



CATÓLICA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

LISBOA · PORTO · VISEU

**AVALIAÇÃO DA QUALIDADE E EFICÁCIA DOS
FOTOPOLIMERIZADORES NA CLÍNICA UNIVERSITÁRIA DA
UNIVERSIDADE CATÓLICA PORTUGUESA E EM
CONSULTÓRIOS PRIVADOS DE MEDICINA DENTÁRIA**

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa
para obtenção do grau de mestre em Medicina Dentária

Por:
Rodrigo João Picado Braga

Viseu, 2019



CATÓLICA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

LISBOA · PORTO · VISEU

AVALIAÇÃO DA QUALIDADE E EFICÁCIA DOS
FOTOPOLIMERIZADORES NA CLÍNICA UNIVERSITÁRIA DA
UNIVERSIDADE CATÓLICA PORTUGUESA E EM
CONSULTÓRIOS PRIVADOS DE MEDICINA DENTÁRIA

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Por:
Rodrigo João Picado Braga

Orientador: Professora Doutora Rita Noites
Coorientador: Mestre Carlos F. Almeida

Viseu, 2019

*Cada sonho que deixamos para trás é um pedaço do nosso futuro
que deixa de existir. – Steve Jobs*

À minha mãe, a quem devo tudo o que sou hoje, que nunca desistiu dos meus sonhos. Uma guerreira. Ídolo da minha vida.

Ao meu irmão, exemplo de bondade e humildade, que todas as sextas-feiras me recebeu com um enorme abraço de saudades.

À minha namorada Rita, pelo amor, carinho, paciência e apoio, que nunca desistiu de mim e me ajudou a ultrapassar todos os obstáculos.

Ao meu padrinho, à minha madrinha e aos meus avós que sempre me apoiaram em todos os momentos e decisões.

A todos os meus amigos que me proporcionaram os cinco melhores anos da minha vida.

Um especial agradecimento ao Professor Carlos F. Almeida, pela prontidão, compromisso e ajuda incessante durante todo o percurso de realização desta dissertação.

À Professora Doutora Rita Noites por se disponibilizar como orientadora nesta dissertação.

Ao Professor Doutor Nélio Veiga pela autorização da inclusão da Clínica Universitária da Universidade Católica Portuguesa – Viseu no estudo e pela disponibilização de material fundamental para a investigação.

Agradeço também a todos os médicos dentistas e diretores clínicos que me receberam de bom grado nas suas instalações e aceitaram os termos de participação no estudo.

À SDI, Austrália, pelo cedimento do radiómetro, ferramenta principal da realização desta dissertação.

A todos os professores, funcionários e alunos da Universidade Católica Portuguesa

RESUMO

Introdução: Numa era da medicina dentária baseada cada vez mais na “adesão” e com materiais fotopolimerizáveis é fundamental que os fotopolimerizadores emitam luz com intensidade superior a $300\text{mW}/\text{cm}^2$. Tivemos como objetivo avaliar o desempenho dos aparelhos fotopolimerizadores da Clínica Universitária da UCP – Viseu bem como em clínicas privadas de Viseu.

Materiais e Métodos: Recorrendo a dois radiómetros digitais, foram realizados testes na clínica Universitária da UCP bem como em clínicas privadas com valência em medicina dentária. Avaliou-se a radiância debitada por cada fotopolimerizador em mili-watts por centímetro quadrado (mW/cm^2). Utilizou-se um radiómetro SDI Led Radiometer (SDI, Austrália) e um radiómetro Led Radiometer (Woodpecker, China). No caso de fotopolimerizadores de quartzo-tungsténio-halogénio (QTH) foram realizadas três exposições prévias de 60 segundos consecutivas com intervalo de 1 segundo de descanso. Para as unidades LED foram efetuadas três leituras para cada aparelho. Para cada aparelho foram testados os tempos de polimerização de 20 segundos.

Resultados: Foram avaliados 18 aparelhos na Clínica Universitária da UCP – Viseu, sendo 50% de QTH e 50% de LED. 23.5% dos fotopolimerizadores possuía danos e 42% tinha presença de resíduos nas suas pontas. O valor de intensidade média da luz emitida foi de $175\text{mW}/\text{cm}^2$ nos fotopolimerizadores Quartzo-Tungsténio-Halogénio e $1190\text{mW}/\text{cm}^2$ para os LED ($p<0.005$).

Nas clínicas privadas foram analisados 30 fotopolimerizadores LED, dos quais 36,7% apresentava danos na ponta e 26,7% presença de resíduos. O valor médio de intensidade de luz obtido foi de $1170\text{mW}/\text{cm}^2$ ($p<0.005$).

Conclusão: Conclui-se que na Clínica Universitária, apenas unidades de LED devem ser usadas. Os resultados das unidades de LED permitem que a fotopolimerização ocorra dentro dos parâmetros internacionalmente aceites.

Nas clínicas privadas todos os fotopolimerizadores possuíam intensidades de fotopolimerização muito acima do recomendado pelos fabricantes pelo que é necessário adotar o modo progressivo de polimerização de forma a reduzir o stress de polimerização induzido.

Palavras Chave: Medicina Dentária; Fotopolimerização de Adesivos; Fotopolimerizadores, Resinas compostas; Polimerização

ABSTRACT

Introduction: In an era of dental medicine based on adhesion materials, it is fundamental to ensure the light best conditions and be able to produce 300mW/cm². We aimed to evaluate the performance and conservation of the light curing devices of the UCP - Viseu University Clinic.

Material and Methods: Two digital radiometers were used, an SDI Led Radiometer (SDI, Australia) and a Led Radiometer (Woodpecker, China) to evaluate light curing units from UCP University Clinic and private dental offices. The radiance charged by each light curing unit in milli-watts per square centimeter (mW/cm²) was evaluated. In the case of quartz-tungsten-halogen (QTH) light curing units were performed three previous exposures of 60 consecutive seconds with a rest interval of 1 second. For the LED devices- three reading was done for each unit. For each unit, a 20-second exposure was tested. For all the tests, p≤0,05 was used statistically.

Results: Eighteen devices were evaluated at UCP University Clinic: 50% QTH and 50% LED at UCP - Viseu University Clinic. Damage was present in 23.5% of the analyzed units, and the presence of residues in its tip occurs in about 42%. The intensity value of the emitted light was 175 mW/cm² for the QTH and 1190 mW/cm² for the LEDs (p <0.005). In private dental offices, 30 LED light curing units were evaluated. 36,7% presented tip damage and 26,7% had residues in its tip. The intensity value of the emitted light was 1170 mW/cm² (p <0.005).

Conclusion: With this study, at the UCP – Viseu University Clinic only LED units should be used. The results of the LED units allow the photopolymerization to take place within the internationally accepted parameters. Private dental offices emitted light shown too higher values so is advisable to use the progressive mode in order to decrease the top layer polymerization stress.

Keywords: Dentistry; Light Curing of Dental Adhesives; Curing Lights; Composite Resins; Polymerization.

INDICE GERAL

INTRODUÇÃO.....	1
OBJETIVOS.....	7
MATERIAL E MÉTODOS	9
RESULTADOS	13
Clínica Universitária da Universidade Católica Portuguesa	13
Clínicas Privadas	15
Clínica Universitária UCP – Viseu vs. Consultórios Privados.....	18
DISCUSSÃO.....	23
Clínica Universitária da Universidade Católica Portuguesa	23
Clínicas Privadas	25
Clínica Universitária UCP – Viseu vs. Consultórios Privados.....	27
Limitações	28
CONCLUSÃO	29
BIBLIOGRAFIA.....	31
APÊNDICES	35
Apêndice 1: Tabela de leituras dos fotopolimerizadores da Clínica Universitária da UCP – Viseu	35
Apêndice 2: Tabela de leituras dos fotopolimerizadores de clínicas privadas.....	36

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 Média das leituras realizadas, Desvio Padrão e Significância da Clínica Universitária.....	14
Tabela 2 Teste de significância entre leituras da Clínica Universitária	14
Tabela 3 Teste significância entre grupos dos radiômetros da Clínica Universitária	15
Tabela 4 Mínimo, Máximo, Média, Desvio padrão e significância da amostra de clínicas privadas	17
Tabela 5 Figura 11 Presença de danos, resíduos ou riscos consoante a localização do fotopolimerizador	19
Tabela 6 Média e desvio padrão da totalidade da amostra	21
Tabela 7 Média e desvio padrão de ambos radiômetros e por localização do fotopolimerizador	21

ÍNDICE DE FÍGURAS

Figura 1 Fotopolimerizadores LED	3
Figura 2 Radiómetros utilizados no estudo	9
Figura 3 Leitura dos fotopolimerizadores com radiómetros	10
Figura 4 Gráfico da percentagem de dano na totalidade da amostra da Clínica Universitária	13
Figura 5 Gráfico da percentagem de resíduos na totalidade da amostra da Clínica Universitária	13
Figura 6 Gráfico da percentagem de dano na totalidade da amostra de consultórios privados	16
Figura 7 Gráfico da percentagem de resíduos na totalidade da amostra de consultórios privados	16
Figura 8 Gráfico da percentagem de riscos na totalidade da amostra de consultórios privados	16
Figura 9 Relação entre a presença de dano e de resíduos na amostra de clínicas privadas	17
Figura 10 Distribuição da amostra da Clínica Universitária e de clínicas privadas	18
Figura 11 Presença de riscos na amostra da Clínica Universitária e clínicas privadas	18
Figura 12 Presença de danos na amostra da Clínica Universitária e clínicas privadas	19
Figura 13 Presença de resíduos na amostra da Clínica Universitária e clínicas privadas	19
Figura 14 Presença de danos consoante a localização do aparelho	20
Figura 15 Presença de resíduos consoante a localização do aparelho	20
Figura 16 Presença de riscos consoante a localização do aparelho	20
Figura 17 Média de leituras dos fotopolimerizadores LED com radiómetro SDI	22
Figura 18 Média de leituras dos fotopolimerizadores LED com radiómetro Woodpecker	22

ÍNDICE DE TERMOS E ABREVIATURAS

UCP – Universidade Católica Portuguesa

mW/cm² – mili-watts por centímetro quadrado

QTH – Fotopolimerizador com lâmpada quartzo-tungsténio-halogénio

mm – milímetros

nm – nanómetros

SLED – fotopolimerizador LED com pico de emissão único

MLED – fotopolimerizador LED com múltiplos picos de emissão

W – Watt

w/h – Watts por hora

V – Volts

NiMH – níquel-hidreto metálico

Li-ion – iões de lítio

p - Significância

INTRODUÇÃO

As resinas compostas são o material restaurador mais utilizado na medicina dentária.(1) As suas propriedades físicas e mecânicas permitem um grande leque de aplicações dos compósitos desde restaurações anteriores, restaurações posteriores, *inlays*, *onlays* e facetas.(2) Na prática clínica, a utilização de resinas compostas como material restaurador deve-se, por exemplo, à sua facilidade de utilização bem como os bons resultados estéticos e biomecânicos.(3)

A fratura de restaurações em resina composta são uma causa comum de falha clínica.(4, 5) Alvanforoush *et al.* avaliou a incidência de fraturas por falha de resinas compostas, e estas podem atingir valores de 39%.(5) Existem vários fatores que contribuem para a fratura de resinas compostas, incluindo a composição do material, a 'técnica clínica, a qualidade da polimerização e a tensão acumulada durante os ciclos de polimerização.(4, 6, 7) A maioria dos biomateriais dentários baseados em resinas são polimerizados através de processos de fotopolimerização.(8)

