



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Pedro Augusto Beraldo Braga

**Cinética térmica do clareamento de consultório fotoassistido:
efeito da cor do gel e do comprimento de onda do LED**

Araraquara

2025



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Pedro Augusto Beraldo Braga

**Cinética térmica no clareamento de consultório fotoassistido:
efeito da cor do gel e do comprimento de onda do LED**

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas, na Área de Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior

Araraquara

2025

B813c Braga, Pedro Augusto Beraldo
Cinética térmica no clareamento de consultório fotoassistido :
efeito da cor do gel e do comprimento de onda do LED / Pedro
Augusto Beraldo Braga. -- Araraquara, 2025
69 p. : tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista
(UNESP), Faculdade de Odontologia, Araraquara
Orientador: Osmir Batista De Oliveira Junior

1. Clareamento dental 2. Clareadores 3.
Temperatura do corpo. I. Título.

Pedro Augusto Beraldo Braga

**Cinética térmica no clareamento de consultório fotoassistido:
efeito da cor do gel e do comprimento de onda do LED**

Comissão julgadora

Dissertação para obtenção do grau de mestre em Dentística Restauradora

Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior

Profa. Dra. Andrea Abi Rached Dantas

Prof. Dr. Fernando Luis Esteban Florez

Araraquara, 27 de fevereiro de 2025.

DADOS CURRICULARES

Pedro Augusto Beraldo Braga

NASCIMENTO: 07/12/1995 – Botucatu – São Paulo

FILIAÇÃO: Ana Maria Beraldo Braga e Ailton Carmona Braga

2014/2021 - Graduação em Odontologia.

Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP, Brasil.

2023/2025 - Mestrado em Odontologia (Dentística Restauradora).

Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, UNESP, Brasil.

A Ana Maria Beraldo Braga, minha mãe, por todo o apoio, amor e por
sempre cuidar de mim.

AGRADECIMENTOS

O mais importante dos agradecimentos é aos meus pais, **Ailton Carmona Braga** (*in memorian*) e **Ana Maria Beraldo Braga**, por me darem toda a estrutura, carinho e apoio que eu precisei para chegar até a mim. Agradeço também a meu pai celestial, **Deus**, por toda ajuda, proteção ao longo dos últimos anos e por sempre trazer um milagre até a mim quando é preciso.

À meu orientador **Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Júnior**, por todo o suporte e conselhos ao longo da trajetória do mestrado.

A todos que já cuidaram de mim de algum jeito fazendo eu me sentir parte de várias grandes famílias; **Solange, Débora, Danilo, Vó Fátima e Vô Jonas, Tia Karen, Tio Fábio, Maria Lara, Karina, Élcio, Adriana, Nadir** (*in memorian*), **Fellipe Camarossi, Stéfani, Gabriel, Arthur e Cícera**.

E a todos os importantes amigos, de diversos núcleos da minha vida; **José Dário Júnior, Miguel** (*in memorian*), **Renato, Vitório, Luiza, Sérgio, Gustavão, Ana Carolina, Agnado Harry, Gabriel Raj, Guilherme Ceschini, Victor Garcia, Oscar Muñoz, Paulo Pessolato, Vinícius Caetano, Luis Gustavo Izumi, Pedro Biscaíno, Marisa, Guilherme Simbole, João Tabaschini, João de Paula, Lucas, Cícero, Cadu Pavão, Conrado, Gabriel Azola e Patrícia**.

Eu poderia passar horas escrevendo sobre várias pessoas importantes para minha trajetória, e isso só faria eu me sentir cada vez mais abençoado por ter tanta gente ao meu lado. E mesmo que eu não te conheça e você leia isso, saiba que você também é uma pessoa única e especial. Afinal, eu nunca conheci alguém com quem eu não aprendi nada.

“Aquele que habita no esconderijo do Altíssimo, à sombra do Onipotente descansará.
Direi do Senhor: Ele é o meu Deus, o meu refúgio, a minha fortaleza, e nele confiarei.”
Salmos 91:1-2^{1*}

^{1*} Salmos 91:1-2, Bíblia Sagrada ACF.

Braga PAB. Cinética térmica no clareamento de consultório fotoassistido: efeito da cor do gel e do comprimento de onda do LED [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2025.

RESUMO

Este estudo avaliou o efeito da interação entre diferentes cores de géis e comprimentos de onda emitidos por LEDs azul ($450\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$) ou violeta ($405\text{ nm} \pm 5\text{ nm}$), ambos combinados com laser de diodo infravermelho ($808\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$), sobre a cinética térmica destas duas técnicas de clareamento dental de consultório fotoassistido. Segmentos do terço mediano de incisivos bovinos cortados transversalmente foram utilizados como corpos de prova. Câmera térmica FLIR C5 com sensor infravermelho foi empregada para capturar, em tempo real, a evolução e distribuição do calor gerado na dentina profunda, mais próxima câmara pulpar. O gel clareador foi manipulado conforme recomendações do fabricante e 1 ml deste gel foi colocado sobre a superfície vestibular do corpo de prova. A temperatura da dentina profunda foi registrada minuto a minuto por 32 minutos, divididos em 2 períodos de 16 minutos, com troca do gel por uma nova porção na metade do tempo. Luz azul ou violeta foi aplicada de forma intermitente pelo tempo de 1 min com luz e um min sem por todo o experimento, totalizando 16 minutos de fotoativação. Teste de anova de medidas repetidas two way evidenciou que a luz violeta gerou maiores elevações de temperatura em comparação à luz azul, com padrões térmicos distintos identificados para cada tipo de gel clareador. O gel de cor amarela e baixa concentração de peróxido (Nanowhite 6%) apresentou a melhor capacidade de proteção e dissipação de calor, o gel verde de alta concentração Whiteness HP Maxx 35% promoveu aumento significativo da temperatura da estrutura dental, acima do observado no grupo controle (dente exposto a luz sem gel). Pode-se concluir que a cor do gel tem efeito significativo sobre a temperatura transmitida à estrutura dental durante as técnicas de clareamento fotoassistidas. A técnica de clareamento fotônico com luz violeta (sem gel) gera maior temperatura transmitida à estrutura dental do que as técnicas com géis amarelo, laranja e transparente. Luz violeta gera maior temperatura transmitida sobre a superfície dental com todos os géis testados a exceção do gel amarelo de baixa concentração.

Palavras – chave: Clareamento dental. Clareadores. Temperatura corporal.

Braga PAB. Thermal kinetics in photo-assisted in-office whitening: effect of gel color and LED wavelength [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2025.

ABSTRACT

This study evaluated the effect of the interaction between different gel colors and the wavelengths emitted by blue LEDs ($450\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$) or violet LEDs ($405\text{ nm} \pm 5\text{ nm}$), both combined with an infrared diode laser ($808\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$), on the thermal kinetics of these two in-office light-assisted teeth whitening techniques. Transversely cut segments of the middle third of bovine incisors were used as specimens. A FLIR C5 thermal camera with an infrared sensor was employed to capture, in real time, the evolution and distribution of heat generated in the deep dentin, closer to the pulp chamber. The whitening gel was prepared according to the manufacturer's recommendations, and 1 ml of the gel was applied to the buccal surface of the specimen. The deep dentin temperature was recorded minute by minute for 32 minutes, divided into two periods of 16 minutes, with the gel being replaced with a fresh portion halfway through. Blue or violet light was applied intermittently for 1 minute on and 1 minute off throughout the experiment, totaling 16 minutes of photoactivation. A two-way repeated measures ANOVA test showed that violet light caused higher temperature increases compared to blue light, with distinct thermal patterns identified for each type of whitening gel. The yellow gel with low peroxide concentration (Nanowhite 6%) demonstrated the best heat protection and dissipation capacity, while the high-concentration green gel (Whiteness HP Maxx 35%) significantly increased the temperature of the dental structure, surpassing the control group (tooth exposed to light without gel). It can be concluded that gel color has a significant effect on the temperature transmitted to the dental structure during light-assisted whitening techniques. The photon whitening technique using violet light (without gel) resulted in a higher temperature increase in the dental structure compared to techniques using yellow, orange, and transparent gels. Violet light generated a higher temperature increase on the dental surface with all tested gels, except for the low-concentration yellow gel.

Keywords: Tooth bleaching. Bleaching agents. Body temperature.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 PROPOSIÇÃO.....	13
2.1 Hipóteses Nulas.....	13
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	14
3.1 Os mecanismos do clareamento dental.....	14
3.2 O mecanismo da pulpíte.....	16
3.3 O aumento de temperatura e as lesões pulpares.....	18
3.4 O aumento de temperatura no clareamento fotoassistido.....	21
3.5 O uso de corantes em géis clareadores.....	24
3.6 O uso das câmeras térmicas de infravermelho nos estudos odontológicos.....	26
4 MATERIAL E MÉTODO.....	29
4.1 Equipamentos.....	29
4.2 Produtos selecionados.....	29
4.3 Montagem dos equipamentos.....	31
4.4 Tomada dos valores da cinética térmica.....	33
5 RESULTADO.....	36
6 DISCUSSÃO	41
7 CONCLUSÃO.....	47
REFERÊNCIAS.....	48
ANEXOS	

1 INTRODUÇÃO

O clareamento dental tem proporcionado aos pacientes arcadas dentárias com tons mais claros e esteticamente agradáveis, conferindo aos sorrisos um aspecto mais jovem e atraente. Esse efeito é alcançado por meio do uso de agentes clareadores, como os peróxidos de hidrogênio e de carbamida, que são indicados conforme as necessidades e condições específicas de cada caso¹.

O tratamento, no entanto, não é concluído em uma única etapa². Ele é dividido em sessões realizadas ao longo de semanas, permitindo uma progressão gradual nos resultados. A cada sessão, observa-se uma evolução para tons mais claros, culminando em resultados cada vez mais satisfatórios para o paciente². Adicionalmente, alguns produtos utilizados requerem trocas periódicas do gel clareador durante os ciclos de aplicação, o que pode ocorrer diversas vezes em uma única sessão². Independente do produto utilizado, o processo de clareamento é percebido como moroso por pacientes e profissionais.

Para atender à necessidade de múltiplas aplicações e otimizar o tempo clínico, foram desenvolvidas técnicas que tornaram o processo mais eficiente e menos demorado^{1,2}. Em 1918, surgiram os primeiros relatos do uso de fontes de luz ou calor como recurso para catalisar e acelerar os efeitos do clareamento dental¹.

Atualmente, o uso de aparelhos de luz desenvolvidos especificamente para o clareamento dental permite compreender que a energia luminosa gerada por esses dispositivos contribui de duas formas principais para o clareamento dos dentes: pela termocatálise, com o aumento da temperatura¹, e pela fotólise, com a interação direta da luz com o gel clareador¹.

A termocatálise ocorre quando a energia luminosa incide sobre o gel clareador, sendo parcialmente absorvida em função da coloração do produto¹. Esse processo eleva a temperatura interna do gel, acelerando a liberação de radicais reativos e, consequentemente, acelerando o clareamento dental¹. Atualmente, os fabricantes oferecem uma ampla gama de fontes de luz para esse propósito, incluindo lâmpadas halógenas, arcos de plasma, LEDs e lasers de diodo^{1,3}. Embora a maioria das fontes emita luz no espectro visível, algumas também produzem radiação no infravermelho ou ultravioleta³. Em função disso, e como a interação com os géis e a estrutura dental e o calor transmitido por cada tipo de lâmpada são distintos, a escolha da fonte de luz

adequada é essencial para assegurar a eficácia e a mínima agressão aos tecidos biológicos durante os procedimentos de clareamento ativados por luz^{1,3}.

A fotólise, por seu lado, fundamenta-se na utilização de energia luminosa para aumentar a energia vibracional das moléculas do gel clareador, gerando maiores taxas de radicais livres e degradação mais eficiente dos cromóforos^{4,5}. Essa degradação resulta em moléculas menores, com ligações simples, que apresentam menor absorção de luz, conferindo uma aparência mais clara aos dentes⁴.

Apesar dos benefícios estéticos proporcionados por técnicas fotoassistidas, o aumento de temperatura gerado pelas fontes de luz pode representar um risco de danos aos tecidos biológicos dentários, podendo ser, hipoteticamente, associado aos episódios de dor e sensibilidade dental que comumente ocorrem com efeito adverso do clareamento dos dentes^{1,6}.

Um estudo clássico realizado por Zach e Cohen⁷, em 1965, investigou os efeitos do calor na cavidade pulpar de macacos rhesus, medindo as temperaturas necessárias para causar danos irreversíveis à polpa dental. A pesquisa revelou uma correlação direta entre o aumento da temperatura e a extensão dos danos. Um acréscimo de 11°C levou a danos irreversíveis em 60% dos animais, enquanto um aumento de 16,5°C resultou em 100% de comprometimento pulpar⁷. Mesmo em incrementos menores, como 5,5°C, 15% dos animais apresentaram pulpíte irreversível⁷. Esses achados coincidem com os resultados de Schubert, em 1957, que determinou que a temperatura crítica para inflamação pulpar seria aproximadamente 41,5°C⁸.

Outro fator que influencia o risco de lesão tecidual é a duração do desafio térmico. Quanto mais prolongado for o tempo de exposição ao calor, maiores serão as chances de ocorrerem danos biológicos à polpa dentária^{7,8}.

