Um dispositivo que é aconselhável ter num consultório é um radiómetro, de modo a que o médico dentista ou o seu assistente possa avaliar regularmente os fotopolimerizadores do consultório, garantindo que estes estão a funcionar de maneira correta. Estes aparelhos deverão ser intuitivos, e fornecer informação específica e detalhada ao médico dentista.

Por fim, o médico dentista deverá adotar uma atitude cautelosa, precavendo a sua saúde, a do assistente dentário e a do doente, utilizando óculos de proteção que filtrem os comprimentos de onda prejudiciais para a saúde.



## 10 Bibliografia

- Almeida, R., Manarte-Monteiro, P., Domingues, J., Falcão, C., Herrero-Climent, M., Ríos-Carrasco, B., & Lemos, B. F. (2021). High-Power LED Units Currently Available for Dental Resin-Based Materials—A Review. *Polymers*, *13*(13), 2165. <https://doi.org/10.3390/polym13132165>
- Al-Qudah, A., Mitchell, C., Biagioni, P., & Hussey, D. (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>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2021). *Phillips - Materiais Dentários* (12th ed.). Elsevier.
- Arbildo-Vega, H. I., Lapinska, B., Panda, S., Lamas-Lara, C., Khan, A. S., & Lukomska-Szymanska, M. (2020). Clinical Effectiveness of Bulk-Fill and Conventional Resin Composite Restorations: Systematic Review and Meta-Analysis. *Polymers*, *12*(8), 1786. <https://doi.org/10.3390/polym12081786>
- Arola, D. D., Gao, S., Zhang, H., & Masri, R. (2017). The Tooth. *Dental Clinics of North America*, *61*(4), 651–668. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.05.001>
- Balic, A. (2018). Biology Explaining Tooth Repair and Regeneration: A Mini-Review. *Gerontology*, *64*(4), 382–388. <https://doi.org/10.1159/000486592>
- Bapat, R. A., Joshi, C. P., Bapat, P., Chaubal, T. V., Pandurangappa, R., Jnanendrappa, N., Gorain, B., Khurana, S., & Kesharwani, P. (2019). The use of nanoparticles as biomaterials in dentistry. *Drug Discovery Today*, *24*(1), 85–98. <https://doi.org/10.1016/j.drudis.2018.08.012>
- Basílio, M., Gregorio, R., Câmara, J., Serrano, L., Campos, P., Pierote, J., Groisman, S., Pereira, G., & Barreto, S. (2021). Influence of different photoinitiators on the resistance of union in bovine dentin: Experimental and microscopic

- study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, e132–e139. <https://doi.org/10.4317/jced.57756>
- Besegato, J. F., Jussiani, E. I., Andrello, A. C., Fernandes, R. V., Salomão, F. M., Vicentin, B. L. S., Dezan-Garbelini, C. C., & Hoepfner, M. G. (2019). Effect of light-curing protocols on the mechanical behavior of bulk-fill resin composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 90, 381–387. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.10.026>
- Bookhan, V., Arnold, S., Dannheimer, M., & Ballyram, R. (2019). Comparison of two light guide tips used to photo-polymerize two dental composites. An in-vitro study. *South African Dental Journal*, 74(2). <https://doi.org/10.17159/2519-0105/2019/v74no2a3>
- Bowen, R., & Rodriguez, M. S. (1962). Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *The Journal of the American Dental Association*, 64(3), 378–387. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1962.0090>
- Cadenaro, M., Maravic, T., Comba, A., Mazzoni, A., Fanfoni, L., Hilton, T., Ferracane, J., & Breschi, L. (2019). The role of polymerization in adhesive dentistry. *Dental Materials*, 35(1), e1–e22. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.11.012>
- CR Foundation. (2021, February). *Performance of New Curing Lights* (No. 14). <https://www.CliniciansReport.org>
- CR Foundation. (2010, October). *Save Time, Effort, and Money with Fast, New LED Curing Lights* (No. 3). <https://www.cliniciansreport.org>
- CR Foundation. (2012, May). *Critical Clinical Guidelines for New LED Curing Lights* (No. 5). <https://www.CliniciansReport.org>
- CR Foundation. (2013, October). *Should Your Next Curing Light Be an Online Bargain?* (No. 6). <https://www.CliniciansReport.org>