A fotopolimerização é uma reação química que ocorre entre as unidades de monómeros de resina de dimetacrilato. Esta reação leva à criação de uma rede polimérica interligada rígida, em que a adesão química entre as camadas de resina composta se baseia na copolimerização entre monómeros de resina e moléculas C=C livres.(9) A extensão desta reação química condiciona as propriedades físicas e mecânicas da restauração pelo que, se houver uma baixa taxa de conversão destas moléculas, iremos diminuir a sua resistência ao desgaste, obter menor estabilidade colimérica, aumento da absorção de água e também o aumento do risco de recidivas de cárie.(3, 9)

Para se realizar uma polimerização fiável de resinas compostas estratificadas em incrementos de 2mm, é necessário uma intensidade mínima de 300 mW/cm² de intensidade de luz.(1) Intensidades entre 200 e 300 mW/cm² requerem uma duração de exposição mais longa. Se a intensidade da luz for inferior a 200 mW/cm² é considerada insuficiente e pode acarretar efeitos negativos.(10) A introdução de fotopolimerizadores com alta intensidade de luz (superior a 800mW/cm²) também acarretam problemas, tais como maior stress de polimerização e uma diminuição da fase pré-gel, que é necessária para uma maior mobilidade dos monómeros, permitindo a formação de uma corrente longa de polímeros.(11)

A resina composta requer, desta forma, um grau de conversão ideal de forma a poder fornecer boas características físicas e mecânicas. Esta, aliás, é uma recomendação presente nas instruções de todos os fabricantes.(12)

Ferracane *et al.* demonstraram que a resistência à abrasividade poderia ser melhorada, através do aumentando do grau de conversão do monómero. O grau de conversão traduz-se como a extensão da reação de polimerização e é influenciado pela própria composição da matriz resinosa, pelo tipo de fotoiniciador, pela temperatura do ambiente, pelo tipo de fotopolimerizador, pelo tempo de fotopolimerização, pela posição da ponta do fotopolimerizador, pelo comprimento de onda da luz e pela intensidade da luz.(9, 13)

Sabe-se há mais de cem anos que a luz pode ser gerada se uma corrente elétrica passar por um material como resposta a este.(14) Esse fenômeno é chamado de eletroluminescência e foi descoberto em 1907 no semicondutor natural carboneto de silício. (15) Apesar de inicialmente existirem outros tipos de luz indicados para fotopolimerizar materiais dentários, na atualidade os compósitos utilizam a luz visível azul como precursor dos ativadores de fotopolimerização.

Os fotopolimerizadores de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) dominaram a fotopolimerização de materiais dentários por décadas e atualmente, numa grande parte dos países com maior poder comercial, foram quase totalmente substituídos por unidades de fotopolimerização por díodos emissores de luz (LED). Esta tecnologia LED foi inventada há pouco mais de 50 anos, no entanto, não foi antes dos anos 90 que os LEDs se tornaram relevantes para cientistas ou fabricantes de fotopolimerizadores como fontes de luz para fotopolimerizar resinas compostas dentárias e outros materiais dentários.(8)

Os LEDs são dispositivos semicondutores fotônicos nos quais as partículas elementares de luz (fotões) desempenham o papel principal. Os LEDs convertem energia elétrica em radiação ótica. As primeiras gerações de fotopolimerizadores LED não eram capazes de promover a ativação de todos os materiais tendo espectro mais restrito de comprimento de onda. Contudo, com a segunda e terceira geração estes aparelhos foram ganhando a capacidade que hoje apresentam.(16)

Para biomateriais dentários que contenham mais de um fotoiniciador com diferentes espectros de absorção de luz, os fotopolimerizadores LED que emitem múltiplos

comprimentos de onda podem ser úteis.(17) Estes fotopolimerizadores são chamados de fotopolimerizadores LED de banda larga, apesar da incorreção de nomenclatura. Neste, em vez de um amplo espectro de luz, duas ou mais faixas distintas de comprimentos de onda estreitos são emitidas a partir deste conjunto de diferentes LEDs com comprimentos de onda diferentes, cada um com um máximo distinto. Assim, esses tipos de fotopolimerizadores são mais apropriadamente referidos como fotopolimerizadores LED de onda poligonal.

Os fotopolimerizadores QTH convencionais não podem competir neste aspecto com os LED, pois o espectro que a lâmpada QTH emite é um espectro de luz visível relativamente amplo, muito do qual é inútil

para fotopolimerização e é dissipado como calor. Além disto, estas lâmpadas requerem filtros de banda azul de bloqueio de luz infravermelha. De referir que estes filtros podem deteriorar-se com o tempo devido ao calor substancial produzido pela lâmpada.(12, 18)

Os fotopolimerizadores LED produzem uma banda de luz pequena (450-490nm) que se situa convenientemente no espectro de absorção da camforoquinona, que é o fotoativador presente na maior parte dos materiais dentários. Deste modo, a luz azul dos aparelhos LED apresentam uma maior conversão do monómero a polímero comparativamente com os fotopolimerizadores QTH.(19, 20)

As unidades de QTH exibem distribuições de radiância relativamente uniformes através de suas pontas emissoras de luz e a luz irradiada é composta por uma ampla faixa de emissão espectral (380–520nm), que inclui os comprimentos de onda necessários à maioria dos fotoiniciadores presentes nas resinas compostas. (8, 21-23) As unidades de LED com pico de emissão única (SLED) normalmente contêm chips de LED azuis, com curvas de emissão espectral que variam de 400 a 520nm, e que inclui o pico de absorção para o fotoiniciador camforoquinona .(8, 21, 22, 24) As unidades LED com múltiplos picos de emissões (MLED) incluem um chip LED violeta adicional, ou vários chips, com uma emissão espectral entre 380 e 420nm que está na faixa de absorção de pico de alguns

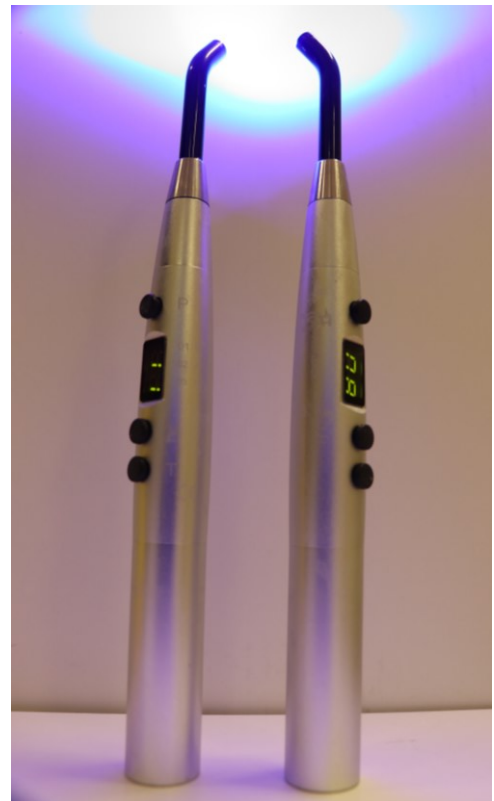


Figura 1 Fotopolimerizadores LED

fotoiniciadores alternativos, como a difenilfosfina (óxido de 2,4,6-trimetilbenzoil).(8, 21, 22, 24)

No que diz respeito aos graus de micro porosidade, resulta da investigação efetuada por Bani *et al.* que o fotopolimerizador de tecnologia QTH apresentou maior grau de micro porosidade, seguido de um fotopolimerizador SLED. Com menor grau de micro porosidade determinou-se o fotopolimerizador MLED. A existência de microporosidades representa um menor grau de conversão das resinas levando a uma diminuição das suas propriedades mecânicas.(25)

No entanto, quando utilizado resinas que contenham novos fotoiniciadores, que absorvem energia em comprimentos de ondas menores, as luzes LED do tipo SLED produziram resultados inferiores quando comparadas com o QTH, uma vez que estes emitem luz numa faixa restrita.(26)

Relativamente às vantagens das unidades de LED, a eficiência energética em termos de energia necessária para um ciclo de polimerização é fator fulcral. Um fotopolimerizador LED que possua um chip LED de 5W, opera aproximadamente 25 minutos com uma bateria totalmente carregada, o que pode requerer 10 horas a 2,5 watts para recarregar.(8) Assumindo um ciclo de fotopolimerização de 20 segundos, são possíveis 75 ciclos de polimerização a partir de uma bateria carregada e a energia necessária para esse uso é de 25W/h, correspondendo a 0,34W/h por ciclo de polimerização.

Em contraste, operando um fotopolimerizador de lâmpada de 150 W, equipado com uma fonte QTH de 75 W (12V), pelo mesmo tempo (25 minutos), a energia necessária seria de aproximadamente 62,5 W/h. Este valor corresponde a 0,84 W/h por 20 segundos de ciclo de polimerização: aproximadamente 2,5 vezes a energia que uma unidade de LED precisa para realizar a mesma tarefa.

Fotopolimerizadores LEDs podem ter uma vida útil típica de 100.000 horas ou mais e sofrer pouca degradação de luz durante esse tempo, sem excessos de utilização.(27) Este nível de durabilidade é uma vantagem distinta quando comparado com as características das lâmpadas QTH que têm uma vida útil efetiva de aproximadamente 50 horas. (18, 28)

Em comparação com fontes de luz convencionais, os LED apresentam menor aumento térmico, menor ruído e maior ergonomia,(19) uma vez que são relativamente

pequenos e podem ser alimentados por baterias de níquel-hidreto metálico (NiMH) de alto desempenho ou iões de lítio (Li-ion).(8)

A manutenção dos fotopolimerizadores e sua avaliação regular são imprescindíveis uma vez que permitem assegurar o seu bom funcionamento e a polimerização adequada bem como a longevidade do aparelho. Numa era da medicina dentária baseada cada vez mais na “adesão” e com materiais fotopolimerizáveis é fundamental garantir que a luz que é aplicada recorrentemente esteja nas melhores condições.

Nos últimos anos têm vindo a ser emergente uma propagação de equipamentos a custos mais baixos cuja qualidade ou durabilidade é ainda questionada em vários estudos. A generalidade da evidência publicada é ao nível de centros hospitalares ou universidades sendo mais raros os estudos que avaliam em termos de prestadores privados. Em Portugal a evidência centra-se exclusivamente em meio universitário.

OBJETIVOS

Deste modo, a presente investigação terá como objetivos:

- Avaliar o desempenho dos aparelhos fotopolimerizadores da Clínica da UCP – Viseu e em consultórios privados do distrito de Viseu, Portugal.
- Avaliar a eficácia bem como o estado de conservação e fatores relacionados destes equipamentos.
- Comparar dois tipos de radiómetros quando na precisão de resultados.

As nossas hipóteses nulas serão:

H0 Não existem diferenças estatisticamente significativas entre os aparelhos fotopolimerizadores da Clínica da UCP.

H1 Não existem diferenças estatisticamente significativas entre os aparelhos fotopolimerizadores de consultórios privados do distrito de Viseu.

H2 Não existem diferenças estatisticamente significativas entre a leitura qualquer que seja o radiómetro utilizado.

MATERIAL E MÉTODOS

Com o objetivo de avaliar o desempenho dos aparelhos fotopolimerizadores, foi avaliada com o recurso a um aparelho radiômetro manual, a radiância debitada por cada aparelho selecionado para o estudo, em miliwatts por centímetro quadrado (mW/cm^2).

Foram contactados telefónica e/ou pessoalmente consultórios, clínicas e hospitais com a valência de medicina dentária e estomatologia explicando os objetivos e métodos do presente estudo e pedindo autorização para que se possa realizar o mesmo nas suas instalações. Nas situações em que tal fosse necessário, uma reunião com vista à explicação do estudo foi realizada.