Em 1997, Baldissara et al.⁸ propuseram que um aumento médio de temperatura de 11,2°C, com variações entre 8,9°C e 14,7°C, é seguro para a polpa dentária, uma vez que não foram identificados sinais de inflamação, necrose ou alterações reparativas nos tecidos pulpares⁸. Esses resultados, observados entre 68 e 91 dias após o estímulo térmico, sugerem que a polpa dentária possui maior tolerância ao calor do que se acreditava anteriormente na literatura⁸.

Com o objetivo de minimizar os efeitos térmicos das técnicas de clareamento dental fotoassistidas e otimizar o processo de clareamento, foram incorporados

corantes de diferentes tonalidades ao gel clareador^{5,6,9}. Em tese, esses corantes funcionam como filtros específicos¹⁰, otimizando a absorção de calor na camada de gel e, conseqüentemente, reduzindo a transmissão para a estrutura dentaria. Além disso, tem potencial para otimizar a geração de radicais livres e a taxa de reação, tornando o procedimento de clareamento de consultório mais eficaz e seguro^{5,6,9}.

Exemplo desta estratégia são o uso do corante caroteno, cuja coloração laranja-avermelhada intensifica a absorção de luz na faixa do azul do espectro^{1,5,10}. Para melhorar a absorção de luz em faixas como a vermelha e infravermelha, podem ser incorporadas partículas de sílica em escala nanométrica, que conferem aos produtos uma leve tonalidade azulada¹.

As lâmpadas utilizadas nos equipamentos para clareamento dental emitem diferentes comprimentos de onda que abrangem cores visíveis e invisíveis do espectro eletromagnético³. No caso de dispositivos que utilizam laser de diodo infravermelho, é possível atingir essas faixas invisíveis. Dependendo do comprimento de onda irradiado, a variação na temperatura da estrutura dental pode ser significativa^{3,6}. Assim, a associação de laser infravermelho com LEDs pode resultar em temperaturas transmitidas a estrutura dental em níveis acima dos considerados críticos para a segurança dos tecidos biológicos³.

No entanto, não existem artigos ou consenso sobre a segurança destes procedimentos em relação a cinética de transmissão e distribuição desta energia térmica em função da coloração dos géis e tipo de energia luminoso utilizada

2 PROPOSIÇÃO

Este trabalho avaliou o efeito da coloração do gel clareador e do comprimento de onda da luz utilizada no clareamento dental fotoassistido, sobre a cinética da temperatura transmitida para a dentina profunda de incisivos bovinos.

2.1 Hipótese Nula

Hipótese nula: O uso de géis clareadores de diferentes cores e lâmpadas com diferentes comprimentos de onda eletromagnética não determinam cinéticas térmicas distintas na dentina profunda de dentes bovinos.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Os artigos utilizados neste estudo foram reunidos a partir das bases de dados PubMed e Scopus e serão apresentados agrupados por tópicos.

3.1 Os mecanismos do clareamento dental

Em 2015, Kwon et al.⁴ revisaram os mecanismos subjacentes ao clareamento dentário com materiais à base de peróxido, analisando suas interações químicas, difusão nos tecidos dentários e alterações na superfície do dente.

Segundo esse artigo, o clareamento ocorre em três fases principais: a penetração do agente clareador nos tecidos dentários, a interação química com as moléculas de mancha e as alterações na superfície do esmalte, que afetam as propriedades ópticas do dente⁴. O peróxido de hidrogênio, o agente mais comum, penetra o esmalte e a dentina e reage com cromóforos, moléculas responsáveis pelas manchas, quebrando ligações químicas e tornando-as incolores. Além disso, observa-se que o agente clareador também interage com a estrutura dentária saudável, podendo causar alterações nos componentes orgânicos e inorgânicos⁴.

Os estudos revisados pelo autor utilizaram metodologias como espectroscopia Raman, microscopia de força atômica e eletrodos seletivos para investigar as mudanças nos dentes após o clareamento⁴. Esses métodos revelaram que, além de remover manchas, o peróxido pode desmineralizar o esmalte⁴. No entanto, essas mudanças nem sempre afetam a funcionalidade ou a aparência de maneira clinicamente relevante⁴.

O artigo também explora os desafios associados à quantificação dos efeitos ópticos e químicos do clareamento. Enquanto alguns estudos sugerem que a opacidade e o aumento da reflexão difusa são responsáveis pelo clareamento percebido, outros destacam o papel da translucidez reduzida do esmalte⁴.

Conclui-se que o clareamento dentário é um processo dinâmico, que depende de vários fatores, incluindo a concentração do peróxido, o tempo de aplicação e as características do dente⁴. Apesar da eficácia, os autores enfatizam a importância do monitoramento profissional para evitar efeitos adversos, como sensibilidade ou danos ao esmalte⁴. Por fim, o artigo sugere a necessidade de pesquisas adicionais para

aprofundar o entendimento dos mecanismos do clareamento e desenvolver tecnologias mais eficazes e seguras⁴.

O trabalho de 2009 de Ontiveros e Paravina¹¹, avaliou 20 pacientes tratados com peróxido de hidrogênio a 25% em sessões de 45 minutos, com e sem luz suplementar. Os resultados mostraram que, por métodos instrumentais, o uso da luz aumentou significativamente a mudança de cor dos dentes ($\Delta E_{ab} = 6,0$ com luz; $\Delta E_{ab} = 4,7$ sem luz), enquanto avaliações visuais apresentaram resultados mais sutis¹¹. Embora a eficácia da luz suplementar tenha sido confirmada instrumentalmente, os autores questionam sua perceptibilidade em ambientes clínicos típicos¹¹.

Um trabalho posterior de Ontiveros¹² em 2011 oferece uma revisão sobre o uso de luz suplementar no clareamento dental, destacando os benefícios, riscos e fatores de variabilidade. Ele aborda questões como a fotólise do peróxido de hidrogênio, a importância do diagnóstico profissional e as estratégias para minimizar efeitos adversos, como sensibilidade dentária e riscos de radiação aos tecidos orais¹². Além disso, discute como diferentes fontes de luz, métodos de medição de cor e interações com formulações do gel clareador influenciam os resultados¹². Apesar de indicar que a luz pode melhorar os resultados em alguns cenários, a revisão ressalta que a literatura apresenta dados conflitantes sobre sua eficácia geral. No entanto, a revisão também destaca variáveis importantes que influenciam os resultados, como o tipo de fonte de luz, a concentração do agente clareador e os métodos de avaliação da cor¹². Um dos pontos críticos levantados é a variabilidade nos estudos sobre clareamento com luz. Alguns relatam resultados significativamente melhores com o uso de luz suplementar, enquanto outros não observam diferenças claras quando comparados ao clareamento exclusivamente químico¹². A escolha do método de avaliação também é crucial, pois instrumentos como espectrofotômetros tendem a detectar mudanças sutis que podem não ser perceptíveis visualmente¹².

Outro aspecto abordado é a segurança do procedimento. A revisão enfatiza os cuidados necessários para minimizar riscos como aumento da sensibilidade dentária, danos aos tecidos orais e exposição ocular à radiação ultravioleta ou à luz azul. Técnicas como o uso de barreiras de proteção e formulações com menor teor de peróxido de hidrogênio são sugeridas para reduzir esses riscos¹².

O artigo também explora as expectativas dos pacientes em relação ao tempo e aos resultados do tratamento. Embora o clareamento com luz possa oferecer

resultados mais rápidos, há uma tendência de recuperação parcial da cor original dos dentes após o procedimento, o que pode exigir manutenção com técnicas domiciliares¹². Por fim, a revisão conclui que, embora o clareamento com luz tenha seu lugar em consultório, sua eficácia não é universalmente garantida e depende de múltiplos fatores, como o diagnóstico adequado, a seleção cuidadosa do caso e o controle rigoroso das variáveis durante o tratamento¹².

Juntos, os trabalhos reforçam a importância de considerar variáveis como fontes de luz, métodos de avaliação e condições clínicas ao avaliar a eficácia da luz suplementar no clareamento dental, reconhecendo seu potencial, mas também suas limitações e controvérsias na prática odontológica¹².

3.2 O mecanismo da pulpíte

O artigo de Kim¹³, em 1985, aborda a microcirculação da polpa dentária em condições de saúde e de doença. Ele descreve a organização estrutural da rede vascular, destacando a predominância de arteríolas e vênulas pequenas e sua disposição hierárquica. A microcirculação da polpa desempenha papel crucial no transporte de nutrientes, remoção de resíduos metabólicos e resposta a inflamações¹³.

Kim¹⁴ volta a publicar alguns anos depois, em 1990, em um artigo que amplia o escopo do anterior ao explorar como a microcirculação interage com os nervos sensoriais durante a inflamação.

Ambos os artigos identificam o aumento da pressão tecidual como fator central na progressão da inflamação^{13,14}. Essa pressão reduz o fluxo sanguíneo, exacerbando os danos na polpa dentária e enfatizam que o ambiente rígido da polpa, limitado por dentina e esmalte, agrava os efeitos das alterações microvasculares e inflamatórias^{13,14}.

Os achados de Kim^{13,14} reforçam a importância de controlar estímulos térmicos em procedimentos odontológicos, como preparo de cavidades ou polimento, para minimizar a liberação de substâncias algésicas e vasoativas por fibras C. A manutenção da integridade da polpa depende de evitar esses estímulos ou de reduzir sua intensidade por meio de técnicas de refrigeração e manejo cuidadoso do calor^{13,14}.

Estes estudos contribuem para a compreensão de como estímulos térmicos podem induzir alterações neurovasculares na polpa dentária. Enquanto o artigo de

1985¹³ fornece a base estrutural e hemodinâmica dessas respostas, o de 1990¹⁴ detalha os mecanismos neuroquímicos, demonstrando que fibras C desempenham um papel central na mediação da dor e da inflamação pulpar causada por calor excessivo.

Kenneth Markowitz¹⁵, explora as causas etiológicas da dor dentária, com foco em sensibilidades relacionadas ao clareamento dental. Ele começa discutindo a permeabilidade e sensibilidade dos dentes, destacando a estrutura altamente innervada da polpa dental, protegida por camadas de tecidos mineralizados, como o esmalte e a dentina¹⁵. A dentina, sendo mais permeável que o esmalte, contém túbulos dentinários que permitem o fluxo de fluido, fundamental para a sensação de dor. A teoria hidrodinâmica é amplamente aceita como explicação para a dor dentinária, sugerindo que estímulos como frio ou toque induzem deslocamentos de fluido nos túbulos, ativando mecanorreceptores nas terminações nervosas intradentais¹⁵.

Markowitz¹⁵ diferencia a sensibilidade causada pelo clareamento da sensibilidade dentinária comum. Embora ambas possam compartilhar sintomas, como dor provocada por estímulos, o clareamento frequentemente gera dores espontâneas, como choques ou formigamento, em dentes intactos, sem exposição dentinária. Ele sugere que o clareamento, ao utilizar peróxido, permite a penetração do agente oxidante até a dentina e, eventualmente, à polpa, ativando receptores sensíveis a oxidantes, como o canal iônico TRPA1¹⁵. Esse mecanismo difere da ativação hidrodinâmica observada na sensibilidade dentinária comum¹⁵.

Além disso, Markowitz¹⁵ discute como os agentes clareadores podem causar inflamação pulpar, o que exacerba os sintomas de dor. Estudos histológicos mostram que concentrações elevadas de peróxido podem danificar a camada de odontoblastos e induzir inflamação na polpa. Ele sugere que os sintomas associados ao clareamento podem ser manejados com terapias que reduzam a excitabilidade nervosa, como dentifrícios à base de sais de potássio¹⁵. Esses agentes atuam diretamente sobre os nervos intradentais, enquanto agentes que ocluem túbulos são mais úteis para sensibilidade comum dos dentes, mas menos eficazes no alívio da sensibilidade causada pelo clareamento¹⁵.

Por fim, o autor enfatiza que a compreensão do papel de canais iônicos sensíveis a oxidantes, como o TRPA1, pode direcionar o desenvolvimento de

tratamentos mais eficazes para a dor dentária relacionada ao clareamento¹⁵. Ele também observa a importância de considerar as implicações clínicas, como evitar tratamentos de clareamento em pacientes com pulpite preexistente ou sensibilidade dentinária significativa¹⁵.

3.3 O aumento de temperatura e as lesões pulpares

O estudo clássico de Zach e Cohen⁷ continua sendo uma referência muito citada para compreender os limites térmicos que o dente pode suportar e as respostas da polpa dentária ao calor aplicado por fontes externas. Realizado in vivo em macacos rhesus, o experimento utilizou um ferro de solda aquecido a 275°C, aplicado à superfície de dentes saudáveis até alcançar a temperatura desejada na parede pulpar, mantendo o contato por 20 segundos⁷.

Os resultados demonstraram que a polpa dentária intacta responde ao calor de maneira relativamente constante e previsível, com temperaturas mais altas causando danos mais severos⁷. Embora uma taxa de 100% de lesões irreversíveis tenha sido observada apenas nos grupos expostos a um aumento de 16,5°C, respostas irreversíveis começaram a ser registradas a partir de acréscimos de apenas 5,5°C. Esse estudo também reforça os achados de Schubert, de 1957⁸, que estabeleceu como limite crítico para a ocorrência de inflamação pulpar uma temperatura aproximada de 41,5°C⁸.