- CR Foundation. (2016, January). *Improve Resin Curing with Better Techniques and New Lights* (No. 9). <https://www.CliniciansReport.org>
- de Oliveira, D. C. R. S., Rocha, M. G., Gatti, A., Correr, A. B., Ferracane, J. L., & Sinhoret, M. A. C. (2015). Effect of different photoinitiators and reducing agents on cure efficiency and color stability of resin-based composites using different LED wavelengths. *Journal of Dentistry*, 43(12), 1565–1572. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.08.015>
- Eren, D., & Tutkan, F. (2019). Investigation of the reliability of light-curing units in Sivas City, Turkey. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 22(4), 469–477. [https://doi.org/10.4103/njcp.njcp\\_397\\_18](https://doi.org/10.4103/njcp.njcp_397_18)
- Fugolin, A., & Pfeifer, C. (2017). New Resins for Dental Composites. *Journal of Dental Research*, 96(10), 1085–1091. <https://doi.org/10.1177/0022034517720658>
- Giannini, M., André, C. B., Gobbo, V. C., & Rueggeberg, F. A. (2019). Accuracy of Irradiance and Power of Light-Curing Units Measured With Handheld or Laboratory Grade Radiometers. *Brazilian Dental Journal*, 30(4), 397–403. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201902430>
- Goldberg, M., Kulkarni, A. B., Young, M., & Boskey, A. (2012). Dentin: Structure, Composition and Mineralization: The role of dentin ECM in dentin formation and mineralization. *Frontiers in Bioscience*, E3(2), 711–735. <https://doi.org/10.2741/e281>
- Hack, L., Deacon, C., Addison, O., & MacLaren, P. (2018, August). *Reliability of Manufacturer Stated Irradiance When Selecting Clinical Curing Times* [Postér]. International Association Dental Research, London, UK.
- Haenel, T., Hausnerová, B., Steinhaus, J., Price, R. B., Sullivan, B., & Moeginger, B. (2015). Effect of the irradiance distribution from light curing units on the local micro-hardness of the surface of dental resins. *Dental Materials*, 31(2), 93–104. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.003>

- Hannig, M., & Bott, B. (1999). In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dental Materials*, 15(4), 275–281. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(99\)00047-0](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(99)00047-0)
- Hardy, C., Bebelman, S., Leloup, G., Hadis, M., Palin, W., & Leprince, J. (2018). Investigating the limits of resin-based luting composite photopolymerization through various thicknesses of indirect restorative materials. *Dental Materials*, 34(9), 1278–1288. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.05.009>
- Hilton, T. J., Ferracane, J. L., & Broome, J. (2013). *Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach, Fourth Edition* (4th ed.). Quintessence Pub Co.
- Hirata, R. (2011). *TIPS: Dicas em Odontologia Estética*. ARTMED.
- Jafarnia, S., Valanezhad, A., Shahabi, S., Abe, S., & Watanabe, I. (2021). Physical and mechanical characteristics of short fiber-reinforced resin composite in comparison with bulk-fill composites. *Journal of Oral Science*, 63(2), 148–151. <https://doi.org/10.2334/josnusd.20-0436>
- 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>
- Jandt, K. D., & Mills, R. W. (2013). A brief history of LED photopolymerization. *Dental Materials*, 29(6), 605–617. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.02.003>
- Jo, S. A., Lee, C. H., Kim, M. J., Ferracane, J., & Lee, I. B. (2019). Effect of pulse-width-modulated LED light on the temperature change of composite in tooth cavities. *Dental Materials*, 35(4), 554–563. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.01.009>