Figura 2 Radiómetros utilizados no estudo

A avaliação das unidades foi realizada com recurso a dois radiómetros. A primeira leitura foi efetuada com o radiómetro o SDI Led Radiometer (SDI, Austrália) e uma segunda leitura foi realizada com o radiómetro Led Radiometer (Woodpecker, China). Ambos são capazes de realizar leituras entre os $0 \text{ mW}/\text{cm}^2$ e os $2100 \text{ mW}/\text{cm}^2$. De referir que, previamente ao início do estudo ambos os aparelhos foram calibrados de acordo com um padrão de precisão do produtor.

Antes de proceder às medições/avaliações foi necessário verificar se os fotopolimerizadores possuíam carga completa de bateria e se estavam devidamente limpos. Esta era uma condição “sine qua non” para realizar a medição. No caso dos fotopolimerizadores de quartzo-tungsténio-halogénio, estes não deveriam ter sido previamente utilizados por um período mínimo de 60 minutos. Ainda previamente a cada leitura era passada uma toalhita desinfetante sobre o fotopolimerizador (Unisepta Plus, Unident, Alemanha), seguindo o protocolo do produtor.(16, 29)

Foram registadas um conjunto de informações sobre cada unidade, incluindo o tipo de fotopolimerizador, a marca, o modelo, o número de série, o tempo de utilização, o tipo

de ponta, os danos apresentados, os cuidados e manutenção para além da frequência de utilização na clínica.

No caso de fotopolimerizadores de quartzo-tungsténio-halogénio foram realizadas três exposições previas de 60 segundos consecutivas com intervalo de 1 segundo de descanso. Para as unidades LED foram efetuadas três leituras com cada radiómetro para cada aparelho, intervaladas pelo espaço mínimo de 30 segundos. Para cada aparelho foram testados os tempos de polimerização de 20 segundos. (16, 20, 29-32)

Para cada leitura, a ponteira foi posicionada de forma a ficar centralizada no sensor de luz do radiómetro e perpendicular a este, promovendo um contacto íntimo cumprindo, assim, as normas dos produtores. A radiação emitida por cada aparelho foi testada quanto à intensidade, com todos os fotopolimerizadores programados para a mesma modalidade de emissão de radiação em modo contínuo. No momento de avaliação foi ainda visualmente inspecionado cada fotopolimerizador quanto à presença de algum tipo de dano/anomalia.



Figura 3 Leitura dos fotopolimerizadores com radiómetros

Os resultados foram registados em folha de registo e transcritos para uma base de dados informatizada (Microsoft Excel, Microsoft, EUA). Posteriormente foram agrupados em três grupos $< 300 \text{ mW/cm}^2$; $> 300\text{-}500 \text{ mW/cm}^2$ e $> 500 \text{ mW/cm}^2$. Esta é a prática da generalidade dos estudos nesta área.(11, 16, 20, 29-34)

Após a recolha de todos os dados, estes foram analisados estatisticamente recorrendo ao software SPSS (SPSS for Windows, versão 25, SPSS Inc., Chicago IL, USA). Em todos os testes utilizou-se um nível de significância (α) de 5%, isto é, $\alpha = 0,05$. Para a análise da associação entre variáveis qualitativas recorreu-se ao teste do Qui-Quadrado. A intensidade da relação entre as variáveis é dada pelo coeficiente de Cramer.

Foi verificada a normalidade com recurso aos testes estatísticos Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk. Para relacionar variáveis quantitativas com qualitativas recorreu-se ao teste paramétrico T. Quando o $p < 0,05$, conclui-se que, em média, a variável quantitativa em análise é significativamente diferente em ambos os grupos.

No caso de ausência de normalidade foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para analisar possíveis diferenças entre os grupos, nos grupos onde não existia normalidade. Na ausência de diferenças, foi aplicado o teste Mann-Whitney, separadamente para todos os grupos, em combinações de dois. A normalidade será assumida caso o número de inquiridos seja bastante elevado para assumir a normalidade das variáveis (Teorema Limite Central).

Para inclusão na secção de resultados foram consideradas as variáveis cruzadas que apresentaram uma relação estatisticamente significativa, independentemente da sua intensidade.

RESULTADOS

Clínica Universitária da Universidade Católica Portuguesa

Foram avaliados 18 aparelhos sendo 9 (50%) de Quartzó-tungsténio-halogénio e 9 (50%) compostos por LED. Observou-se que existem danos presentes em 23.5% das unidades analisadas e que a presença de resíduos na sua ponteira ocorre em cerca de 42%.

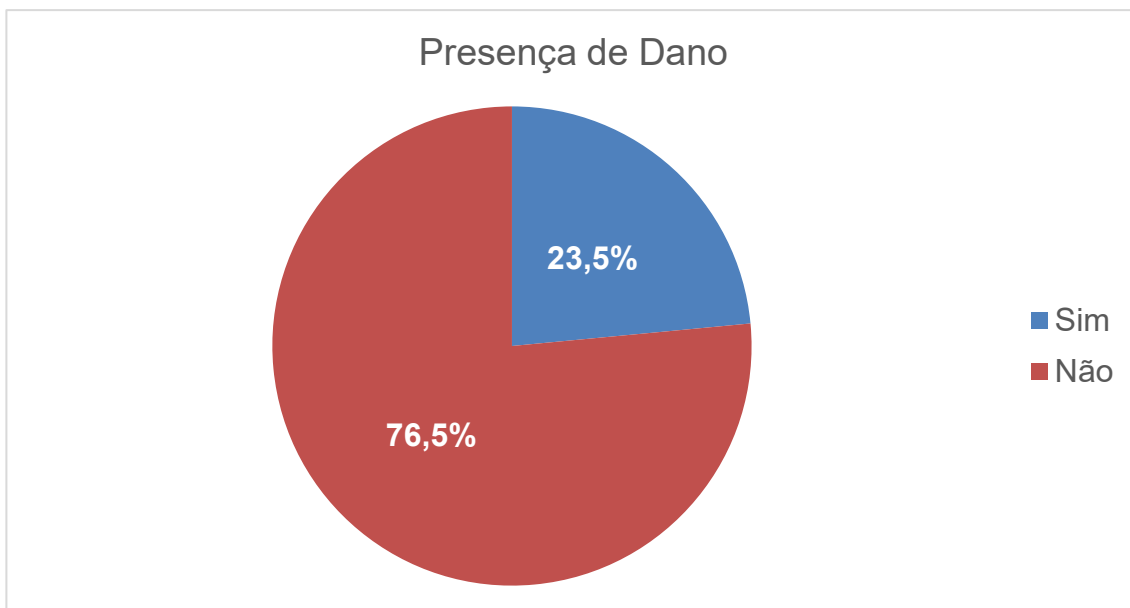


Figura 4 Gráfico da percentagem de dano na totalidade da amostra da Clínica Universitária

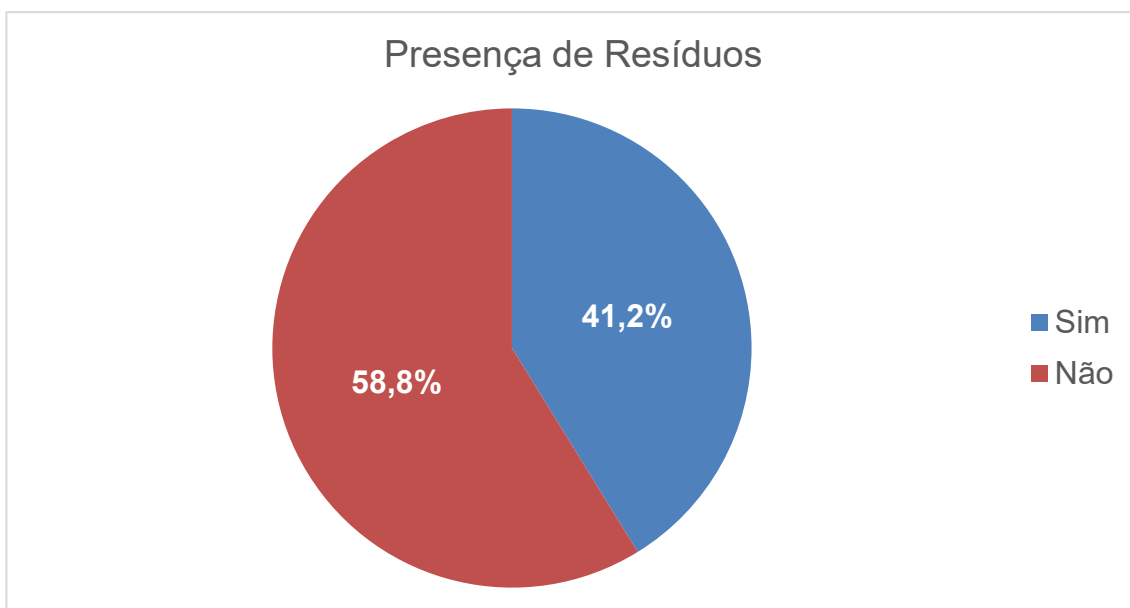


Figura 5 Gráfico da percentagem de resíduos na totalidade da amostra da Clínica Universitária

A potência média obtida nos fotopolimerizadores QTH foi de 175 mW/cm² e nos de LED 1190 mW/cm² no radiômetro SDI.

Uma vez que $p < 0,0005$, existe uma diferença estatisticamente significativa entre o valor médio de leitura da potência e o tipo de aparelho testado no radiômetro

Tabela 1 Média das leituras realizadas, Desvio Padrão e Significância da Clínica Universitária

Tipo		SDI	Woodpecker
QTH	Média	175,5000	618,8750
	Desvio Padrão	±75,95	±223,76
	Resultado Teste Estatístico (ANOVA)	p<0,0005	
LED	Média	1190,3333	1640,8889
	Desvio Padrão	±166,02	±234,44
	Resultado Teste Estatístico	p<0,0005	

Relativamente ao radiômetro SDI não se observa uma variação significativa entre as três medições para cada aparelho. O radiômetro Woodpecker apresenta um grau de significância $p < 0,0005$ indicando diferença estatisticamente significativa entre as três medições.

Tabela 2 Teste de significância entre leituras da Clínica Universitária

	Significância
Woodpecker 1 ^a Medição	p<0,0005
Woodpecker 2 ^a Medição	p<0,0005
Woodpecker 3 ^a Medição	p<0,0005
SDI 1 ^a Medição	p=0,205
SDI 2 ^a Medição	p=0,226
SDI 3 ^a Medição	p=0,266

Deparamo-nos também com diferenças entre efetuar leituras com o radiômetro Woodpecker e o radiômetro SDI dado que o teste estatístico apresenta uma significância $p < 0,0005$.

Tabela 3 Teste significância entre grupos dos radiômetros da Clínica Universitária

		Soma dos quadrados	Df	Quadrado Médio	Z	Sig.
SDI	Entre grupos	4361873,059	1	4361873,059	250,796	$p < 0,0005$
	Nos grupos	260882,000	15	17392,133		
	Total	4622755,059	16			
Woodpecker	Entre Grupos	4423817,177	1	4423817,177	83,980	$p < 0,0005$
	Nos grupos	790159,764	15	52677,318		
	Total	5213976,941	16			

Clínicas Privadas

Foram avaliados 30 aparelhos de clínicas privadas com valência na medicina dentária. Todos os aparelhos analisados eram de tecnologia LED. A presença de danos observou-se em 11 unidades, correspondendo a 36,7% das unidades analisadas. A presença de resíduos nas pontas dos fotopolimerizadores foi visível em 8 unidades, correspondendo a 26,7% dos aparelhos analisados. Verificámos também que 5 aparelhos possuíam as suas pontas com riscos (16,7% da amostra).