Os resultados deste teste podem ser descritos na tabela abaixo, baseado nos achados de Zach e Cohen⁷:

Tabela 1 - Comparação de acréscimo de temperatura do experimento de Zach e Cohen e seus resultados

Acréscimo de Temperatura nos Grupos	Porcentagem de Lesões Irreversíveis
5,5°C	15%
11°C	60%
16,5%	100%

Fonte: Elaboração própria.

Conforme observado na tabela, as lesões irreversíveis são mais prevalentes nos grupos que sofreram maior elevação da temperatura pulpar. No entanto, esse

fenômeno também foi identificado, ainda que em menor intensidade, em animais expostos a aumentos de temperatura mais baixos⁷.

De acordo com os autores, embora pequenos acréscimos de temperatura sejam geralmente considerados inócuos, eles não devem ser subestimados devido à capacidade de provocar danos ao tecido pulpar, como evidenciado pelos resultados deste experimento⁷.

Estudos mais recentes, no entanto, questionam o limite de 5,5°C estabelecido por Zach e Cohen, argumentando que aumentos maiores de temperatura seriam necessários para causar danos significativos à polpa. Embora os achados desses autores sejam amplamente considerados um marco na literatura, eles são insuficientes para abarcar todas as nuances das condições clínicas reais. Fatores como fluxo sanguíneo, propriedades dos géis clareadores, barreiras dentinárias, técnicas de refrigeração ambiental ou por irrigação, entre outros, influenciam significativamente a transferência de calor e a segurança dos procedimentos clínicos.

Em especial, o trabalho de Baldissara et al.⁸ em 1997 que registra picos variando entre 8,9°C e 14,7°C de temperatura intrapulpar, com uma temperatura média de 11,2°C. O artigo indica que esses valores podem ser considerados seguros, pois não foram observados sinais de inflamação, necrose ou processos reparativos nos tecidos pulpares dentro de um período de 68 a 91 dias após o estímulo térmico. O trabalho atribui às temperaturas elevadas um papel secundário às lesões pulpares, atribuindo a lesões de dentina a causa principal dos danos à estrutura⁸.

O motivo de tal discrepância pode ser devido aos métodos empregados por ambos os pesquisadores. Por um lado, temos Zach e Cohen⁷, utilizando de uma resposta muito mais local e aguda, na forma de um ferro de solda, capaz de atingir altas temperaturas com rapidez e facilidade, focando na ponta ativa do instrumento. Em outro, temos os métodos como os de Baldissara et al.⁸, que utilizam placas aquecidas por uma resistência elétrica, que criam um aumento de temperatura de forma difusa e mais lenta, por toda a superfície oclusal do elemento dental estudado. Além disso, os resultados obtidos por Baldissara⁸ muito se assemelham à mesma curva de aumento de temperatura causada por situações comuns na clínica, como preparos cavitários ou para próteses fixas.

Uma vez que temos dois métodos que contrastam na velocidade a qual se atinge temperaturas elevadas a fisiologia do corpo irá ocorrer de forma respectiva aos

diferentes aumentos⁸. Quanto mais rápido for este aumento, mais acelerado será o deslocamento de fluidos dentinários^{8,16} e maiores são as forças hidrodinâmicas que atuam neles, o que, conseqüentemente, pode intensificar o dano às células e a estimulação nervosa provocada pelo movimento centrípeto do fluido nos túbulos dentinários^{8,16}.

Lloyd et al.¹⁷, em 1986, em um artigo sobre a incidência da temperatura de aparelhos de fotopolimerização sobre o dente, também refuta os valores atingidos por Zach e Cohen alegando os mesmos motivos, sugerindo que o valor de 5,5°C pode não representar com precisão a temperatura crítica, considerando que a difusão de calor e os efeitos transientes do aquecimento por luz visível são diferentes¹⁷.

Kishen e Asundi¹⁸, em 2001, investigaram as propriedades térmicas do tecido dentinário humano, focando nos gradientes de deformação térmica e no coeficiente linear de expansão térmica. Utilizando a interferometria de moiré digital e a análise termomecânica, os pesquisadores analisaram como a dentina se adapta a variações de temperatura. O trabalho revelou dois estágios principais de deformação térmica: expansão em temperaturas mais baixas e contração em temperaturas mais altas¹⁸. A interferometria de moiré evidenciou gradientes térmicos significativos entre as regiões externa e interna da dentina, enquanto a análise termomecânica confirmou a resposta térmica média em diferentes temperaturas¹⁸.

Os resultados demonstraram que o comportamento térmico da dentina varia entre as regiões cervical e apical, sendo a adaptação mais pronunciada nas áreas mais próximas à superfície. Esses gradientes são explicados como adaptações funcionais que ajudam a minimizar os danos por fadiga térmica e dissipar calor eficientemente em direção à polpa dentária¹⁸.

Lin et al.¹⁶, em 2011, exploram os mecanismos por trás da dor térmica dental. A pesquisa se baseia na teoria hidrodinâmica, que sugere que a dor ocorre devido ao fluxo de fluido nos túbulos dentinários causado pela expansão ou contração térmica.

Utilizando um modelo matemático, os autores analisaram o estresse térmico e o fluxo de fluido dentinário em resposta a estímulos térmicos (calor e frio). O estudo demonstrou que a deformação dos túbulos dentinários tem um papel mais significativo no início rápido do fluxo de fluido do que a expansão ou contração térmica do próprio fluido¹⁶.

A resposta neural foi analisada, revelando que estímulos de resfriamento estão associados a respostas rápidas devido à ativação de receptores mecanossensíveis, enquanto o aquecimento provoca respostas mais lentas, relacionadas à ativação de receptores termosensíveis¹⁶. Esses achados ajudam a esclarecer as diferenças na percepção da dor associada ao calor e ao frio.

Conclui-se que tanto a deformação térmica dos túbulos quanto a expansão/contração do fluido contribuem para o fluxo, mas a deformação é o principal fator inicial¹⁶. Esse trabalho oferece insights importantes sobre os mecanismos físicos e biológicos envolvidos na dor dentária térmica, com potencial impacto em tratamentos odontológicos¹⁶.

3.4 O aumento de temperatura no clareamento fotoassistido

Em 2005, Sulieman et al.³ exploram os riscos térmicos associados a diferentes fontes de luz utilizadas para ativar agentes clareadores nos dentes. O foco principal é compreender como essas fontes afetam as temperaturas tanto na superfície quanto dentro da câmara pulpar e avaliar a segurança desses procedimentos, considerando os limiares estabelecidos para danos irreversíveis à polpa dentária³.

Dentre estas diferentes fontes de luz, Sulieman et al.³ falam sobre o laser de diodo, presente no estudo desta dissertação. No estudo de 2005, esse laser se destacou como a fonte de luz com o maior impacto térmico, tanto na superfície dentária quanto dentro da câmara pulpar, quando comparado às outras lâmpadas utilizadas³.

Sem nenhum gel clareador atuando como protetor, o laser de diodo gerou um aumento médio de temperatura de 86,3°C, significativamente superior às outras lâmpadas, que variaram entre 3,4°C (Luma Arch) e 26,2°C (Apolite Plasma Arc)³. Este aumento foi atribuído à alta potência do laser (3W) e à emissão de luz no espectro infravermelho (830 nm), que gera mais calor do que fontes no espectro visível³. Sem a presença dos géis, a temperatura dentro da câmara pulpar alcançou até 15,96°C nos incisivos inferiores, bem acima tanto do limite mínimo de 5,5°C sugerido por Zach e Cohen⁷ quanto dos 11,2°C de segurança sugeridos por Baldissara et al.⁸ para evitar danos irreversíveis à polpa dentária³.

A presença do gel reduziu o aumento de temperatura para 11,6°C, uma queda de 87%³. Ainda assim, este valor foi muito superior ao observado com as outras

lâmpadas, evidenciando que o laser mantém potencial de risco térmico mesmo com o uso de barreiras isolantes³. Quando colocado, o gel reduziu a temperatura intra-pulpar para 8,8°C, ainda acima do limiar sugerido por Zach e Cohen, mas em bons termos quando comparado ao de Baldissara et al.⁸. Esse dado reforça a necessidade de controle rigoroso sobre a configuração de potência e a duração da exposição ao laser³.

Apesar da eficiência potencial do laser na ativação de clareadores, sua utilização deve ser balanceada com medidas preventivas para evitar efeitos adversos sobre a vitalidade pulpar³. Primeiramente, é fundamental ajustar a potência do laser para níveis considerados seguros, evitando o uso de configurações de alta intensidade que possam gerar calor excessivo. Além disso, o tempo de exposição deve ser cuidadosamente controlado e minimizado, uma vez que exposições prolongadas aumentam o risco de elevação significativa da temperatura intrapulpar³. Por fim, é importante sempre se assegurar que uma camada espessa e uniforme de gel clareador seja aplicada sobre a superfície do dente, atuando como uma barreira isolante eficaz contra o calor gerado durante o procedimento³.

Em 2006, Sulieman et al.¹⁹ analisaram o aumento de temperatura na superfície e na câmara pulpar de dentes anteriores superiores e inferiores durante o clareamento dental realizado com laser de diodo. O objetivo principal foi investigar os parâmetros de segurança do uso desse dispositivo em diferentes configurações de potência, bem como os efeitos da presença de gel clareador na mitigação do aquecimento¹⁹.

Ele e seus colegas utilizaram dentes extraídos, aplicando um laser de diodo em três configurações de potência (1W, 2W e 3W). Para as medições de temperatura, foram utilizados termopares, que captaram os aumentos tanto na superfície dentária quanto no interior da câmara pulpar. A presença de um gel clareador contendo peróxido de hidrogênio a 35% foi testada como um isolante térmico, e as leituras de temperatura foram realizadas com e sem o gel¹⁹.

Os resultados demonstraram que o aumento da temperatura variou significativamente com a potência do laser. Na superfície dos dentes, sem o gel, a temperatura subiu até 86,3°C na potência máxima (3W), enquanto com o gel, o aumento máximo foi de 11,6°C. A câmara pulpar, sem o gel, apresentou aumentos que variaram de 4,3°C (1W) a 16°C (3W). Com o gel, esses aumentos foram consideravelmente menores, variando entre 3,1°C (1W) e 8,8°C (3W)¹⁹.

Os dados indicaram que o uso do gel clareador ofereceu proteção térmica significativa, reduzindo os aumentos de temperatura tanto na superfície quanto na câmara pulpar¹⁹. O estudo destacou que, mesmo em potências elevadas, o retorno à temperatura basal foi rápido após a remoção da irradiação laser, sugerindo que o gel também pode ter contribuído para esse efeito¹⁹.

Em termos de segurança, os autores concluíram que o uso de laser com potência de até 2W está dentro dos limites seguros para evitar danos irreversíveis à polpa dental, considerando o limite de aumento de temperatura de 5,5°C sugerido por estudos prévios. Contudo, o uso do laser em 3W apresentou um risco potencial para danos pulpare, reforçando a necessidade de cautela, especialmente em exposições prolongadas¹⁹.

O estudo de Sulieman et al.¹⁹ destacou a importância de monitorar as temperaturas durante procedimentos de clareamento com laser e a eficácia do gel clareador como um isolante térmico. Além disso, foi enfatizado que a aplicação do laser em configurações mais baixas é suficiente para ativar o agente clareador, acelerando o processo de clareamento sem comprometer a segurança dos tecidos dentários.

Kivanç et al.²⁰, em 2010, investigaram o aumento de temperatura na câmara pulpar durante procedimentos de clareamento dentário ativados por diferentes fontes de luz, com e sem a aplicação de agentes clareadores. Foram utilizados dentes incisivos inferiores divididos em grupos irradiados por LED, luz halógena e laser diodo (potências de 1,5 W e 3 W).

Os principais resultados indicaram que o laser diodo de 3 W causou o maior aumento de temperatura na câmara pulpar, comparado ao LED, luz halógena e laser diodo de 1,5 W²⁰. A aplicação de agentes clareadores reduziu o aumento de temperatura nos grupos irradiados por laser diodo, mas não teve efeito significativo nos grupos irradiados por LED e luz halógena. Os aumentos de temperatura observados no laser diodo de 3 W são preocupantes, pois podem causar danos térmicos ao tecido pulpar²⁰.

A pesquisa destaca a necessidade de avaliar os potenciais riscos térmicos associados ao clareamento dentário ativado por luz, especialmente em sistemas de laser de alta potência, devido à possibilidade de danos irreversíveis à polpa dentária²⁰.

Conclui-se que a ativação por laser diodo, embora eficaz no clareamento, deve ser utilizada com cautela para evitar danos térmicos ao tecido pulpar²⁰.

O estudo de Papadopoulos et al.²¹, em 2023, investigou a segurança do uso do laser de diodo azul (445 nm) em tratamentos de clareamento dental, considerando o aumento da temperatura na câmara pulpar e no gel clareador sob diferentes configurações de potência. Os resultados indicaram que, mesmo com aumento na potência média do laser, a elevação da temperatura intrapulpar permaneceu abaixo do limite crítico de 5,6 °C, que é considerado seguro para evitar danos irreversíveis ao tecido pulpar²¹.

A pesquisa mostrou que o gel clareador absorveu grande parte da energia do laser, o que resultou em elevações significativas de temperatura no gel, mas não na câmara pulpar, devido à absorção reduzida pelo esmalte e dentina²¹. O uso de gel clareador com pigmentos específicos foi essencial para a segurança e eficácia do procedimento, pois maximizou a absorção de energia no gel, minimizando o impacto térmico na polpa²¹.