- Kopperud, S., Rukke, H., Kopperud, H., & Bruzell, E. (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>
- Kowalska, A., Sokolowski, J., & Bociong, K. (2021). The Photoinitiators Used in Resin Based Dental Composite—A Review and Future Perspectives. *Polymers*, 13(3), 470. <https://doi.org/10.3390/polym13030470>
- Labsphere. (2020, October 27). *Light Measurement using an Integrating Sphere: Equipment and Procedure* [Video]. YouTube. <https://www.youtube.com/watch?v=DGtpTM--JMw>
- Lee, H. M., Kim, S. C., Kang, K. H., & Chang, N. Y. (2016). Comparison of the bonding strengths of second- and third-generation light-emitting diode light-curing units. *The Korean Journal of Orthodontics*, 46(6), 364. <https://doi.org/10.4041/kjod.2016.46.6.364>
- Leprince, J., Hadis, M., Shortall, A., Ferracane, J., Devaux, J., Leloup, G., & Palin, W. (2011). Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins. *Dental Materials*, 27(2), 157–164. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.09.011>
- Leyre, S., Coutino-Gonzalez, E., Joos, J. J., Ryckaert, J., Meuret, Y., Poelman, D., Smet, P. F., Durinck, G., Hofkens, J., Deconinck, G., & Hanselaer, P. (2014). Absolute determination of photoluminescence quantum efficiency using an integrating sphere setup. *Review of Scientific Instruments*, 85(12), 123115. <https://doi.org/10.1063/1.4903852>
- Lien, W., Risk, D. L., & Vandewalle, K. S. (2016, March). *Irradiance of curing lights using a new spectrometer system*[Póster]. American Association for Dental, Oral and Craniofacial Research Annual Meeting and Exhibition, California, United States of America.

- Loudin, L. (2021, October 5). *Light Measurement Using an Integrating Sphere*. Labsphere. <https://labsphere.com/resources/light-measurement-using-an-integrating-sphere/>
- Lührs, A. K., de Munck, J., Geurtsen, W., & van Meerbeek, B. (2014). Composite cements benefit from light-curing. *Dental Materials*, 30(3), 292–301. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.11.012>
- Lümkemann, N., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2017). Bonding to Different PEEK Compositions: The Impact of Dental Light Curing Units. *Materials*, 10(1), 67. <https://doi.org/10.3390/ma10010067>
- Mahant, R. H., Chokshi, S., Vaidya, R., Patel, P., Vora, A., & Mahant, P. (2016). Comparison of the Amount of Temperature Rise in the Pulp Chamber of Teeth Treated With QTH, Second and Third Generation LED Light Curing Units: An In Vitro Study. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 7(3), 184–191. <https://doi.org/10.15171/jlms.2016.32>
- 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>
- Meereis, C. T. W., Münchow, E. A., de Oliveira Da Rosa, W. L., da Silva, A. F., & Piva, E. (2018). Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of composition strategies. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 82, 268–281. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.03.019>
- Michaud, P. L., Price, R. B., 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>

- Mills, R. W., Jandt, K. D., & Ashworth, S. H. (1999). Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dental Journal*, 186(8), 388–391. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4800120>
- Monteiro, A. A., Salgado, V. E., Vitti, R. P., Loureiro Bertolo, M. V., Cavalcante, L. M., & Schneider, L. F. J. (2018). Effect of adhesive-monomers and photoinitiator on C=C conversion and color stability of model self-adhesive flowable composites. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 87, 119–123. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2018.09.012>
- Nassar, H. M., Ajaj, R., & Hasanain, F. (2018). Efficiency of light curing units in a government dental school. *Journal of Oral Science*, 60(1), 142–146. <https://doi.org/10.2334/josnusd.17-0071>
- Oliveira, D., Rocha, M., Correr, A., Silvino, A., & Sinhoreti, M. (2017). From blue to red: New photoinitiator systems for dental materials. *Dental Materials*, 33, e88–e89. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.08.177>
- Omidi, B., Gosili, A., Jaber-Ansari, M., & Mahdkhah, A. (2018). Intensity output and effectiveness of light curing units in dental offices. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 10(6), 555–560. <https://doi.org/10.4317/jced.54756>
- Pacheco, R. R., Carvalho, A. O., André, C. B., Ayres, A. P. A., de Sá, R. B. C., Dias, T. M., Rueggeberg, F. A., & Giannini, M. (2019). Effect of indirect restorative material and thickness on light transmission at different wavelengths. *Journal of Prosthodontic Research*, 63(2), 232–238. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.12.004>
- Palin, W., Hadis, M., & Shortall, A. (2019). Effect of Light Tip Optical Design on Dental Radiometer Accuracy. *Dental Materials*, 35, e28. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.08.057>