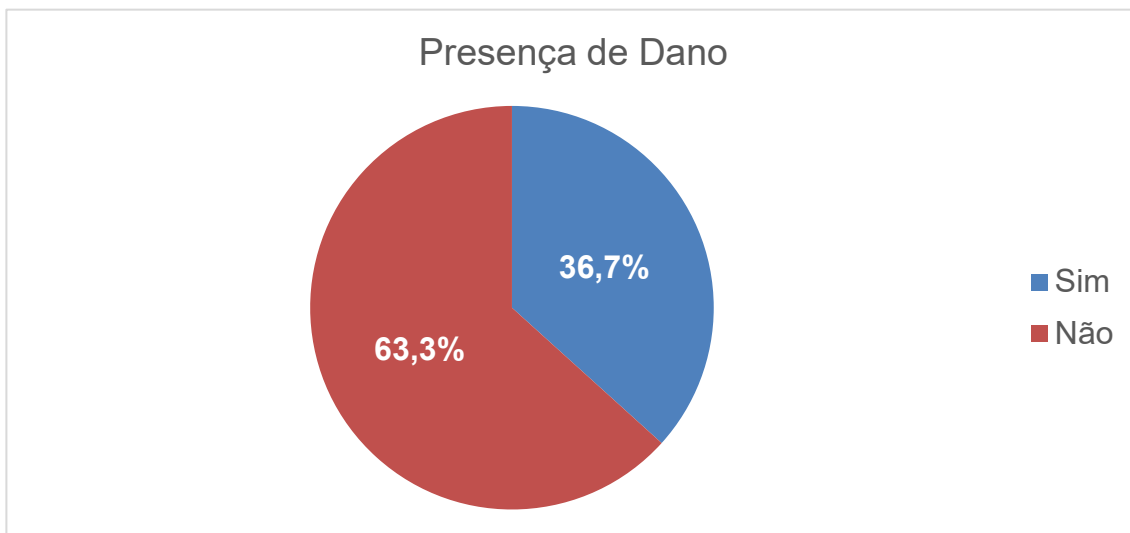


Figura 6 Gráfico da percentagem de dano na totalidade da amostra de consultórios privados

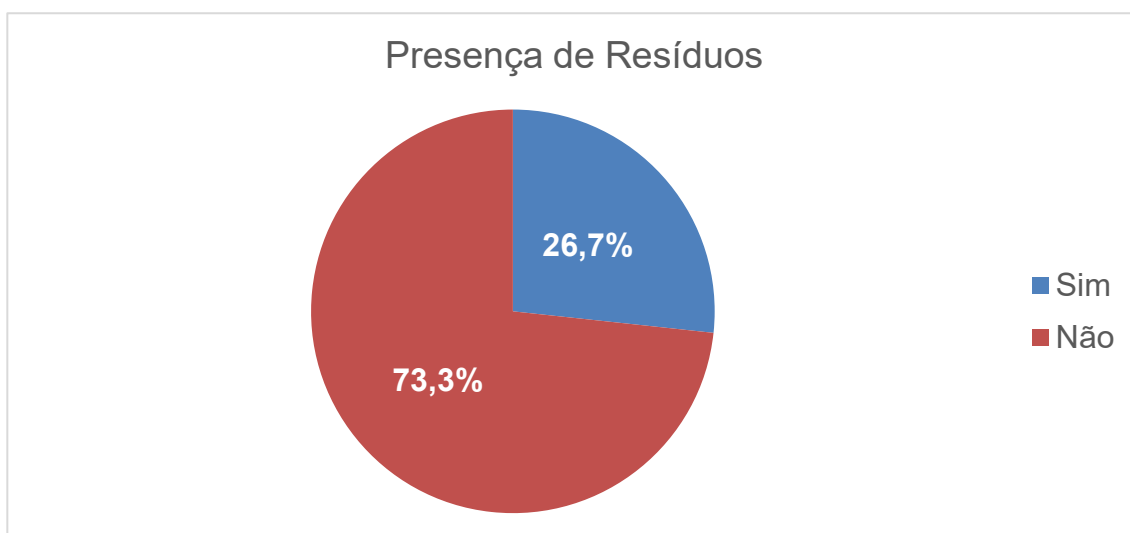


Figura 7 Gráfico da percentagem de resíduos na totalidade da amostra de consultórios privados

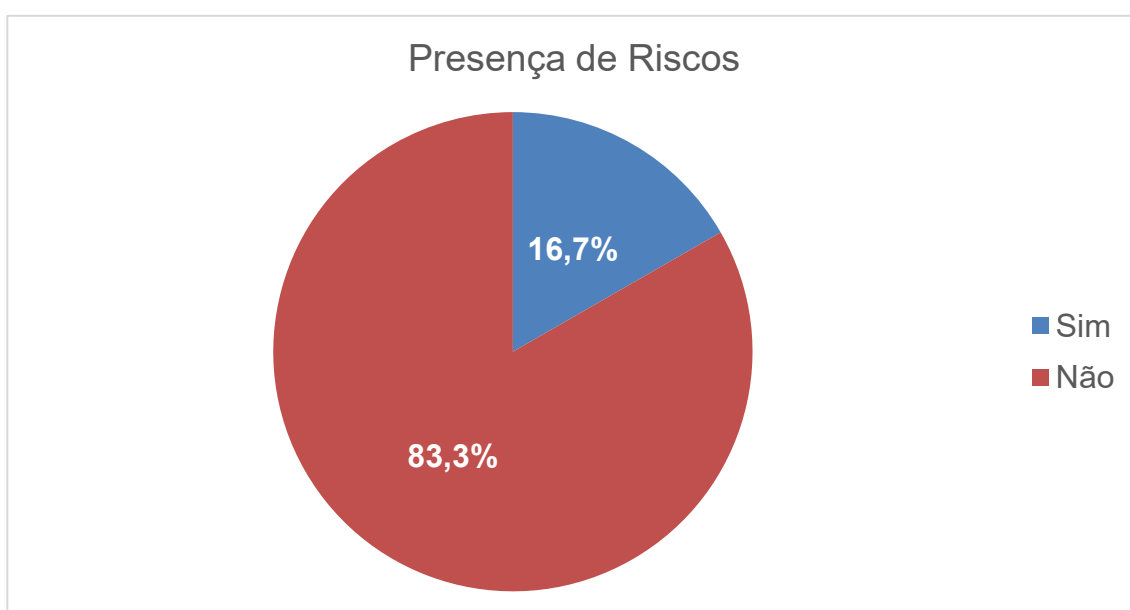


Figura 8 Gráfico da percentagem de riscos na totalidade da amostra de consultórios privados

Estabelecendo uma relação entre a presença de danos e resíduos, dois fotopolimerizadores possuíam dano e resíduos; nove possuíam danos, mas sem resíduos; seis possuíam resíduos sem dano; e treze fotopolimerizadores não tinha danos nem resíduos nas suas pontas.

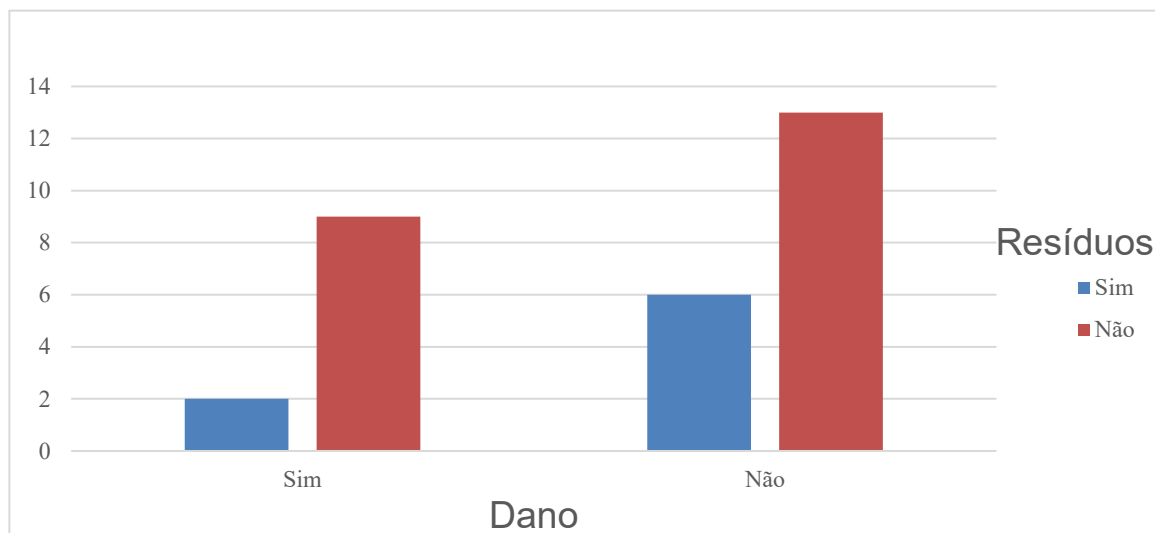


Figura 9 Relação entre a presença de dano e de resíduos na amostra de clínicas privadas

Analisando os valores de intensidade de luz obtidos, o valor mínimo registrado foi de 520mW/cm² no radiômetro SDI e de 600mW/cm² no radiômetro Woodpecker. Os valores máximos obtidos corresponderam à máxima escala de leitura de cada um dos aparelhos. Relativamente às médias registradas, para o radiômetro SDI verificámos uma média de leituras de 1170mW/cm² e para o radiômetro Woodpecker registámos 1771 mW/cm².

Procedendo ao teste estatístico Kolmogorov-Smirnov, está presente um grau de significância de p=0,05, ou seja, estatisticamente insignificante, revelando que o valor médio de leitura da potência não varia de acordo com o tipo de aparelho testado no radiômetro.

Tabela 4 Mínimo, Máximo, Média, Desvio padrão e significância da amostra de clínicas privadas

Tipo		SDI	Woodpecker
LED	Valor Mínimo Obtido	520	600
	Valor Máximo Obtido	2100	2800
	Média	1170,1111	1771,6667
	Desvio Padrão	±460,4611	±646,0981
	Resultado Teste Estatístico	p=0,05	

Clínica Universitária UCP – Viseu vs. Consultórios Privados

Para esta análise comparativa apenas foram elegidos os nove fotopolimerizadores LED da Clínica Universitária da UCP – Viseu e os trinta fotopolimerizadores de clínicas provadas com valência na medicina dentária de forma a se poder obter uma comparação equivalente na tecnologia LED utilizada.

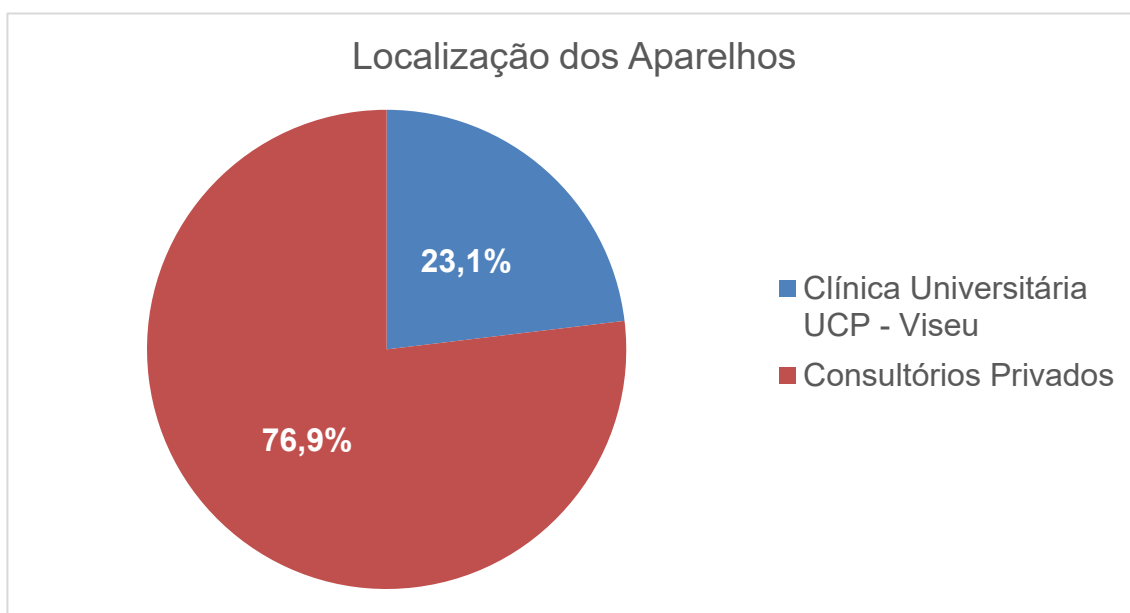


Figura 10 Distribuição da amostra da Clínica Universitária e de clínicas privadas

Da totalidade da amostra, 13 fotopolimerizadores possuíam danos nas suas pontas (33,3%) e 11 possuíam Resíduos (28,2%). Relativamente a riscos, estes estavam presentes em 13 unidades (33,3%).