As descobertas reforçam que a aplicação do laser de diodo azul entre 0,5 W e 2 W por tempos de irradiação de até 60 segundos é segura para a saúde da polpa, com o gel adequado. Além disso, o estudo destacou a necessidade de estudos clínicos para confirmar a eficácia e segurança em condições reais, mas forneceu parâmetros valiosos para guiar os dentistas na seleção de configurações de potência e tempo durante o uso do laser em consultório²¹.

3.5 O uso de corantes em géis clareadores

Os artigos discutem o impacto dos corantes em géis clareadores dentais, com foco na interação desses agentes com fontes de luz, como LEDs e lasers, para otimizar o processo de clareamento. No estudo de Eldeniz et al.²² de 2005, os autores exploram como corantes são incorporados aos géis para absorver a luz emitida por dispositivos de fotopolimerização, convertendo-a em calor para acelerar a liberação de radicais livres do peróxido de hidrogênio. Essa conversão térmica intensifica as reações químicas que degradam os responsáveis pela pigmentação dentária, tornando os dentes mais claros. Eldeniz et al.²² destaca que a eficácia dessa interação depende diretamente da concentração dos corantes e da compatibilidade com os dispositivos de luz utilizados.

Contudo, os valores de temperatura medidos neste estudo não podem ser aplicados diretamente às variações de temperatura *in vivo*. Isso ocorre porque o arranjo experimental deste estudo não considerou a condução de calor dentro do dente durante a ativação do material de clareamento *in situ*, devido ao efeito da circulação sanguínea na câmara pulpar²².

O experimento de Florez et al.²³ em 2009, contou com uma análise visual e digital de amostras de diferentes cores de géis, demonstrando que a interação da luz com a estrutura cristalina é significativamente influenciada pela presença e cor do gel.

Os materiais estudados foram obtidos a partir de uma porção de 0,5 g de anilina orgânica colorida nas cores vermelho, verde e azul. Observou-se que o gel vermelho promoveu uma absorção quase completa do comprimento de onda emitido, impedindo a interação da luz com as moléculas pigmentadas localizadas na dentina. Já no gel verde, verificou-se uma dispersão intensa da luz, resultando em uma drástica redução da eficiência do processo, uma vez que grande parte da energia luminosa foi desviada para o ambiente. Por fim, o gel azul apresentou o desempenho mais favorável, funcionando como um potencial intensificador da luz. Esse gel não apenas facilitou a penetração da luz na estrutura cristalina, mas também promoveu um aumento na distribuição radial da iluminação, favorecendo a interação com as moléculas-alvo.

Já o trabalho de Costa et al.⁵, em 2023, aprofunda a análise das variações térmicas superficiais e intrapulpare durante o clareamento com géis de diferentes cores e concentrações de peróxido de hidrogênio. Os autores mostram que géis com cores mais intensas, como laranja e vermelho, têm maior capacidade de interação com fontes de luz, como LEDs violeta e lasers infravermelhos, gerando maior elevação de temperatura superficial em comparação com géis amarelos⁵. Costa et al. também destacam que, embora haja um aumento térmico na superfície, o calor gerado é em grande parte contido pelo gel, funcionando como uma barreira térmica que protege a polpa dentária⁵.

Ambos os estudos enfatizam que a cor e a composição dos géis clareadores desempenham um papel crucial na eficiência do clareamento. Enquanto Eldeniz et al.²² 2005 focam nos mecanismos fototérmicos e na importância da concentração dos corantes, Costa et al. 2023⁵ acrescentam que mudanças na cor dos géis durante o clareamento, como a transição de vermelho para incolor, refletem a progressão das reações químicas e indicam o pico de absorção de energia. Os dois estudos

concordam que a adição de corantes aumenta a eficiência do clareamento, mas requer protocolos precisos para evitar danos térmicos à estrutura dental. Assim, enquanto Eldeniz et al.²² ressaltam a necessidade de monitoramento térmico durante a aplicação dos géis, Costa sugere que protocolos de aplicação intermitente de luz são seguros e eficazes para manter a integridade dos tecidos dentários.

Para que os termopares e termômetros registrem medições precisas, é essencial que haja uma boa condução de calor das paredes do dente para o sensor. Por isso, os autores usaram pasta térmica, mas reconhecem que a interação não é idêntica ao comportamento do tecido pulpar vivo^{5,22}.

3.6 O uso das câmeras térmicas de infravermelho nos estudos odontológicos

Lancaster et al.²⁴, em 2017, abordam o uso de câmeras térmicas no estudo das propriedades térmicas de tecidos dentais, especificamente esmalte e dentina, utilizando mapas térmicos para caracterizar visualmente essas estruturas. A pesquisa investiga as diferenças entre esmalte e dentina normais e desmineralizados, utilizando câmeras de infravermelho para capturar mudanças térmicas durante o aquecimento após resfriamento controlado²⁴.

Os resultados mostram que mapas térmicos podem distinguir esmalte de dentina devido às suas propriedades térmicas distintas, como condutividade e difusividade térmica²⁴. Áreas desmineralizadas apresentam características térmicas diferentes das normais, sugerindo potencial diagnóstico para cáries. O capítulo também destaca a vantagem de métodos térmicos como uma alternativa não invasiva e sem riscos, diferentemente de técnicas ionizantes como radiografias²⁴.

Conclui-se que mapas térmicos oferecem uma ferramenta promissora para complementar métodos diagnósticos tradicionais em odontologia, especialmente para detectar lesões iniciais em superfícies lisas e oclusais²⁴. A pesquisa também propõe investigações futuras para aplicar essa tecnologia em dentes inteiros e ambientes clínicos.

Posteriormente em 2022, Lancaster et al.²⁵ fazem novamente o uso de câmeras térmicas, dessa vez para avaliar a emissividade do esmalte e da dentina humanos, destacando sua aplicação em segurança térmica durante procedimentos odontológicos e como ferramenta potencial no diagnóstico de cáries. A emissividade,

definida como a capacidade de um material emitir radiação térmica, varia de acordo com a composição, estrutura e textura superficial dos tecidos dentários²⁵.

O estudo utilizou câmeras térmicas para medir a emissividade em dentes inteiros e fatias de dentes com e sem cáries, comparando os valores com um ponto de referência conhecido. Os resultados mostram que o esmalte apresenta valores de emissividade mais altos do que a dentina, tanto nas superfícies externas quanto internas, e que esses valores diminuem significativamente em tecidos afetados por cáries. A pesquisa reforça a possibilidade de usar a emissividade como uma métrica não invasiva para detectar alterações precoces nos tecidos dentários, como desmineralização e cáries, complementando as ferramentas diagnósticas atuais²⁴.

Esses estudos²⁴⁻²⁶ também destacam a simplicidade do método das câmaras térmicas, propondo-o como uma abordagem prática para estudos futuros, além de uma abordagem segura e não invasiva para estudos odontológicos, eliminando a necessidade de contato físico e reduzindo o risco de contaminação cruzada, o que é particularmente vantajoso em ambientes clínicos.

Outro ponto positivo é a capacidade dessas câmeras de fornecerem informações detalhadas sobre propriedades térmicas de tecidos dentários, como emissividade, condutividade e difusividade térmica. Essas características permitem diferenciar entre esmalte e dentina e detectar alterações relacionadas à desmineralização ou cáries. A sensibilidade do método, combinada com sua alta resolução espacial, possibilita a identificação de mudanças sutis na estrutura e composição dos tecidos, contribuindo para diagnósticos mais precoces e precisos.

As câmeras térmicas também demonstram potencial para complementar ferramentas diagnósticas existentes, oferecendo uma perspectiva única baseada no comportamento térmico dos tecidos. Sua aplicabilidade em estudos *in vitro* e *in vivo* amplia as possibilidades de pesquisa, desde o estudo de cáries até a avaliação de segurança térmica durante procedimentos odontológicos. Além disso, a metodologia associada ao uso dessas câmeras é destacada como simples, acessível e de baixo custo, permitindo sua adoção por diferentes grupos de pesquisa e clínicos.

Niu et al.²⁷, em 2016, investigam o comportamento da transferência de calor no limite entre a dentina e o esmalte (DEJ) de dentes humanos. A pesquisa analisou as propriedades térmicas e o gradiente de temperatura nessas camadas, usando

termografia infravermelha para medir a distribuição espacial e temporal das temperaturas no esmalte, dentina e câmara pulpar.

Os principais resultados mostram que o esmalte e a dentina possuem condutividades térmicas diferentes, com valores de $0,81 \text{ W/m}\cdot\text{K}$ e $0,48 \text{ W/m}\cdot\text{K}$, respectivamente²⁷. Foi observado que, abaixo de 42°C , o gradiente de temperatura é contínuo, enquanto acima dessa temperatura surge uma resistência térmica negativa na interface DEJ, sugerindo um mecanismo protetor contra danos térmicos à polpa²⁵.

A microestrutura da DEJ desempenha um papel essencial em dissipar o calor, protegendo a polpa de temperaturas extremas durante processos como a mastigação. Essa interface atua como uma barreira que acumula calor em temperaturas mais baixas e resiste à transmissão de calor excessivo quando exposta a temperaturas acima de 42°C , momento em que alterações estruturais, como a desnaturação do colágeno, começam a ocorrer²⁷.

O estudo conclui que a compreensão das propriedades térmicas da DEJ é fundamental para a escolha de materiais restauradores odontológicos e para evitar complicações pós-operatórias²⁷. Além disso, o uso da termografia infravermelha é destacado como um método não invasivo e eficaz para estudar a transferência de calor em tecidos dentários, oferecendo avanços tanto para a prática clínica quanto para a pesquisa biomédica²⁷.

4 MATERIAL E MÉTODO

O delineamento experimental é o de grupos independentes e medidas repetidas. O tamanho amostral ($n=42$) foi estabelecido em triplicata para cada gel utilizado, com o uso do software GPower para efeito moderado de 0,4, significância estatística de 5%, e poder do teste de 80%. O teste estatístico foi o de ANOVA de medidas repetitivas. As variáveis independentes deste estudo foram os diferentes comprimentos de onda da luz e a cor dos géis clareadores utilizados. O tempo de registro da temperatura foi a variável independente repetida. A variável dependente foi a temperatura registrada na dentina profunda de incisivos bovinos.

4.1 Equipamentos

Para o experimento, foi selecionado o dispositivo para clareamento fotoacelerado DMC Whitening Plus²⁸, devido a sua capacidade de alternar entre a irradiação de diferentes comprimentos de onda; Azul ($450\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$) ou violeta ($405\text{ nm} \pm 5\text{ nm}$). Além disso, para ambos os modos este aparelho conta com o auxílio do laser de diodo infravermelho ($808\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$) com potência de $100\text{ mW} \pm 20\%$ ²⁷.

Para a tomada dos dados da evolução da cinética térmica ao longo do procedimento, foi utilizada a câmera térmica FLIR C5²⁹. Esta câmera tem uma amplitude muito grande em sua análise, podendo registrar temperaturas entre -20 e 400°C ²⁸. O equipamento permite configurar intervalo de registro de temperatura de acordo com interesse do estudo. Este estudo foi estabelecido o intervalo de 20 a 50°C como faixa de leitura da temperatura.

4.2 Produtos selecionados

Para este trabalho, foram selecionados géis clareadores com diferentes cores para uso em consultório. Para uma análise mais objetiva das cores dos géis, foi usado o site colors³⁰, um site destinado a análise e formulação de palhetas de cor através de imagens.

Com a ajuda desta ferramenta foi possível determinar o espaço de cor CIELab de cada gel utilizado. O nome da cor apresentada pelo site foi ajustado para melhor diferenciação das tonalidades.

Quadro 1 - Correlação entre as marcas de géis usadas e suas respectivas cores

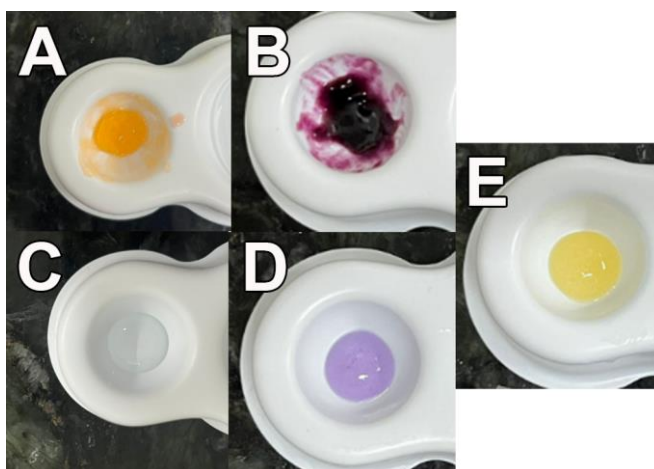
Marca do Gel	Cor do Gel descrita pelo site	CIELAB	Cor Atribuída
Whiteness HP 35% - FGM (Grupo G1)	China Rose	49, 41, -6	Violeta
Flex 35% - DMC (Grupo G2)	Gamboge	72, 19, 76	Laranja
Polaooffice+ 37,5% (Grupo G3)	Transparente	-	Transparente
Whiteness HP Maxx 35% - FGM (Grupo G4)	Shamrock Green	58, -33, 19	Verde
Nanowhite 6% - DMC (Grupo G5)	Citron	81, -7, 54	Amarelo
Whiteness Blue 35% - FGM (Grupo G6)	Wisteria	66, 20, -27	Lilás

Fonte: Elaboração própria.