- Palin, W. M., Leprince, J. G., & Hadis, M. A. (2018). Shining a light on high volume photocurable materials. *Dental Materials*, 34(5), 695–710. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.02.009>
- Pelissier, B., Jacquot, B., Palin, W., & Shortall, A. (2011). Three generations of led lights and clinical implications for optimizing their use. 1: from past to present. *Dental Update*, 38(10), 660–670. <https://doi.org/10.12968/denu.2011.38.10.660>
- Perroni, A. P., Kaizer, M. R., della Bona, A., Moraes, R. R., & Boscato, N. (2018). Influence of light-cured luting agents and associated factors on the color of ceramic laminate veneers: A systematic review of in vitro studies. *Dental Materials*, 34(11), 1610–1624. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.08.298>
- Prezotto, G. F. D. S., Lima, W. S. D., Vitti, R. P., Silva, A. F. D., Sinhoreti, M. A. C., & Brandt, W. C. (2020). Light-Curing Units, Photoinitiators System, and Monomers on Physico-Mechanical Properties of Experimental Composite Resins. *Matéria (Rio de Janeiro)*, 25(3). <https://doi.org/10.1590/s1517-707620200003.1093>
- Price, R. B. (2017). Light Curing in Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 751–778. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.008>
- Price, R. B., Ferracane, J. L., Hickel, R., & Sullivan, B. (2020). The light-curing unit: An essential piece of dental equipment. *International Dental Journal*, 70(6), 407–417. <https://doi.org/10.1111/idj.12582>
- Price, R. B., Labrie, D., Bruzell, E. M., Sliney, D. H., & Strassler, H. E. (2016). The dental curing light: A potential health risk. *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, 13(8), 639–646. <https://doi.org/10.1080/15459624.2016.1165822>
- Price, R., Ferracane, J., & Shortall, A. (2015). Light-Curing Units. *Journal of Dental Research*, 94(9), 1179–1186. <https://doi.org/10.1177/0022034515594786>

- RIBEIRO, R. A. D. O., LIMA, F. F. D. C., LIMA, I. M., NASCIMENTO, A. B. L. D., & 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. V., Walter, R., & Boushell, L. W. (2019). *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (7th ed.). Elsevier Gezondheidszorg.
- 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>
- Sampaio, C. S., Atria, P. J., Rueggeberg, F. A., Yamaguchi, S., Giannini, M., Coelho, P. G., Hirata, R., & Puppim-Rontani, R. M. (2017). Effect of blue and violet light on polymerization shrinkage vectors of a CQ/TPO-containing composite. *Dental Materials*, 33(7), 796–804. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.04.010>
- SANTOS, L. A., TURBINO, M. L., YOUSSEF, M. N., & MATSON, E. (2000). Microdureza de resina composta: efeito de aparelhos e tempos de polimerização em diferentes profundidades. *Pesquisa Odontológica Brasileira*, 14(1), 65–70. <https://doi.org/10.1590/s1517-74912000000100012>
- Selig, D., Haenel, T., Hausnerová, B., Moeginger, B., Labrie, D., Sullivan, B., & Price, R. B. (2015). Examining exposure reciprocity in a resin based composite using high irradiance levels and real-time degree of conversion values. *Dental Materials*, 31(5), 583–593. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.02.010>
- Shimokawa, C. A. K., Harlow, J. E., Turbino, M. L., & Price, R. B. (2016). Ability of four dental radiometers to measure the light output from nine curing lights. *Journal of Dentistry*, 54, 48–55. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.08.010>