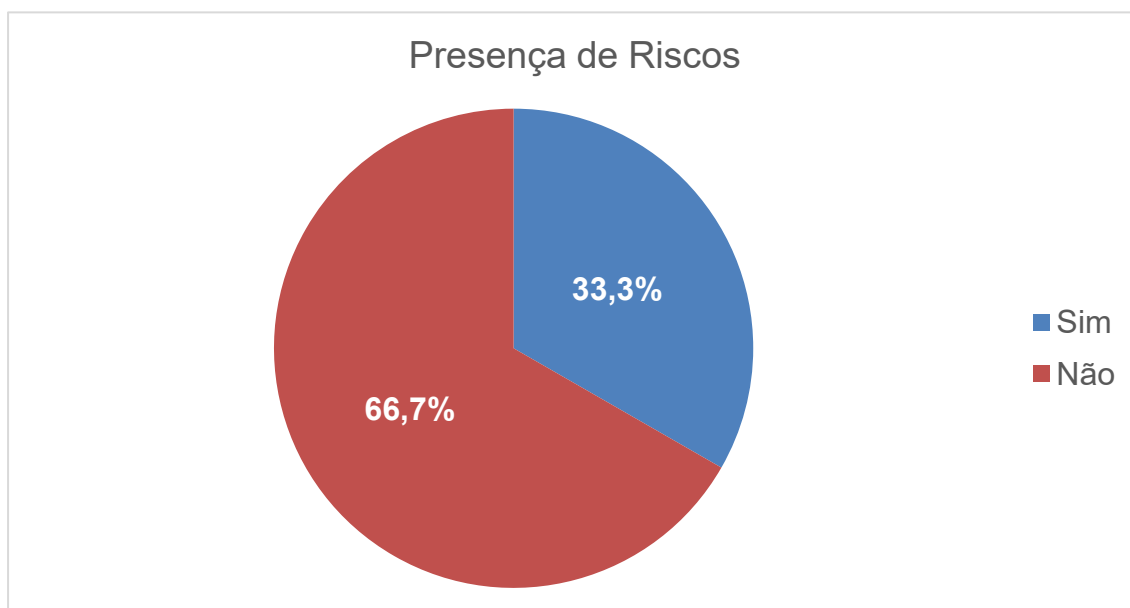


Figura 11 Presença de riscos na amostra da Clínica Universitária e clínicas privadas

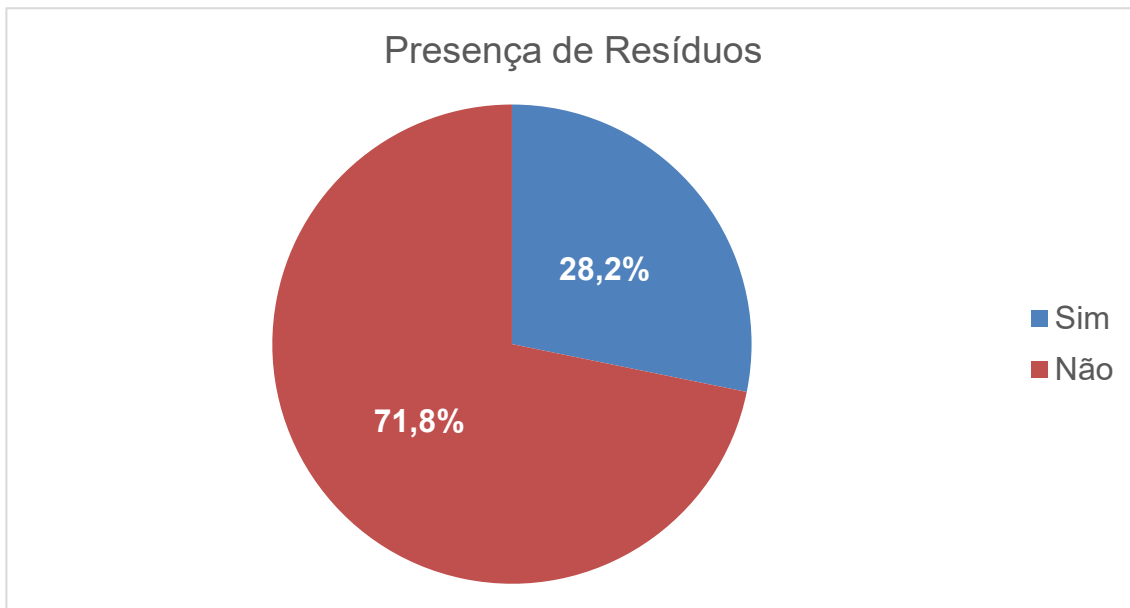


Figura 13 Presença de resíduos na amostra da Clínica Universitária e clínicas privadas

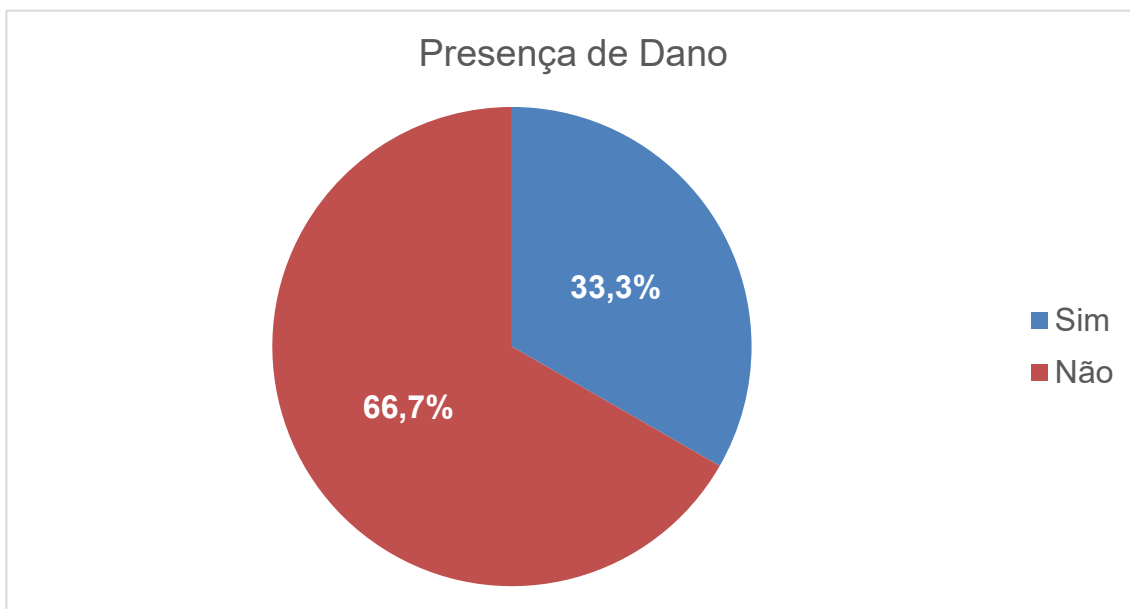


Figura 12 Presença de danos na amostra da Clínica Universitária e clínicas privadas

Na tabela seguinte encontra-se representada a presença de danos ou resíduos consoante a localização dos fotopolimerizadores elegidos para esta análise.

Tabela 5 Figura 11 Presença de danos, resíduos ou riscos consoante a localização do fotopolimerizador

Localização do Fotopolimerizador	Dano		Resíduos		Riscos	
	Sim	Não	Sim	Não	Sim	Não
Consultórios Privados	11	19	8	22	5	25
Clínica Universitária UCP - Viseu	2	7	3	6	8	1