Além dos géis citados na tabela, também foi feito um grupo controle, que recebia a irradiação dos grupos de luz azul e violeta diretamente sobre o elemento dental, sem a proteção de um gel clareador.

Os géis clareadores escolhidos para o experimento eram manipulados de acordo com as normas do fabricante e depositados sobre o esmalte vestibular do dente.

Figura 1 - Fotos de alguns dos géis utilizados no experimento



(A) DMC Flex 35%, (B) Whiteness HP 35% - FGM, (C) Polaoffice+ 37,5%, (D) Whiteness Blue 35% - FGM, (E) DMC Nanowhite 6%

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Além dos géis mostrados na imagem anterior, também temos o Whiteness HP Maxx 35%, da FGM. Destacado em separado devido sua mudança de cor, que acontece ao longo da reação, indo de um violeta bem próximo ao Whiteness HP 35% no final da mistura para um tom esverdeado ao final da reação.

Figura 2 - Mudança na cor do gel Whiteness HP 35% - FGM ao longo de sua reação.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

4.3 Montagem dos equipamentos

Para o experimento foi montada uma estrutura de modo a servir como um stand para os equipamentos utilizados. Nela foi posicionada um dispositivo para clareamento fotoacelerado DMC Whitening Plus, de modo que suas lâmpadas LED

ficassem posicionadas perpendicularmente em relação a superfície vestibular dos corpos de prova.

O corpo de prova foi constituído de uma fatia dental de 1 cm de espessura, obtida a partir de incisivos bovinos seccionados transversalmente com um disco de carborundrum na porção mediana de sua coroa. O corpo de prova assim obtido foi posicionado sobre uma lâmina de microscopia com o auxílio de cera nº 7, de modo centralizado, para padronização da incidência da irradiação das luzes. O corpo de prova foi posicionado a 1cm de distância da lâmpada que incidia diretamente sobre ele e em uma distância de 1,5cm, das demais lâmpadas posicionadas ao longo da cabeça do equipamento.

Figura 3 - Disposição do equipamento de clareamento fotoativado em relação ao corpo de prova



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Para registro dos dados da evolução da cinética térmica ao longo do procedimento, foi utilizada a câmera térmica FLIR C5 (Estônia), que foi calibrada manualmente para registrar temperaturas em uma distância entre 20°C e 50°C, para uma melhor leitura dos números expressados durante o experimento. A câmera foi posicionada sobre um tripé com um nível acoplado e nivelada paralelamente em

relação ao solo, então sua altura era regulada e seu sensor térmico era apontado para a região da câmara pulpar, próxima à dentina profunda, com a distância de 10cm de modo a detectar a irradiação do calor em direção à polpa numa vista transversal.

Figura 4 - Posição da câmera térmica em relação ao corpo de prova e o aparelho de clareamento fotoassistido



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

4.4 Registro dos valores da cinética térmica

A sala no qual os experimentos ocorreram foi climatizada a 25°C para mitigar a influência da temperatura ambiente no experimento, de modo a criar um padrão para o mesmo.

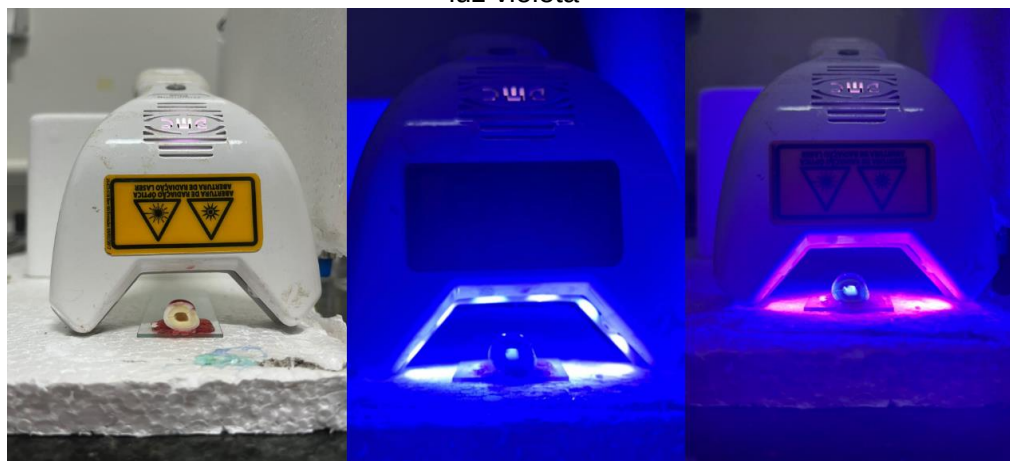
Após a montagem do corpo de prova no conjunto, o gel selecionado era depositado sobre a superfície do dente, e dava-se início ao ciclo de clareamento fotoassistido e ao registro dos valores de temperatura em dentina profunda. Para simular o protocolo do procedimento de clareamento fotoassistido em consultório, que alterna a exposição a luz entre as arcadas superiores e inferiores em ciclos de 1 min, o aparelho era mantido desligado por 60 segundos, cronometrados, nos quais ao fim era religado novamente, por mais 60 segundos.

Cada corpo de prova foi submetido a um processo no qual todos os corpos de prova ficaram o primeiro minuto sem luz. A seguir os corpos de prova eram submetidos ao primeiro ciclo de irradiação com duração de 1 minuto, seguidos por outro ciclo sem irradiação pelo mesmo tempo. Esta rotina de aplicação intermitente foi repetida até que o tempo total de 16 minutos (8 minutos irradiados e 8 minutos não irradiados). Ao

final deste primeiro ciclo o gel clareador foi removido, uma nova porção foi manipulada e aplicada e um novo ciclo de ativação foi iniciado. No total, cada corpo de prova foi exposto a 2 ciclos de ativação, perfazendo um total de 32 minutos da ação do gel clareador sobre os dentes sendo 16 minutos irradiados e 16 minutos não irradiados, a fim de reproduzir o que é executado em prática clínica.

Foram utilizadas duas modalidades do equipamento DMC Whitening Plus, a primeira com luz azul ($450\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$) e auxílio do laser de diodo infravermelho ($808\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$) e a segunda com luz violeta ($405\text{ nm} \pm 5\text{ nm}$) e auxílio do laser de diodo infravermelho ($808\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$).

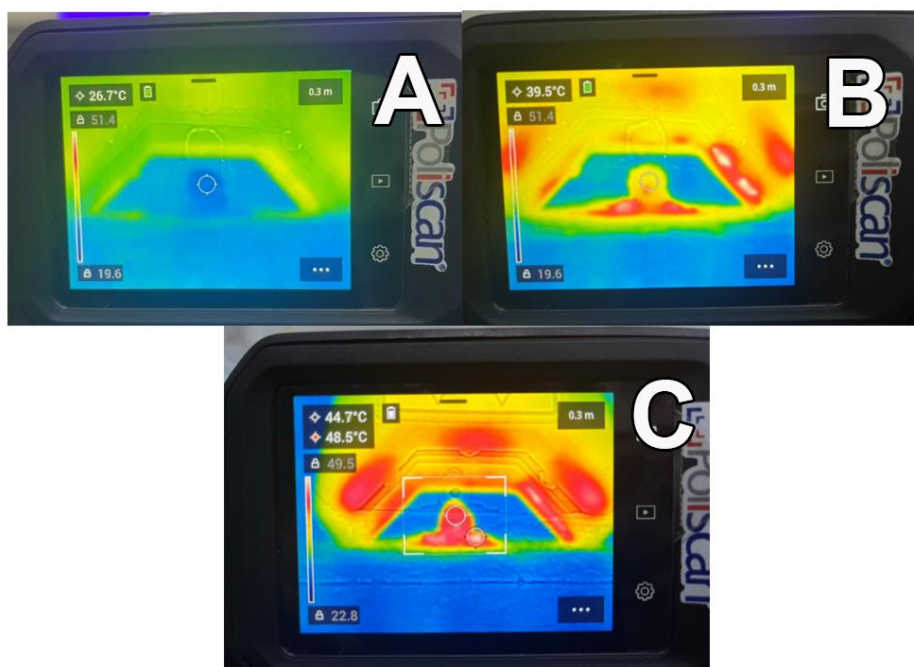
Figura 5 - Equipamento de clareamento durante o experimento sem luz, com luz azul e com luz violeta



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

A variação de temperatura na dentina profunda dos corpos de prova foi registrada com auxílio de câmera térmica FLIR C5. Os valores exibidos na tela da câmara foram capturados e transcritos para planilhas elaboradas no software Microsoft Excel para posterior análise.

Figura 6 - Registros da câmera térmica em diferentes momentos da tomada de resultados



(A) T0 do experimento (B) ao final do primeiro ciclo (C) ao final do terceiro ciclo.

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

5 RESULTADO

As alterações térmicas observadas durante o procedimento de clareamento com o uso de LEDs azuis e violetas revelam diferenças importantes na dinâmica de aquecimento das estruturas dentais. Os dados iniciais mostraram que as temperaturas em T0 e T1 estavam controladas e homogêneas, evidenciando a padronização das condições experimentais.

Os resultados apresentados na tabela 2 destacam a significância estatística dos fatores analisados e sua contribuição para a variação térmica durante o procedimento de clareamento dental, refletida nos valores de F, p e η^2 parcial.

Tabela 2 - Efeito Inter-Sujeitos

Efeito Inter-Sujeitos

	Soma de Quadrados	gl	Quadrado médio	F	p	η^2_p
Luz	3803.59	1	3803.59	126.39	1.09e-11	0.82
Clareador	5686.37	6	947.73	31.49	5.66e-11	0.87
Luz * Clareador	603.09	6	100.52	3.34	0.0136	0.43
Residual	812.51	27	30.09			

Nota. Soma de Quadrados de Tipo 3

Fonte: Elaboração própria.

O fator clareador explica 87% da variação térmica, com $p = 5,66e-11$, destacando que a composição do gel é determinante para o controle térmico. Essa observação é corroborada pelos gráficos, nos quais o Nano aparece como o gel mais eficaz na dissipação de calor, enquanto o Maxx gera os maiores aumentos de temperatura, indicando seu desempenho inadequado como protetor térmico.

De acordo com estes resultados o fator luz (comprimento de onda) explica 82% da variância térmica total, com um valor de p extremamente significativo ($1,09e-11$), confirmando que a escolha entre luz azul e luz violeta tem um impacto marcante na elevação de temperatura transmitida a estrutura dental. Isso está alinhado com os resultados da figura 9, que demonstram que a luz violeta promove aumentos de temperatura mais acentuados em comparação à luz azul, independentemente do gel utilizado.

A interação luz × clareador, embora estatisticamente significativa ($p = 0,0136$), explica uma menor proporção da variância, com η^2 parcial = 0,43. Isso reflete que, embora haja interações importantes entre os tipos de luz e os géis, sua contribuição conjunta é menos expressiva em comparação aos efeitos individuais. Nas figuras enumeradas 10 e 11, isso pode ser observado na combinação de luz violeta com o gel Maxx, que exacerba os aumentos térmicos, enquanto o gel do grupo G5 atenua parcialmente os efeitos da luz violeta.

Tabela 3 - Efeito intra-sujeitos

Efeito Intra-Sujeitos							
	Correção de Esfericidade	Soma de Quadrados	gl	Quadrado médio	F	p	η^2_p
Tempo	Greenhouse-Geisser	9362.49	3.52	2659.03	510.25	3.66e-61	0.95
Tempo * Luz	Greenhouse-Geisser	930.27	3.52	264.20	50.70	2.29e-21	0.65
Tempo * Clareador	Greenhouse-Geisser	1458.42	21.13	69.03	13.25	6.93e-20	0.75
Tempo * Luz * Clareador	Greenhouse-Geisser	269.75	21.13	12.77	2.45	0.00169	0.35
Residual	Greenhouse-Geisser	495.42	95.07	5.21			

Nota. Soma de Quadrados de Tipo 3

Fonte: Elaboração própria.

Os resultados da ANOVA de Medições Repetidas mostram a significância estatística e os percentuais de explicação da variância (η^2 parcial) para os fatores avaliados, permitindo associá-los aos comportamentos térmicos previamente analisados.

Na tabela 3, vemos que o fator tempo explica 95% da variação nos resultados, destacando o impacto acumulativo do aquecimento ao longo da fotoativação. Este achado é consistente com as figuras 7 e 8 que demonstram um aumento progressivo da temperatura ao longo do tempo, especialmente com luz violeta. A contribuição do tempo reforça que a duração do procedimento é um elemento crítico para o controle térmico.

A interação tempo x luz também é estatisticamente significativa, explicando 65% da variância. Isso reflete a diferença de comportamento térmico entre as luzes azul e violeta, evidenciada nos gráficos que mostram que a luz violeta gera aumentos térmicos mais acentuados ao longo do tempo, enquanto a luz azul resulta em um aumento mais moderado.