- Shimokawa, C. A. K., Turbino, M. L., Giannini, M., Braga, R. R., & Price, R. B. (2018). Effect of light curing units on the polymerization of bulk fill resin-based composites. *Dental Materials*, 34(8), 1211–1221. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.05.002>
- Shortall, A. C., Felix, C. J., & Watts, D. C. (2015). Robust spectrometer-based methods for characterizing radiant exitance of dental LED light curing units. *Dental Materials*, 31(4), 339–350. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.02.012>
- Soares, C. J., Bragança, G. F. D., Pereira, R. A. D. S., Rodrigues, M. D. P., Braga, S. S. L., Oliveira, L. R. S., Giannini, M., & Price, R. B. (2018). Irradiance and Radiant Exposures Delivered by LED Light-Curing Units Used by a Left and Right-Handed Operator. *Brazilian Dental Journal*, 29(3), 282–289. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201802127>
- Solutions for Dentists | Get Better Results Using Dental Curing Lights*. (2018, December 18). Bluelight Analytics. Retrieved 2021, from <https://www.bluelightanalytics.com/solutions/dentists#betterresults>
- Souza, R. O. A., Özcan, M., Mesquita, A. M. M., Melo, R. M. D., Galhano, G. Á. P., Bottino, M. A., & Pavanelli, C. A. (2010). EFFECT OF DIFFERENT POLYMERIZATION DEVICES ON THE DEGREE OF CONVERSION AND THE PHYSICAL PROPERTIES OF AN INDIRECT RESIN COMPOSITE. *Acta Odontologica Latinoamericana*, 23(2), 129–135.
- Tomer, A. K., Mittal, N., Behera, A., Goud, V., Bansal, D., & Mittal, N. (2018). Curing Lights In Dentistry And Its Implications – A Review. *International Journal of Innovative Research and Advanced Studies (IJIRAS)*, 5(9), 1–3.
- Uhl, A., Völpel, A., & Sigusch, B. W. (2006). Influence of heat from light curing units and dental composite polymerization on cells in vitro. *Journal of Dentistry*, 34(4), 298–306. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.07.004>

- User, G. (2021, April 26). *How CheckUp Measures Dental Curing Lights Accurately | Bluelight Blog*. Bluelight.  
<https://www.bluelightanalytics.com/resources/blog/checkup-measuring-dental-curing-lights-accurately>
- Vinagre, A., Ramos, J., Rebelo, C., Basto, J., Messias, A., Alberto, N., & Nogueira, R. (2019). Pulp Temperature Rise Induced by Light-Emitting Diode Light-Curing Units Using an Ex Vivo Model. *Materials*, *12*(3), 411.  
<https://doi.org/10.3390/ma12030411>
- Wahbi, M. A., Aalam, F., Fatiny, F., Radwan, S., Eshan, I., & Al-Samadani, K. (2012). Characterization of heat emission of light-curing units. *The Saudi Dental Journal*, *24*(2), 91–98. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2012.01.003>
- Watts, D. C. (2013). Let there be light! *Dental Materials*, *29*(6), 603–604.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.006>
- Yoshino, F., & Yoshida, A. (2018). Effects of blue-light irradiation during dental treatment. *Japanese Dental Science Review*, *54*(4), 160–168.  
<https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2018.06.002>
- Yu, C., & Abbott, P. (2007). An overview of the dental pulp: its functions and responses to injury. *Australian Dental Journal*, *52*, S4–S6. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2007.tb00525.x>
- Zarpellon, D. C., Runnacles, P., Maucoski, C., Gross, D. J., Coelho, U., Rueggeberg, F. A., & Arrais, C. A. G. (2018). Influence of Class V preparation on in vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a Polywave® LED light curing unit. *Dental Materials*, *34*(6), 901–909.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.003>