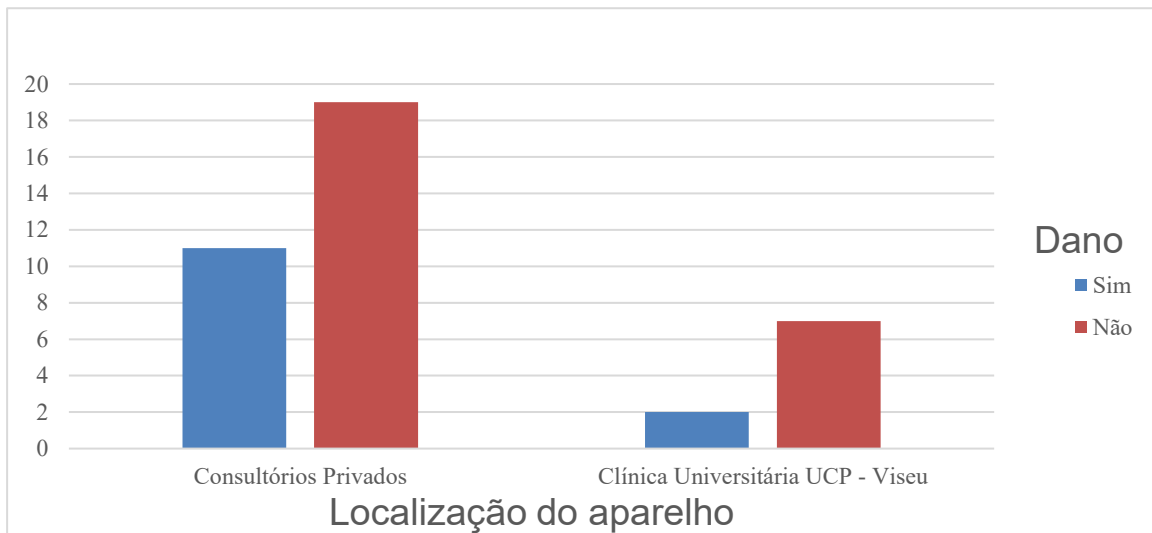


Figura 14 Presença de danos consoante a localização do aparelho

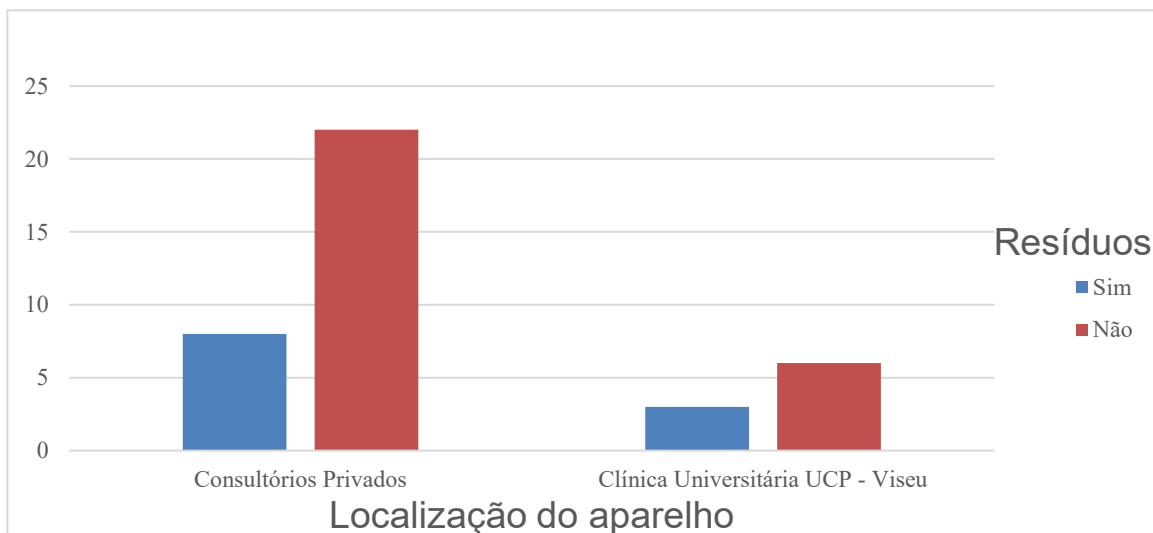


Figura 15 Presença de resíduos consoante a localização do aparelho

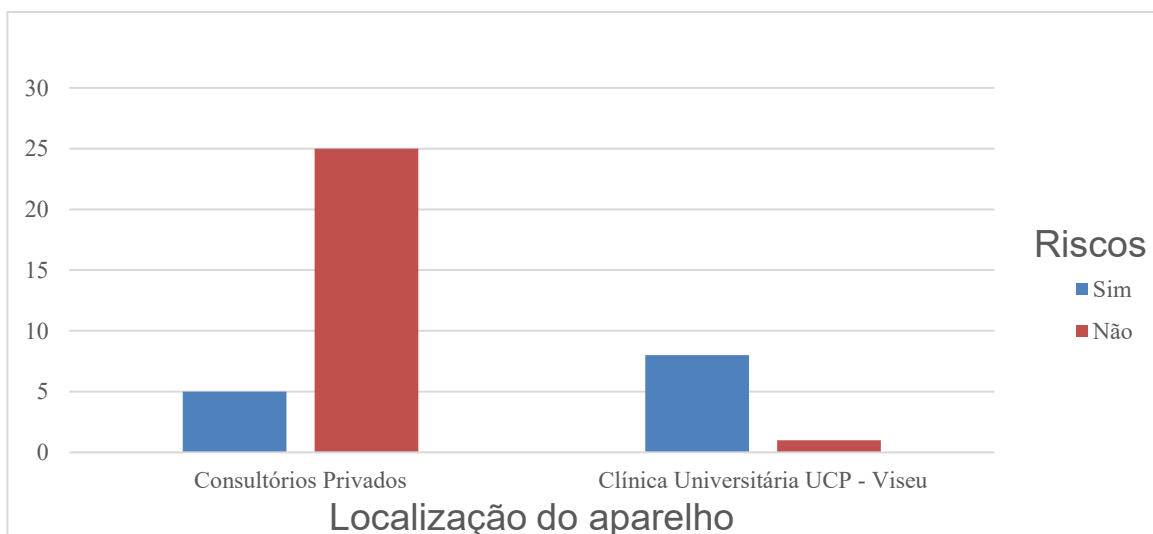


Figura 16 Presença de riscos consoante a localização do aparelho

Para a totalidade da amostra, o valor médio de intensidade de luz obtida no radiómetro SDI foi de 1174mW/cm² e no radiómetro Woodpecker foi de 1741 mW/cm².

Tabela 6 Média e desvio padrão da totalidade da amostra

Tipo	SDI	Woodpecker
Média	1174,7778	1741,4872
Desvio Padrão	±409,4938	±577,2879

Separando a amostra por localização do fotopolimerizador obtemos um valor médio de 1170 mW/cm² em consultórios privados e 1190 mW/cm² na Clínica Universitária da UCP – Viseu para medições com o radiómetro SDI. Relativamente ao radiómetro Woodpecker, obtemos uma média de 1771 mW/cm² nos consultórios privados e 1640mW/cm² na Clínica Universitária da UCP – Viseu.

Tabela 7 Média e desvio padrão de ambos radiómetros e por localização do fotopolimerizador

Média SDI	Consultórios Privados	Média	1170,1111
		Desvio Padrão	±460,4611
	Clínica Universitária UCP - Viseu	Média	1190,3333
		Desvio Padrão	±166,0180
Média Woodpecker	Consultórios Privados	Média	1771,6667
		Desvio Padrão	±646,0981
	Clínica Universitária UCP - Viseu	Média	1640,8889
		Desvio Padrão	±234,4373

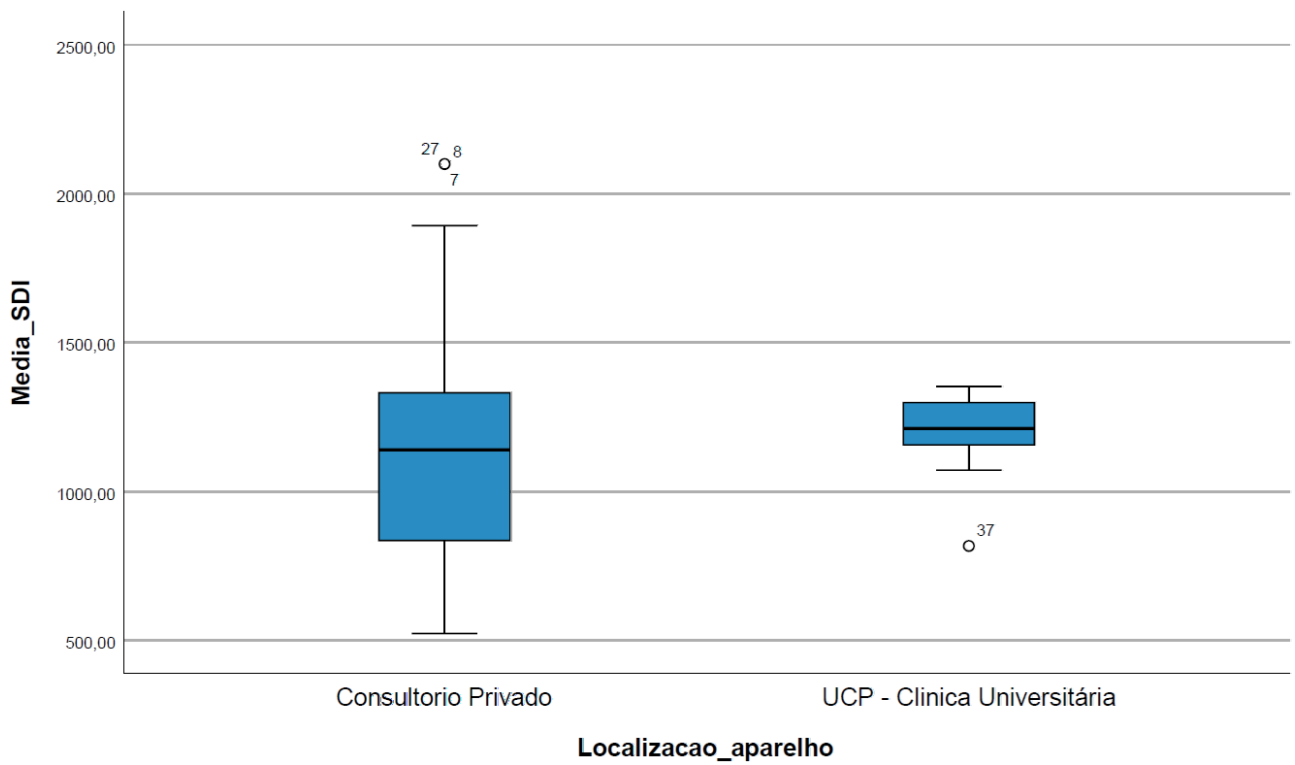


Figura 17 Média de leituras dos fotopolimerizadores LED com radiómetro SDI

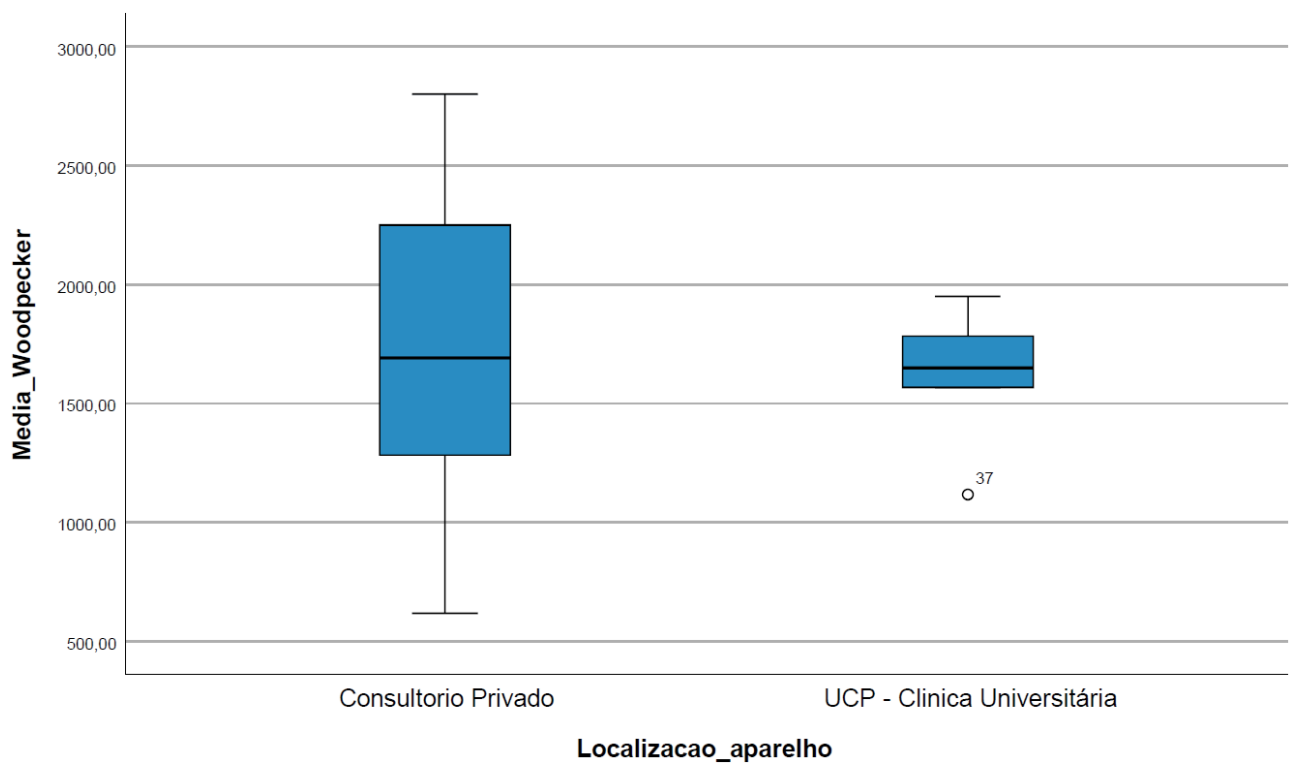


Figura 18 Média de leituras dos fotopolimerizadores LED com radiómetro Woodpecker

DISCUSSÃO

Após análise estatística efetuada podemos verificar que o radiómetro Woodpecker apresenta diferenças estatisticamente relevantes entre os valores obtidos em cada teste efetuado, bem como uma diferença estatisticamente significativa entre efetuar leituras com o radiómetro Woodpecker e o radiómetro SDI. Assim sendo, ao longo da restante discussão, bem como na conclusão apenas serão referidos e valorizados dados referentes às leituras efetuadas pelo radiómetro SDI.