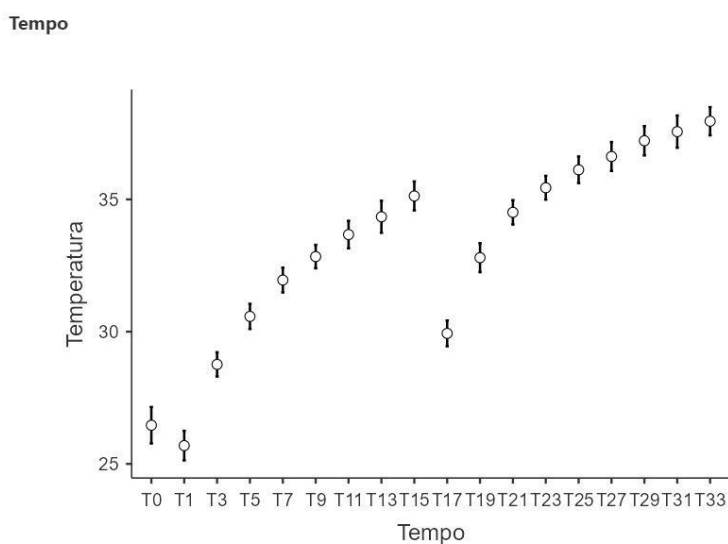
A interação tempo x clareador apresenta uma relevância estatística ainda maior, explicando 75% da variação observada. Isso confirma a influência crítica do

tipo de gel na dissipação ou amplificação térmica ao longo do tempo. Nos gráficos de géis, o gel do grupo G5 se destacou como o mais eficaz na redução do impacto térmico, enquanto o gel do grupo G4 mostrou o pior desempenho, reforçando sua contribuição para os aumentos de temperatura.

A interação tripla tempo x luz x clareador, embora estatisticamente significativa, explica apenas 35% da variação. Esse percentual menor indica que a influência conjunta desses fatores é mais complexa, mas menos determinante do que suas interações binárias isoladas. Esse resultado está alinhado com o gráfico que demonstra diferenças significativas entre luzes e géis, mas com padrões claros que dependem de combinações específicas.

Esses resultados quantitativos da ANOVA corroboram as observações qualitativas dos gráficos, reforçando que o tempo de exposição, o tipo de luz e a escolha do gel são fatores cruciais para minimizar os riscos de aquecimento excessivo durante o clareamento dental.

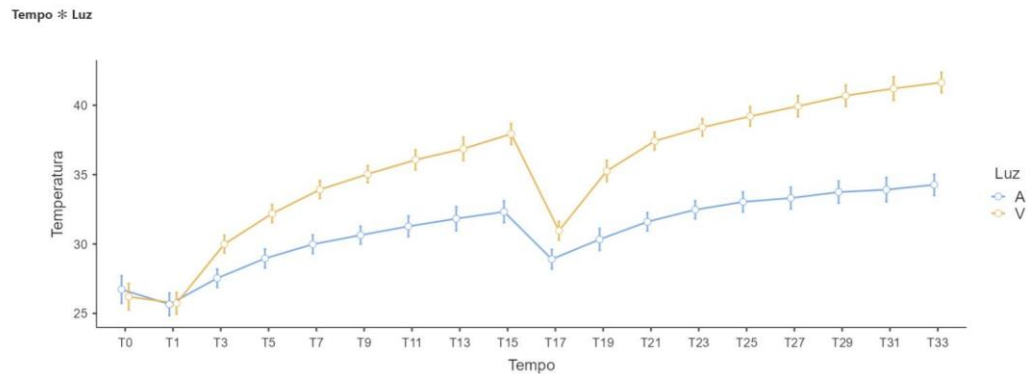
Figura 7 - Padrão de distribuição da temperatura em função do tempo de fotoativação e aplicação



Fonte: Elaboração própria.

A figura 7 apresenta a variação da temperatura ao longo do tempo durante o procedimento de clareamento dental, evidenciando uma tendência de aumento progressivo com o avanço da fotoativação.

Figura 8 - Gráfico de temperatura x tempo dos corpos de prova estudados

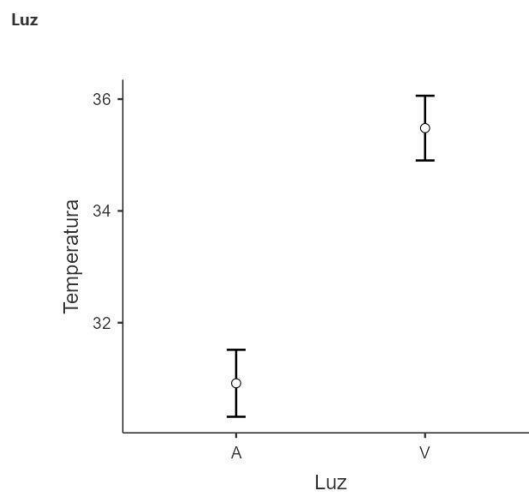


Fonte: Elaboração própria.

A figura 8 evidencia a evolução térmica das estruturas dentais durante o clareamento sob o efeito de luzes azul (A) e violeta (V) ao longo do tempo. As temperaturas iniciais, em T0 e T1, demonstram que o protocolo experimental estava bem controlado, com valores semelhantes entre as duas luzes, indicando um ponto de partida uniforme e metodologicamente robusto.

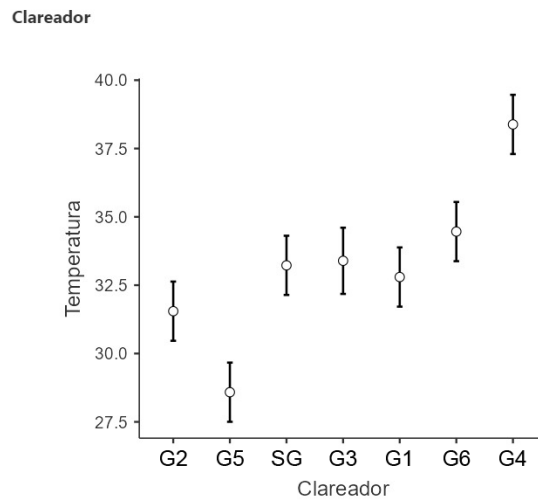
A partir de T3, observa-se um aumento térmico mais acentuado com a luz violeta em comparação à luz azul, comportamento que persiste ao longo do experimento como evidenciado na figura 9, que fornece uma comparação entre as médias dos resultados obtidos pela luz azul e luz violeta ao longo do experimento.

Figura 9 - Gráfico das médias de temperatura x luz



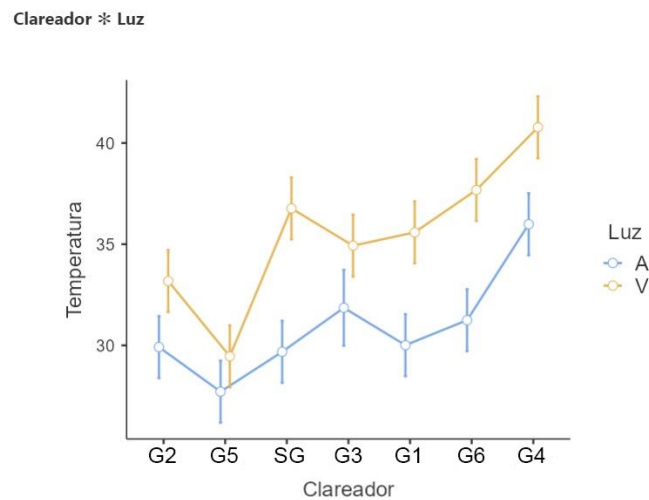
Fonte: Elaboração própria.

Figura 10 - Gráfico de médias entre géis clareadores x temperatura



Fonte: Elaboração própria.

Figura 11 - Média dos resultados entre géis clareadores x temperatura para os comprimentos de onda emitidos por luz LED



Fonte: Elaboração própria.

A figura 10 mostra a média da temperatura associada a cada gel, independentemente do tipo de luz. Já figura 11, considera a interação entre gel e luz.

Enquanto a figura 10 oferece uma visão geral do comportamento térmico de cada gel, a figura 11 mostra como o desempenho dos géis varia em função da interação com o tipo de luz utilizada.

6 DISCUSSÃO

Os resultados conseguidos a partir dos testes mostraram uma diferença de comportamento da cinética térmica entre os géis estudados, além de mostrar evidências de disparidade entre a performance das cores de luz azul e violeta. Os géis que expressaram resultados mais aparentes foram o gel verde (grupo G4) e o amarelo (grupo G5).

A partir do primeiro minuto de fotoativação (T3), o impacto térmico da luz violeta tornou-se evidente, promovendo um aumento mais acentuado na temperatura em comparação à luz azul. Esse padrão foi mantido ao longo do tempo, destacando a maior potência térmica da luz violeta, mesmo quando utilizada em um equipamento LED, conhecido por ser uma fonte de luz fria. Esses achados são corroborados por estudos prévios^{1,5,6,9,10} que apontam para a maior energia e comprimento de onda específico da luz violeta como fatores que contribuem para maior liberação de calor e incidência térmica sobre os tecidos dentais.

A troca do gel em T15 teve um efeito imediato de redução da temperatura, observado em T17. Esse comportamento reflete o papel do gel clareador na dissipação térmica e na proteção das estruturas dentais. Entretanto, o efeito cumulativo da temperatura foi novamente evidente nos tempos subsequentes, indicando que, mesmo com o uso de novos géis, o calor gerado pelo LED continua a se acumular progressivamente.

O comportamento acumulativo da temperatura, especialmente sob a luz violeta, reforça a relevância de limitar o tempo de exposição e utilizar géis com maior capacidade dissipativa. Embora o equipamento LED utilizado seja uma fonte de luz fria, a Figura 8 mostra que a energia gerada ainda pode levar a um aquecimento significativo das estruturas dentais, particularmente em protocolos prolongados ou com fontes de luz de maior intensidade. O laser utilizado está na potência de 100 mW $\pm$ 20%, bem inferior à de estudos anteriores de outros autores^{3,19}, que utilizavam lasers de 1W a 3W, agindo como mais uma forma de segurança para o dente durante o procedimento.

Nos tempos finais (T25 a T33), as figuras 7 e 8 demonstram uma estabilização relativa do aumento térmico, mas ainda com uma elevação consistente, reforçando que o calor se acumula nas estruturas dentais ao longo do tempo, mesmo com o uso de luzes LED, de baixa geração de calor e de um laser de potência mais baixa.

A figura 9 mostra a diferença no impacto térmico entre as luzes azul (A) e violeta (V) durante o procedimento de clareamento dental. A luz violeta promove um aumento significativo da temperatura em comparação com a luz azul, como demonstrado pelas médias e intervalos de confiança. Considerando a temperatura inicial média de 26,37 °C, os acréscimos de temperatura podem ser estimados em uma média de 4 °C para a luz azul e 8 °C para a luz violeta, variando com o gel ao qual elas estão associadas e expressando resultados maiores ou menores.

Esse comportamento térmico reflete as diferenças nos comprimentos de onda e nas intensidades das luzes utilizadas. A luz violeta, com maior energia, tende a gerar mais calor, o que, embora favoreça a ativação de certos agentes clareadores, também aumenta o risco de danos térmicos ao tecido dentário.

Por outro lado, a luz azul, mesmo gerando um aumento de temperatura mais moderado, ainda demanda atenção em protocolos de longa duração ou em combinação com géis menos eficazes na dissipação de calor.

Estudos prévios^{1,5,9,23} utilizados como base para este estudavam um pequeno número de cores de materiais, geralmente géis da cor violeta ou azul e de cores pertencentes ao espectro entre o vermelho e o laranja. Neste trabalho expandimos a gama de cores a serem estudadas, incluindo amarelo, lilás, verde e transparente.

Os dados mostram que o gel do grupo G1 (violeta), quando exposto à luz violeta, apresenta maior absorção da luz, resultando em maior geração de calor, como demonstrado nos resultados térmicos. Por outro lado, a luz azul, promove menor absorção e, conseqüentemente, menores aumentos de temperatura. Esse padrão reflete a importância de alinhar a cor do gel ao tipo de luz utilizada para minimizar o impacto térmico.

O gel do grupo G2 (laranja) interage de forma mais intensa com a luz azul. Essa interação favorece a absorção da energia luminosa, o que explica o aumento térmico moderado observado com a luz azul. Em contraste, a luz violeta, apresenta menor absorção e menor impacto térmico. Isso era previsto em alguns artigos analisados neste trabalho que falavam sobre a interação entre géis alaranjados e vermelhos com a luz azul^{1,5,9,10}.

O comportamento do gel do grupo G3 (transparente) destaca a influência predominante da composição química sobre a cor, já que, sendo transparente, permite maior passagem de luz. A interação térmica com luz azul e violeta depende mais dos

componentes ativos do gel do que de sua coloração, o que sugere um comportamento térmico menos dependente da cor do gel.

O gel do grupo G4 (verde) apresenta um aumento térmico significativo sob luz violeta, resultando em maior absorção de energia. A luz azul, gera menores aumentos térmicos.

O grupo G5 (amarelo), apresenta um desempenho eficiente na dissipação térmica, minimizando o impacto do aumento de temperatura. Esse comportamento evidencia que, além da cor, a composição do gel desempenha um papel fundamental na proteção térmica. Sob luz azul, o gel G5 demonstra menor impacto térmico.

O grupo G6 (lilás) tem maior interação térmica com a luz violeta, favorecendo a absorção de calor. A luz azul apresenta um efeito térmico mais moderado, alinhando-se aos padrões observados nos dados.

A análise da interação entre gel e tipo de luz reforça ainda mais a importância de selecionar o gel clareador adequado para cada fonte de luz. O gel do grupo G5 (amarelo) demonstrou maior capacidade de proteção térmica, o que pode ser atribuído à sua composição e potencial maior conteúdo de água, favorecendo a dissipação de calor. Em contraste, o gel G4 (verde) não apenas falhou em proteger as estruturas dentais, mas também promoveu um aumento adicional na temperatura, especialmente sob luz violeta.