A análise efetuada permite determinar que a aquisição de radiómetros de baixo valor pode induzir erros de leitura bem como uma má avaliação do estado dos equipamentos. De acordo com os resultados dos testes efetuados o valor mais baixo lido pelo radiómetro Woodpecker foi de $400\text{mW}/\text{cm}^2$ o que indica que esse fotopolimerizador estaria em plenas condições de funcionamento e eficácia, o que não se confirmou após leitura com o radiómetro SDI.

Como desvantagem, no radiómetro Woodpecker a escala de valores ser apresentada de 50 em 50 mW/cm^2 , o que leva a uma dificuldade acrescida na obtenção de resultados fiáveis. O radiómetro SDI, em contrapartida, apresenta uma escala de 5 em 5 mW/cm^2 . No entanto, conforme referido por Morimoto *et al.*, $50\text{mW}/\text{cm}^2$ não é um intervalo que represente uma melhoria significativa em propriedades dos materiais fotopolimerizados, não se traduzindo em impacto clínico.(11)

Clínica Universitária da Universidade Católica Portuguesa

Foram analisados uma totalidade de 18 fotopolimerizadores da clínica universitária dos quais 9 eram de tecnologia QTH e 9 de tecnologia LED. Como seria de esperar, os fotopolimerizadores LED são a tecnologia de eleição da atualidade, deste modo todos os fotopolimerizadores adquiridos pela clínica universitária posteriormente à aquisição das unidades QTH foram LED.

A presença de danos e resíduos, de acordo com a estatística, não apresentaram dados estatisticamente significantes que indiquem que haja uma diminuição do desempenho dos aparelhos na fotopolimerização. No entanto, é fundamental fazer uma verificação regular da presença de resíduos ou danos de forma a se poder intervir e assegurar que os fotopolimerizadores estão operacionais e proporcionam tratamentos de qualidade.

Relativamente às intensidades de luz, verificou-se uma enorme discrepância de valores obtidos entre os fotopolimerizadores QTH e LED. Os aparelhos QTH produziram uma intensidade luminosa média de 175 mW/cm² enquanto os LED produziram em média 1190 mW/cm².

No que diz respeito aos valores dos dispositivos QTH é alarmante pois possuem um défice significativo perante os valores padronizados pelas marcas de materiais dentários. Nenhum dos aparelhos possuía uma intensidade de luz superior a 300mW/cm², pelo que o valor mais elevado registado foi de 260mw/cm². Assim, conforme referido na introdução desta dissertação, os fotopolimerizadores com intensidades inferiores a 200 mW / cm², a fotopolimerização é insuficiente, acarretando efeitos negativos tais como falhas de adesão bem como micro infiltrações. Foram testados 4 aparelhos que se encontravam nesta categoria.(1, 4, 25, 35, 36)

Deverá, assim, ser considerado pela direção da Clínica Universitária da UCP - Viseu o investimento num radiómetro de alta qualidade para periodicamente serem efetuados testes de qualidade aos fotopolimerizadores.

Os restantes 4 aparelhos QTH apresentaram leituras compreendidas entre os 200 e os 300 mW/cm² pelo que será necessário um maior tempo de exposição para se poderem obter taxas elevadas de fotopolimerização. Neste caso, para estes aparelhos será então necessário aumentar o tempo de exposição por cada camada de resina composta utilizada durante o tratamento. Isto, pois utilizando os tempos de polimerização padronizados pelos fabricantes, é necessária uma intensidade mínima de 300 mW / cm² para que ocorra uma polimerização total dos vários incrementos de resina composta.(1)

Relativamente aos aparelhos de tecnologia LED, verificou-se leituras compreendidas entre 810 e 1370 m/cm², o que demonstra estarem dentro dos padrões do produtor. No entanto este elevado valor de intensidade também acarreta problemas como o aumento do stress de polimerização e a diminuição da fase pré-gel, que é necessária para uma maior mobilidade dos monómeros, permitindo a formação de uma longa cadeia de polímeros. Este stress de polimerização leva à existência de um maior nível de tensão entre as camadas de resina composta, aumentando a flexão sobre forças mastigatórias o que, por sua vez, conduz ao fracasso do tratamento.(1, 11, 25)

Oliveria M. realizou testes de intensidade a fotopolimerizadores LED na clínica universitária da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (FMDUP) relatando uma intensidade média de 1899mW/cm^2 . A amostra apresentada é composta por 73 fotopolimerizadores do tipo LED, possuindo mais 62 fotopolimerizadores que a Clínica Universitária da UCP – Viseu. Contrastando com o valor obtido na Clínica Universitária da UCP – Viseu de 1190mW/cm^2 , as unidades utilizadas na FMDUP demonstraram uma intensidade de luz muito superior (1899mW/cm^2) o que, como referido anteriormente, pode não ser benéfico se não for utilizado no modo de luz progressiva.(37)

Clínicas Privadas

Os testes elaborados nos consultórios privados revelaram informações determinantes sobre o avanço e adoção de novas tecnologias pelos clínicos. Cem por cento das clínicas visitadas apenas realizava prática clínica com fotopolimerizadores LED. A prior da realização do estudo acreditávamos que ainda iríamos encontrar várias unidades QTH em funcionamento, o qual não se revelou. Acreditamos que isto se deve à diminuição substancial do custo destas unidades face ao custo de quando a tecnologia era relativamente recente.

Um parâmetro menos positivo é a presença de danos nas pontas de onze fotopolimerizadores, correspondendo a 36,7%. Esta taxa revela que existe algum descuido no manuseamento destes aparelhos bem como o desconhecimento por parte dos clínicos das interferências que estes danos podem ter no padrão uniforme de fotopolimerização.

Relativamente à presença de resíduos é substancialmente inferior, no entanto demonstra que por vezes a polimerização das resinas compostas está a ser efetuada em contato direto com a ponta do fotopolimerizador. Esta situação não é indicada e acarreta alterações no padrão de polimerização. (37, 38) A presença destes resíduos revela a falta de utilização de uma barreira física bem como se torna um alerta de risco de infeções cruzadas entre consultas caso a desinfeção/ limpeza não seja corretamente efetuada.

A percentagem de riscos foi baixa e está diretamente relacionada com o tipo de ponta dos fotopolimerizadores testados. Fotopolimerizadores com o chip de LED na ponta continham a proteção plástica riscada. Os fotopolimerizadores com ponta de fibra de vidro demonstraram uma taxa de prevalência muito inferior.

No que toca à intensidade de luz registada, os resultados foram muito satisfatórios uma vez que não foi detetado nenhum fotopolimerizador que não cumprisse os requisitos mínimos de intensidade requerido pelos fabricantes de materiais dentários. Registámos o valor mais baixo de 520 mW/cm^2 que consegue proporcionar todas as capacidades de polimerização completa das resinas compostas.

O valor máximo obtido correspondeu foi de 2100 mW/cm^2 que corresponde ao limite de escala dos radiómetros utilizados. Esta elevada intensidade luminosa não é nada aconselhada devido aos fatores de stress de polimerização referidos anteriormente, bem como os clínicos referiram que costuma por vezes ser incomodativo tanto para o paciente como para o próprio clínico. Nestes casos é de extrema importância a utilização do programa pré-definido na unidade que corresponde ao aumento progressivo da intensidade de luz conseguindo obter uma melhor polimerização em profundidade e menor tensão nas camadas superiores.(11)

Comparativamente a estudos prévios realizados em outros países, verificámos que os resultados obtidos representam uma média de intensidade de luz superior à registada por outros autores. Relativamente à presença de resíduos bem como danos, as unidades testadas apresentam valores semelhantes à média presente em outros estudos.(1, 11, 16, 20, 29-34, 39)

Durante as visitas a clínicas privadas surgiu uma situação interessante relativamente à conservação a longo prazo destas unidades. Numa das clínicas, estava presente um kit constituído por duas unidades iguais adquiridas há aproximadamente 6 anos. Uma das unidades era de utilização consecutiva desde a sua aquisição e a outra nunca tinha sido utilizada, sendo pela primeira vez carregada para realizar o teste. Aquando da tentativa de teste verificámos que a unidade não conseguia fornecer energia suficiente para ser lida pelos radiómetros. Este caso pode indiciar que a preservação a longo termo de baterias sem ciclos de utilização conduz a uma ineficiência do aparelho e a não corresponder aos parâmetros de fábrica. Um estudo realizado por Tongtaksin e Leevailoj estabeleceu a relação entre a carga da bateria e intensidade da luz, demonstrando uma diminuição do desempenho do fotopolimerizador ao longo da diminuição da percentagem de bateria. Deste modo, é fundamental verificar regularmente o estado da bateria pois este pode influenciar os resultados clínicos.(9)

Muitos médicos dentistas e diretores clínicos demonstraram que desconhecer a existência de radiómetros ou a necessidade de executar testes regulares aos fotopolimerizadores, pelo que é fundamental a sensibilização de toda a comunidade da área da medicina dentária para os eventuais efeitos adversos do não controlo/ manutenção das unidades de fotopolimerização.

Clínica Universitária UCP – Viseu vs. Consultórios Privados

Dado que os fotopolimerizadores QTH presentes na Clínica Universitária UCP – Viseu não se encontram de acordo com as normas estipuladas pelos fabricantes, apenas os fotopolimerizadores LED serão comparados com os fotopolimerizadores testados em clínicas privadas.

Assim, obtivemos uma amostra de trinta e nove fotopolimerizadores de tecnologia LED, nove (23,1%) provenientes da Clínica Universitária UCP – Viseu e trinta (76,9%) de clínicas privadas. Após análise estatística desta amostra, verificámos que a percentagem de danos e resíduos entre as duas amostras não é muito discrepante, revelando condições de manuseamento semelhantes entre a clínica universitária e o setor privado. Respetivamente, estamos perante intensidades médias muito próximas, uma vez que a média de intensidade das unidades da Clínica Universitária UCP – Viseu é $1190\text{mW}/\text{cm}^2$ e a dos consultórios privados é de $1170\text{mW}/\text{cm}^2$.

A presença de uma média muito acima dos valores mínimos aconselhados pelos fabricantes de materiais fotopolimerizáveis, revela que apesar de algumas unidades serem de custo muito mais elevado ou mais baixo, vamos conseguir realizar uma boa polimerização do material e garantir sucesso no tratamento. É, no entanto, importante salientar utilização do modo progressivo de intensidade de forma a atenuarmos os efeitos negativos induzidos por esta intensidade luminosa elevada.

Uma vez que os fotopolimerizadores utilizados na Clínica Universitária UCP – Viseu são todos da mesma marca e modelo semelhante, é possível verificar no teste estatístico uma menor discrepância na amplitude das leituras obtidas, enquanto os resultados dos fotopolimerizadores das clínicas privadas apresentam amplitudes muito elevadas de discrepância de leituras entre aparelhos.

Limitações

Durante as leituras e visitas a consultórios de medicina dentária privados, foi evidenciado a inúmera variedade de marcas e modelos de fotopolimerizadores que estes utilizam. Deste modo, verificou-se que a luz azul fornecida pelos aparelhos não era igual entre todas, sendo que tanto estávamos perante uma luz de tonalidade azul claro, como de azul mais escuro. Assim, consideramos fulcral que num futuro estudo seja utilizado um espectrómetro de luz, de forma a verificar a variedade de comprimentos de onda que estes aparelhos produzem. Este aparelho será uma ferramenta chave na correta avaliação da eficácia desses fotopolimerizadores, uma vez que os radiómetros utilizados medem a intensidade luminosa de qualquer espectro de luz.