Além disso, no estudo de Florez et al.²³ de 2009, o gel incorporado com corante de anilina verde também teve uma performance particularmente negativa, com sua amostra demonstrando uma dispersão intensa dos feixes luminosos emitidos pelas fontes de luz. Esse espalhamento ocorre devido à composição pigmentada do gel, que redireciona a radiação incidente em múltiplas direções, reduzindo a quantidade de luz que efetivamente penetra na estrutura cristalina²³. Como consequência, a eficiência do processo óptico foi comprometida, uma vez que a maior parte da energia luminosa foi dissipada no ambiente em vez de interagir com as moléculas de interesse na dentina²³.

Com isso, podemos levantar evidências de que a coloração verde em géis produz resultados inadequados no procedimento de clareamento dental fotoassistido, tanto do ponto de vista da saúde do paciente, apresentando temperaturas mais altas deste estudo na dentina profunda, quanto do ponto de vista de performance²³, assim como mostrado por Florez et al.²³ em seu artigo.

Resultados obtidos aqui sugerem que o impacto térmico pode ser mitigado pela escolha adequada da luz, sendo a luz azul capaz de ser menos absorvida, especialmente em géis como o amarelo (G5) e lilás (G6). Esses achados têm implicações diretas para protocolos clínicos, destacando a necessidade de planejar cuidadosamente as combinações de géis e luzes para otimizar os resultados do clareamento e minimizar os riscos de aquecimento excessivo das estruturas dentais.

Analisando os valores obtidos neste estudo através dos padrões seguros para elevação de temperatura sugeridos pelos achados de Zach e Cohen⁷, que estabeleceram que elevações de temperatura a partir de 5,5 °C podem causar danos irreversíveis à polpa dental, incluindo necrose pulpar em casos extremos. Baldissara et al.⁸ complementam essa perspectiva, enfatizando a importância de controlar o calor gerado durante os procedimentos odontológicos, mesmo com tecnologias modernas como o LED, que são consideradas fontes de luz fria.

Os dados apresentados neste estudo demonstram que, embora os LEDs sejam amplamente utilizados por sua menor geração de calor, a interação entre os tipos de luz, os géis clareadores e o tempo de exposição pode resultar em elevações térmicas dignas de atenção. Por exemplo, a luz violeta, quando combinada com géis de baixa capacidade dissipativa, como o Whiteness HP Maxx do grupo G4 (Verde), promove aumentos térmicos significativos, frequentemente acima do limite crítico mínimo de 5,5°C de segurança estabelecido por Zach e Cohen⁷.

Os resultados apresentados neste estudo também podem ser interpretados sob a ótica de Baldissara et al.⁸, considerando tanto a magnitude das elevações térmicas quanto a velocidade com que essas alterações ocorrem. Baldissara et al.⁸ atribuem à temperatura um papel secundário no dano pulpar, destacando que as lesões na dentina desempenham um papel principal ao amplificar a vulnerabilidade ao estímulo térmico. Este trabalho sugere que elevações de temperatura, mesmo dentro de intervalos considerados seguros por Baldissara et al.⁸, 8,9°C a 14,7°C, com uma média de 11,2°C, podem interagir com as condições estruturais do dente para potencializar os riscos.

Nos resultados observados, géis clareadores como o Nanowhite 6% do grupo 5 (Amarelo), associados à luz azul, mostraram um aumento térmico controlado, mais próximo aos padrões de segurança relatados por Baldissara et al.⁸. Essa combinação, além de promover aquecimentos mais lentos e difusos, reflete melhor os aumentos de

temperatura registrados em situações clínicas rotineiras, como preparos cavitários. Assim, é razoável inferir que esses protocolos oferecem menor impacto hidrodinâmico e menor estímulo às forças exercidas nos fluidos dentinários, mantendo a integridade pulpar mesmo após exposição prolongada.

Por outro lado, a luz violeta, especialmente em combinação com géis como o do grupo G4, promoveu aumentos térmicos mais acentuados e possivelmente mais rápidos, aproximando-se dos valores superiores observados por Baldissara et al.⁸. Esses aumentos, quando ocorrem rapidamente, podem intensificar as forças hidrodinâmicas nos túbulos dentinários, aumentando o risco de estimulação nervosa e dano celular, conforme descrito por ele e por Lin et al.¹⁶. A rápida elevação térmica pode se assemelhar mais às condições experimentais de Zach e Cohen⁷, que utilizaram métodos mais agudos para avaliar os efeitos do calor no tecido pulpar.

Os resultados obtidos neste estudo reforçam a relevância da análise térmica em procedimentos odontológicos, destacando o potencial de ampliação do uso da câmera térmica para outros aparelhos e contextos dentro da odontologia. Essa tecnologia não invasiva permite não apenas o monitoramento em tempo real das variações de temperatura durante o clareamento dental, mas também abre novas possibilidades de investigação em áreas como a avaliação da segurança térmica de diferentes dispositivos de polimerização, lasers cirúrgicos e até tratamentos restauradores.

Além disso, seria interessante testar o mesmo experimento utilizando dentes recém-extraídos em vez de dentes bovinos, buscando maior proximidade com as condições clínicas reais. Outras opções como simular uma arcada dentária completa, ou aliar a câmera térmica com outros métodos de leitura da temperatura, como um termopar, também poderiam ser implementadas neste estudo. Esse avanço metodológico pode contribuir para a compreensão mais detalhada do comportamento térmico em diferentes tipos de tecido dentário, incluindo aqueles com variações estruturais e composicionais características de dentes humanos. Tais estudos adicionais tornariam possível validar ainda mais as conclusões deste trabalho, ampliando a aplicabilidade dos achados e fornecendo diretrizes ainda mais precisas para a prática clínica.

Os resultados apresentados neste estudo enfatizam a importância de controlar as variáveis térmicas durante procedimentos de clareamento dental. A decisão clínica

sobre o tipo de luz e o gel clareador deve ser baseada não apenas na eficácia do clareamento, mas também no impacto térmico, visando minimizar desconfortos ao paciente e preservar a integridade das estruturas dentais. A combinação de gel e luz deve ser escolhida de forma personalizada, considerando as necessidades e condições específicas de cada paciente, reforçando a relevância de um planejamento criterioso e fundamentado em evidências científicas.

7 CONCLUSÃO

Levando em conta as limitações deste estudo in vitro, foi concluído que a luz violeta demonstrou maiores aumentos de temperatura nas estruturas dentais, superiores às expressadas pela luz azul. As elevações térmicas observadas frequentemente atingiram valores considerados prejudiciais à segurança biológica da polpa e das estruturas dentárias, especialmente em protocolos que envolvem exposição prolongada ou repetida.

Os géis clareadores de cores amarelo e laranja mostraram-se altamente eficazes na proteção contra o aumento de temperatura, atenuando significativamente os efeitos térmicos do clareamento fotoassistido. Em contrapartida, os géis de cor verde apresentaram o comportamento oposto, promovendo aumentos térmicos expressivos, particularmente quando combinados com luz violeta.

Esses achados ressaltam a importância de um planejamento clínico baseado em evidências científicas, que priorize a segurança e a eficácia nos tratamentos de clareamento dental.

REFERÊNCIAS

1. Buchalla W, Attin T. External bleaching therapy with activation by heat, light or laser—a systematic review. *Dental Materials*. 2007; 23(5): 586–96.
2. Al Shethri S, Matis BA, Cochran MA, Zekonis R, Stropes M. A clinical evaluation of two in-office bleaching products. *Oper Dent*. 2003; 28(5): 488-95.
3. Sulieman M, Addy M, Rees JS. Surface and intra-pulpal temperature rises during tooth bleaching: an in vitro study. *Br Dent J*. 2005; 199(1): 37-40.
4. Kwon SR, Wertz PW. Review of the Mechanism of Tooth Whitening. *J Esthet Restor Dent*. 2015; 27(5): 240-57.
5. Costa JLSG, Gelio MB, Galvani LD, Besegato JF, Bordini EAF, Godoy EF et al.. Surface and intra-pulpal temperature variation during tooth whitening photoactivated with LED/laser. *Dent Mater J*. 2023; 42(5): 654-8.
6. Takeuchi EV, Costa JLSG, Silva CLA, Barros APO, Machado BL, Casarin HH et al. Influence of blue and violet LED and infrared laser on the temperature of bleaching protocols in different concentrations of hydrogen peroxide. *Photodiagnosis Photodyn Ther*. 2024; 45: 104006.
7. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965; 19: 515-30.
8. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil*. 1997; 24(11): 791-801.
9. Castanho GM, Zamboni SC, Torres CR. Influence of gel color on in vitro surface and intrapulpal temperature rise during blue light-activated tooth bleaching. *Gen Dent*. 2009; 57(2): 146-50.
10. Yoshino F, Yoshida A. Effects of blue-light irradiation during dental treatment. *Japanese Dental Science Review* [Internet]. 2018; 54(4): 160–8.
11. Ontiveros JC, Paravina RD. Color change of vital teeth exposed to bleaching performed with and without supplementary light. *J Dent*. 2009; 37(11): 840-7.
12. Ontiveros JC. In-office vital bleaching with adjunct light. *Dent Clin North Am*. 2011; 55(2): 241-53.
13. Kim S. Microcirculation of the dental pulp in health and disease. *J Endod*. 1985 Nov;11(11):465-71.
14. Kim S. Neurovascular interactions in the dental pulp in health and inflammation. *J Endod*. 1990; 16(2): 48-53.
15. Markowitz K. Pretty painful: why does tooth bleaching hurt? *Med Hypotheses*. 2010; 74(5): 835-40.
16. Lin M, Liu S, Niu L, Xu F, Lu TJ. Analysis of thermal-induced dentinal fluid

- flow and its implications in dental thermal pain. *Arch Oral Biol.* 2011; 56(9): 846–54.
17. Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E. Temperature rises produced by visible light sources and composites, during curing. *Dent Mater* 1986; 2(4): 170-4
 18. Kishen A, Asundi A. Investigations of thermal property gradients in the human dentine. *J Biomed Mater Res.* 2001 Apr;55(1):121-30.
 19. Sulieman M, Rees JS, Addy M. Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. *Br Dent J.* 2006; 200(11): 631-4
 20. Kivanç BH, Arisu HD, Ulusoy ÖİA, Sağlam BC, Görgül G. Effect of light-activated bleaching on pulp chamber temperature rise: An in vitro study. *Aust Endod J.* 2010; 38(2): 76–9.
 21. Papadopoulou A, Dionysopoulos D, Strakas D, Kouros P, Kolokitha OE, Tolidis K. Temperature changes in the pulp chamber and bleaching gel during tooth bleaching assisted by diode laser (445 nm) using different power settings. *Lasers Medical Sci.* 2023; 38(1): 209
 22. Eldeniz AU, Usumez A, Usumez S, Ozturk N. Pulpal temperature rise during light-activated bleaching. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005 Feb 15;72(2):254-9.
 23. Florez FLE, Figueiredo ACR, Moriyama LT, Oliveira Junior OB, Bagnato VS. In vitro study of the influence of the pigments of three colored gels over the light distribution of visible light by digital images., *Proc. SPIE 7162, Lasers in Dentistry XV*, 2009
 24. Lancaster P, Brett D, Carmichael F, Clerehugh V. In-vitro Thermal Maps to Characterize Human Dental Enamel and Dentin. *Front Physiol.* 2017; 12; 8.
 25. Lancaster PE, Carmichael FA, V. Clerehugh, Brett DS. Emissivity evaluation of human enamel and dentin. *Front Physiol.* 2022; 24; 13.
 26. Suassuna FCM, de Araújo DKM, Amorim AMAM, Melo SLS, Heck RJ, Antonino ACD, Bento PM, Silva DFB, de Melo DP. Thermal and volumetric assessment of endodontic filling techniques using infrared thermography and micro-CT. *J Oral Sci.* 2023; 65(1): 34-9.
 27. Niu L, Dong S-J, Kong T-T, Wang R, Zou R, Liu Q-D (2016) Heat Transfer Behavior across the Dentino-Enamel Junction in the Human Tooth. *PLoS ONE* 11(9)
 28. DMC. DMC Whitening Plus. São Carlos, São Paulo, Brasil; c2022 [acesso em: 2025 jan 3]. Disponível em : <https://www.dmcgroup.com.br/post/linha-whitening>
 29. Teledyne. FLIR C5. Wilsonville, Oregon, Estados Unidos; c2025 [acesso em: 2025 jan 10]. Disponível em: <https://www.flir.com.br/products/c5/>