Uma vez que não possuímos uma amostra igual entre marcas ou modelos de fotopolimerizadores, não foi possível elaborar uma relação estatisticamente significativa entre estes. Assim não pudemos estabelecer comparações entre marcas ou modelos de fotopolimerizadores.

CONCLUSÃO

A análise destes resultados tem alto impacto na prática clínica uma vez que o bom/mau funcionamento dos fotopolimerizadores está diretamente relacionado com o sucesso ou insucesso dos tratamentos dentários. A utilização de aparelhos que não possuem o desempenho original especificado pela marca devem ser retirados da prática clínica dado que são a fonte principal de insucessos nos tratamentos.

Deste modo, as atuais unidades de fotopolimerização QTH da Clínica Universitária UCP – Viseu não são capazes de fornecer a intensidade mínima estipulada pelos fabricantes, pelo que se aconselha a suspensão da utilização.

Os fotopolimerizadores LED da Clínica Universitária UCP – Viseu devem permanecer na atividade clínica, instruindo a utilização do modo de energia progressiva. A sua inspeção regular também é aconselhada.

Os testes realizados em clínicas do setor privado revelaram resultados muito positivos pela inexistência de unidades com intensidade luminosa deficiente.

Sugere-se também para um futuro seguimento do estudo, a utilização de um espectrómetro, de forma a poder avaliar as variações de espectro de luz entre os diversos fotopolimerizadores testados.

BIBLIOGRAFIA

1. Nassar HM, Ajaj R, Hasanain F. Efficiency of light curing units in a government dental school. *Journal of oral science*. 2018;60(1):142-6.
2. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Analysis of composite type and different sources of polymerization light on in vitro toothbrush/dentifrice abrasion resistance. *Journal of dentistry*. 2000;28(5):355-9.
3. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Critical reviews in oral biology and medicine* : an official publication of the American Association of Oral Biologists. 1995;6(4):302-18.
4. Demarco FF, Collares K, Coelho-de-Souza FH, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, et al. Anterior composite restorations: A systematic review on long-term survival and reasons for failure. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2015;31(10):1214-24.
5. Alvanforoush N, Palamara J, Wong RH, Burrow MF. Comparison between published clinical success of direct resin composite restorations in vital posterior teeth in 1995-2005 and 2006-2016 periods. *Australian dental journal*. 2017;62(2):132-45.
6. Leprince JG, Palin WM, Hadis MA, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2013;29(2):139-56.
7. Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2013;29(1):51-8.
8. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2013;29(6):605-17.
9. Tongtaksin A, Leevailoj C. Battery Charge Affects the Stability of Light Intensity from Light-emitting Diode Light-curing Units. *Operative dentistry*. 2017;42(5):497-504.
10. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Operative dentistry*. 1994;19(1):26-32.
11. Morimoto S, Zanini RA, Meira JB, Agra CM, Calheiros FC, Nagase DY. Influence of physical assessment of different light-curing units on irradiance and composite microhardness top/bottom ratio. *Odontology*. 2016;104(3):298-304.
12. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(12):1165-73.

13. Borges A, Chasqueira F, Portugal J. Grau de Conversão de Resinas Compostas. Influência do Método de Fotopolimerização. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*. 2009;50(4):197-203.
14. Sze SM, Ng KK. Physics of semiconductor devices. In: Sons HJW, editor. 3rd ed2007. p. 608-20.
15. ROUND HJ. A Note on Carborundum. *Semiconductor Devices: Pioneering Papers*. p. 879-.
16. Hegde V, Jadhav S, Aher GB. A clinical survey of the output intensity of 200 light curing units in dental offices across Maharashtra. *Journal of conservative dentistry : JCD*. 2009;12(3):105-8.
17. Cao D, inventorLight for use in activating light-activated materials, the light having a plurality of light emitting semiconductor chips emitting light of differing peak wavelengths to provide a wide light spectrum profile. United States2002.
18. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British dental journal*. 1999;186(8):388-91.
19. Franco EB, dos Santos PA, Mondelli RF. The effect of different light-curing units on tensile strength and microhardness of a composite resin. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2007;15(6):470-4.
20. Maghaireh GA, Alzraikat H, Taha NA. Assessing the irradiance delivered from light-curing units in private dental offices in Jordan. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2013;144(8):922-7.
21. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2011;27(1):39-52.
22. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Brazilian oral research*. 2017;31(suppl 1):e61.
23. Megremis SJ, Ong V, Lukic H, Shepelak H. An ada laboratory evaluation of light-emitting diode curing units. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2014;145(11):1164-6.
24. Harlow JE, Sullivan B, Shortall AC, Labrie D, Price RB. Characterizing the output settings of dental curing lights. *Journal of dentistry*. 2016;44:20-6.
25. Bani M, Tirali RE. Effect of new light curing units on microleakage and microhardness of resin sealants. *Dental materials journal*. 2016;35(3):517-22.

26. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dental materials journal*. 2010;29(5):481-501.
27. Haitz RH, Cradford MG, Weissman RH. Light emitting diodes. In: Bass M, editor. *Handbook of optics*. New York: McGraw Hill Inc.; 1995. p. 12.1-.39.
28. Cayless MA, Marsden AM. Tungsten halogen lamps. *Lamps and Lighting*. 3rd ed. London: Edward Arnold Ltd.; 1983. p. 169-82.
29. Barghi N, Berry T, Hatton C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1994;125(7):992-6.
30. Hao X, Luo M, Wu J, Zhu S. A survey of power density of light-curing units used in private dental offices in Changchun City, China. *Lasers in medical science*. 2015;30(2):493-7.
31. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Lewis DW, Shokati B, Kermalli J, Soliman O, et al. Intensity of quartz-tungsten-halogen light-curing units used in private practice in Toronto. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 2005;136(6):766-73; quiz 806-7.
32. Omid BR, Gosili A, Jaber-Ansari M, Mahdkhah A. Intensity output and effectiveness of light curing units in dental offices. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2018;10(6):e555-e60.
33. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Operative dentistry*. 1998;23(2):50-4.
34. Ernst CP, Price RB, Callaway A, Masek A, Schwarm H, Rullmann I, et al. Visible Light Curing Devices - Irradiance and Use in 302 German Dental Offices. *The journal of adhesive dentistry*. 2018;20(1):41-55.
35. Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(1):87-101.
36. D'Alpino PH, Wang L, Rueggeberg FA, Svizero NR, Pereira JC, Pashley DH, et al. Bond strength of resin-based restorations polymerized with different light-curing sources. *The journal of adhesive dentistry*. 2006;8(5):293-8.
37. Ramos A. INFLUÊNCIA DA DISTÂNCIA DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO E DA GLICERINA NA ESTABILIDADE DA COR DAS RESINAS COMPOSTAS: INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ; 2014.

38. Al-Zain AO, Eckert GJ, Lukic H, Megremis S, Platt JA. Polymerization pattern characterization within a resin-based composite cured using different curing units at two distances. *Clinical oral investigations*. 2019.
39. Oliveira M. Contribuição para o estudo da eficácia da fotopolimerização na Clínica da FMDUP. Avaliação do desempenho dos seus aparelhos fotopolimerizadores: Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto; 2014.

APÊNDICES

Apêndice 1: Tabela de leituras dos fotopolimerizadores da Clínica Universitária da UCP – Viseu

Identificação	Tipo	Dano	Resíduos	Medição SDI			Medição Woodpecker		
Box 10	QTH	Não	Sim	0	0	0	0	0	0
Box 2	QTH	Não	Não	125	120	125	500	450	500
Woodpecker L1531510D	LED	Não	Sim	1090	1060	1065	1550	1650	1600
Woodpecker L1760230H	LED	Não	Não	1150	1160	1160	1550	1600	1550
Woodpecker L1691035H	LED	Sim	Não	1330	1370	1360	1900	2050	1900
Box 24	QTH	Sim	Sim	140	145	145	400	400	450
Box 34	QTH	Não	Sim	260	265	260	850	900	850
Box 27	QTH	Não	Sim	60	65	60	400	400	450
Box 28	QTH	Não	Sim	105	110	110	350	400	350
Box 7	QTH	Não	Não	225	220	225	650	650	700
Woodpecker L1691045H	LED	Não	Não	1305	1285	1305	1700	1750	1700
Woodpecker L1691033H	LED	Sim	Não	1225	1210	1200	1600	1550	1550
Woodpecker L1690948H	LED	Não	Não	1370	1330	1310	1800	1850	1800
Box 16	QTH	Não	Não	260	260	260	900	900	850
Box 13	QTH	Sim	Não	225	220	225	850	850	850
Woodpecker L1760189H	LED	Não	Sim	810	820	820	1150	1100	1100
Woodpecker L17B0188B	LED	Não	Não	1225	1185	1190	1650	1650	1650
Woodpecker L17B0185B	LED	Não	Sim	1280	1270	1250	1800	1750	1800

Apêndice 2: Tabela de leituras dos fotopolimerizadores de clínicas privadas

Identificação	Tipo	Dano	Resíduos	Medição SDI			Medição Woodpecker		
Ivoclar	LED	Não	Não	1125	1075	1100	2700	2700	2650
Dentsply	LED	Não	Não	825	840	840	2650	2600	2600
Mectron starlight pro 01	LED	Sim	Não	1240	1240	1260	2800	2800	2750
Mectron starlight 02	LED	Não	Não	590	580	540	0	0	0
Myray	LED	Sim	Não	525	520	525	950	950	950
SDI radii plus+	LED	Riscos	Não	1900	1910	1870	1300	1250	1250
Premiumplus	LED	Riscos	Não	2100	2100	2100	2800	2800	2800
Premiumplus	LED	Riscos	Não	2100	2100	2100	2800	2800	2800
S/ Marca	LED	Sim	Não	585	580	565	600	650	600
Silverlight	LED	Sim	Não	600	585	625	1150	1150	1150
RS easylight B10030864A	LED	Não	Sim	1370	1305	1320	2300	2250	2200
RS easylight L1613307B	LED	Não	Sim	1190	1180	1180	1650	1700	1650
RS easylight L1811914B	LED	Não	Sim	1210	1205	1205	1650	1700	1700
DTE iled L1865049I	LED	Não	Não	1540	1540	1525	2100	2000	2050
DTE iled L17b0715I	LED	Riscos	Não	1585	1590	1610	2100	2050	2100
RS easylight B90240760	LED	Não	Sim	1030	985	965	1400	1450	1350
RS easylight L16B4609B	LED	Não	Sim	1350	1305	1330	1850	1950	1900
RS easylight L1613282B	LED	Não	Não	1245	1240	1220	1750	1750	1700
RS easylight L1370141B	LED	Sim	Sim	1110	1085	1105	1500	1550	1500
Cadeira Stern Weber	LED	Sim	Não	810	825	820	1400	1400	1400
S/ Marca Consultório N°5	LED	Não	Não	1325	1285	1260	2100	2150	2100
S/ Marca Consultório N°2	LED	Não	Não	1580	1500	1490	2400	2350	2300
Woodpecker L1360358E	LED	Sim	Não	1060	1040	1030	1600	1650	1600
DouroLED	LED	Sim	Sim	640	630	625	950	950	950
VOCO celalux 3	LED	Não	Não	1145	1185	1185	1700	1750	1750
RS easylight L1613358B	LED	Não	Sim	1085	1110	1130	1750	1700	1650
Ivoclar Bluephase Style	LED	Não	Não	2100	2100	2100	2800	2800	2800
Coltène	LED	Riscos	Não	560	540	550	850	800	800
DouroMed c/nr serie	LED	Não	Não	870	850	850	1350	1300	1200
DouroMed s/ nr serie	LED	Não	Não	890	885	840	1300	1300	1250