30. Bianchi, Fabrizio. "Coolors." Coolors.co, c2018 [acesso em: 2025 jan 19]

<https://coolors.co/>

ANEXO A – Post Hoc - Clareador

Comparações Post Hoc - Clareador

Comparação								
Clareador	Clareador	Diferença Média	Erro-padrão	gl	t	p	Ptukey	
Flex	- Nano	2.96	0.75	27.00	3.97	4.79e -4	0.00766	
	- SG	-1.68	0.75	27.00	-2.25	0.0331	0.30541	
	- Pola	-1.84	0.79	27.00	-2.33	0.0277	0.26775	
	- Whit	-1.25	0.75	27.00	-1.67	0.1058	0.63847	
	- Blue	-2.91	0.75	27.00	-3.90	5.75e -4	0.00911	
	- Maxx	-6.83	0.75	27.00	-9.15	9.16e-10	1.82e -8	
Nano	- SG	-4.64	0.75	27.00	-6.22	1.20e -6	2.27e -5	
	- Pola	-4.81	0.79	27.00	-6.07	1.76e -6	3.30e -5	
	- Whit	-4.21	0.75	27.00	-5.64	5.44e -6	1.01e -4	
	- Blue	-5.88	0.75	27.00	-7.87	1.84e -8	3.60e -7	
	- Maxx	-9.80	0.75	27.00	-13.12	3.12e-13	6.36e-12	
SG	- Pola	-0.17	0.79	27.00	-0.21	0.8353	0.99999	
	- Whit	0.43	0.75	27.00	0.57	0.5714	0.99711	
	- Blue	-1.24	0.75	27.00	-1.65	0.1096	0.64999	
	- Maxx	-5.16	0.75	27.00	-6.91	2.02e -7	3.89e -6	
Pola	- Whit	0.59	0.79	27.00	0.75	0.4596	0.98775	
	- Blue	-1.07	0.79	27.00	-1.35	0.1882	0.82228	
	- Maxx	-4.99	0.79	27.00	-6.30	9.60e -7	1.82e -5	
Whit	- Blue	-1.66	0.75	27.00	-2.23	0.0344	0.31446	
	- Maxx	-5.58	0.75	27.00	-7.48	4.80e -8	9.35e -7	
Blue	- Maxx	-3.92	0.75	27.00	-5.25	1.55e -5	2.81e -4	

ANEXO B – Post Hoc - Tempo

Tempo	Tempo	Diferença Média	Erro-padrão	gl	t	p	Ptukey
T0	- T1	0.77	0.23	27.00	3.35	0.00238	0.13942
	- T3	-2.30	0.24	27.00	-9.47	4.51e-10	6.01e -8
	- T5	-4.11	0.26	27.00	-15.93	2.96e-15	4.10e-13
	- T7	-5.49	0.28	27.00	-19.70	1.49e-17	6.44e-15
	- T9	-6.38	0.29	27.00	-22.08	8.19e-19	4.22e-15
	- T11	-7.21	0.33	27.00	-21.66	1.34e-18	4.33e-15
	- T13	-7.88	0.35	27.00	-22.51	4.98e-19	4.22e-15
	- T15	-8.67	0.32	27.00	-26.90	4.94e-21	4.22e-15
	- T17	-3.47	0.34	27.00	-10.12	1.11e-10	1.49e -8
	- T19	-6.33	0.35	27.00	-18.21	1.08e-16	2.12e-14
	- T21	-8.05	0.31	27.00	-25.67	1.67e-20	4.22e-15
	- T23	-8.98	0.33	27.00	-26.81	5.41e-21	4.22e-15
	- T25	-9.66	0.36	27.00	-26.47	7.55e-21	4.22e-15
	- T27	-10.16	0.37	27.00	-27.39	3.09e-21	4.22e-15
	- T29	-10.75	0.38	27.00	-28.28	1.34e-21	4.22e-15
	- T31	-11.10	0.40	27.00	-27.55	2.65e-21	4.22e-15
	- T33	-11.49	0.36	27.00	-31.81	6.14e-23	4.22e-15
T1	- T3	-3.07	0.15	27.00	-20.17	8.23e-18	5.33e-15
	- T5	-4.88	0.19	27.00	-25.51	1.98e-20	4.22e-15
	- T7	-6.26	0.21	27.00	-29.15	6.05e-22	4.22e-15
	- T9	-7.15	0.23	27.00	-31.03	1.17e-22	4.22e-15
	- T11	-7.98	0.29	27.00	-27.52	2.74e-21	4.22e-15
	- T13	-8.65	0.30	27.00	-28.79	8.41e-22	4.22e-15
	- T15	-9.44	0.27	27.00	-34.43	7.61e-24	4.22e-15
	- T17	-4.24	0.31	27.00	-13.74	1.06e-13	1.49e-11
	- T19	-7.10	0.31	27.00	-22.75	3.81e-19	4.22e-15
	- T21	-8.82	0.27	27.00	-32.35	3.94e-23	4.22e-15
	- T23	-9.75	0.29	27.00	-33.08	2.19e-23	4.22e-15
	- T25	-10.43	0.33	27.00	-31.13	1.08e-22	4.22e-15
T3	- T27	-10.93	0.34	27.00	-32.18	4.51e-23	4.22e-15
	- T29	-11.52	0.36	27.00	-32.21	4.41e-23	4.22e-15
	- T31	-11.87	0.38	27.00	-31.39	8.73e-23	4.22e-15
	- T33	-12.26	0.32	27.00	-38.48	3.99e-25	4.22e-15
	- T5	-1.81	0.10	27.00	-18.06	1.33e-16	2.48e-14
	- T7	-3.19	0.13	27.00	-24.47	5.76e-20	4.22e-15
	- T9	-4.08	0.14	27.00	-28.99	7.01e-22	4.22e-15
	- T11	-4.91	0.21	27.00	-23.25	2.17e-19	4.22e-15
	- T13	-5.58	0.23	27.00	-23.76	1.24e-19	4.22e-15
	- T15	-6.37	0.21	27.00	-30.44	1.95e-22	4.22e-15
	- T17	-1.17	0.24	27.00	-4.92	3.75e -5	0.00372
	- T19	-4.03	0.24	27.00	-16.91	6.84e-16	1.02e-13
	- T21	-5.75	0.20	27.00	-28.44	1.16e-21	4.22e-15
	- T23	-6.68	0.23	27.00	-29.02	6.82e-22	4.22e-15
	- T25	-7.36	0.26	27.00	-28.83	8.08e-22	4.22e-15
	- T27	-7.86	0.27	27.00	-29.45	4.65e-22	4.22e-15
	- T29	-8.45	0.29	27.00	-29.23	5.64e-22	4.22e-15

Tempo	Tempo	Diferença Média	Erro-padrão	gl	t	p	Ptukey
T5	- T31	-8.80	0.30	27.00	-29.06	6.58e-22	4.22e-15
	- T33	-9.19	0.24	27.00	-37.68	6.99e-25	4.22e-15
	- T7	-1.37	0.08	27.00	-17.21	4.44e-16	6.88e-14
	- T9	-2.26	0.11	27.00	-20.20	7.95e-18	5.33e-15
	- T11	-3.09	0.16	27.00	-19.88	1.19e-17	6.00e-15
	- T13	-3.77	0.18	27.00	-20.44	5.83e-18	5.00e-15
	- T15	-4.55	0.16	27.00	-28.53	1.07e-21	4.22e-15
	- T17	0.64	0.26	27.00	2.43	0.02199	0.59334
	- T19	-2.22	0.23	27.00	-9.45	4.73e-10	6.30e -8
	- T21	-3.93	0.20	27.00	-19.93	1.11e-17	5.77e-15
	- T23	-4.86	0.22	27.00	-22.03	8.64e-19	4.22e-15
	- T25	-5.54	0.23	27.00	-23.66	1.38e-19	4.22e-15
	- T27	-6.05	0.26	27.00	-23.16	2.39e-19	4.22e-15
	- T29	-6.64	0.27	27.00	-24.47	5.79e-20	4.22e-15
T7	- T31	-6.99	0.28	27.00	-24.70	4.53e-20	4.22e-15
	- T33	-7.38	0.23	27.00	-32.68	3.00e-23	4.22e-15
	- T9	-0.89	0.09	27.00	-10.15	1.04e-10	1.40e -8
	- T11	-1.72	0.13	27.00	-13.68	1.18e-13	1.65e-11
	- T13	-2.39	0.14	27.00	-17.00	5.98e-16	8.98e-14
	- T15	-3.18	0.11	27.00	-27.84	2.02e-21	4.22e-15
	- T17	2.02	0.25	27.00	7.95	1.51e -8	1.93e -6
	- T19	-0.85	0.22	27.00	-3.79	7.64e -4	0.05550
	- T21	-2.56	0.18	27.00	-14.23	4.61e-14	6.40e-12
	- T23	-3.49	0.20	27.00	-17.62	2.46e-16	4.11e-14
	- T25	-4.17	0.20	27.00	-20.48	5.61e-18	5.00e-15
	- T27	-4.67	0.23	27.00	-20.72	4.15e-18	4.77e-15
	- T29	-5.27	0.24	27.00	-22.06	8.32e-19	4.22e-15
	- T31	-5.61	0.24	27.00	-22.95	3.02e-19	4.22e-15
	- T33	-6.00	0.20	27.00	-30.78	1.45e-22	4.22e-15
T9	- T11	-0.83	0.12	27.00	-6.78	2.78e -7	3.37e -5
	- T13	-1.50	0.15	27.00	-10.20	9.23e-11	1.24e -8
	- T15	-2.29	0.12	27.00	-19.20	2.88e-17	8.66e-15
	- T17	2.90	0.25	27.00	11.49	6.69e-12	9.15e-10
	- T19	0.04	0.23	27.00	0.18	0.85872	1.00000
	- T21	-1.67	0.19	27.00	-8.83	1.90e -9	2.49e -7
	- T23	-2.60	0.21	27.00	-12.41	1.14e-12	1.59e-10
	- T25	-3.28	0.21	27.00	-15.58	5.12e-15	7.01e-13
	- T27	-3.78	0.24	27.00	-15.78	3.74e-15	5.15e-13
	- T29	-4.38	0.25	27.00	-17.53	2.81e-16	4.61e-14
	- T31	-4.72	0.26	27.00	-18.06	1.32e-16	2.48e-14
	- T33	-5.12	0.22	27.00	-23.69	1.34e-19	4.22e-15
	- T13	-0.67	0.11	27.00	-5.94	2.45e -6	2.79e -4
	- T15	-1.46	0.09	27.00	-15.57	5.19e-15	7.11e-13
	- T17	3.74	0.29	27.00	12.87	4.96e-13	6.91e-11
T11	- T19	0.87	0.26	27.00	3.37	0.00226	0.13423
	- T21	-0.84	0.20	27.00	-4.23	2.38e -4	0.02016
	- T23	-1.77	0.21	27.00	-8.49	4.23e -9	5.52e -7
	- T25	-2.45	0.19	27.00	-13.21	2.67e-13	3.73e-11

Tempo	Tempo	Diferença Média	Erro-padrão	gl	t	p	Ptukey
T13	- T27	-2.95	0.22	27.00	-13.50	1.61e-13	2.25e-11
	- T29	-3.55	0.22	27.00	-16.30	1.68e-15	2.38e-13
	- T31	-3.89	0.22	27.00	-17.46	3.08e-16	5.00e-14
	- T33	-4.29	0.19	27.00	-22.20	7.07e-19	4.22e-15
	- T15	-0.79	0.08	27.00	-9.82	2.08e-10	2.78e -8
	- T17	4.41	0.31	27.00	14.32	3.91e-14	5.42e-12
	- T19	1.55	0.28	27.00	5.49	8.28e -6	8.96e -4
	- T21	-0.17	0.23	27.00	-0.72	0.47627	1.00000
	- T23	-1.10	0.24	27.00	-4.53	1.08e -4	0.00990
	- T25	-1.78	0.22	27.00	-7.96	1.49e -8	1.91e -6
T15	- T27	-2.28	0.26	27.00	-8.79	2.10e -9	2.75e -7
	- T29	-2.87	0.27	27.00	-10.73	3.05e-11	4.13e -9
	- T31	-3.22	0.27	27.00	-12.07	2.19e-12	3.02e-10
	- T33	-3.61	0.23	27.00	-15.63	4.74e-15	6.50e-13
	- T17	5.20	0.28	27.00	18.83	4.66e-17	1.15e-14
	- T19	2.33	0.25	27.00	9.16	9.05e-10	1.20e -7
	- T21	0.62	0.20	27.00	3.07	0.00483	0.23597
	- T23	-0.31	0.21	27.00	-1.47	0.15307	0.98599
	- T25	-0.99	0.20	27.00	-4.95	3.52e -5	0.00351
	- T27	-1.49	0.23	27.00	-6.39	7.56e -7	8.94e -5
T17	- T29	-2.09	0.24	27.00	-8.77	2.18e -9	2.86e -7
	- T31	-2.43	0.25	27.00	-9.84	2.00e-10	2.68e -8
	- T33	-2.83	0.21	27.00	-13.43	1.80e-13	2.51e-11
	- T19	-2.86	0.20	27.00	-14.22	4.63e-14	6.43e-12
	- T21	-4.58	0.20	27.00	-22.53	4.88e-19	4.22e-15
	- T23	-5.51	0.20	27.00	-27.66	2.39e-21	4.22e-15
	- T25	-6.18	0.24	27.00	-25.86	1.38e-20	4.22e-15
	- T27	-6.69	0.25	27.00	-26.51	7.27e-21	4.22e-15
	- T29	-7.28	0.26	27.00	-27.64	2.44e-21	4.22e-15
	- T31	-7.63	0.30	27.00	-25.80	1.47e-20	4.22e-15
T19	- T33	-8.02	0.27	27.00	-29.59	4.09e-22	4.22e-15
	- T21	-1.71	0.13	27.00	-12.98	4.04e-13	5.63e-11
	- T23	-2.64	0.14	27.00	-18.92	4.15e-17	1.07e-14
	- T25	-3.32	0.18	27.00	-18.00	1.45e-16	2.66e-14
	- T27	-3.83	0.19	27.00	-20.68	4.35e-18	4.77e-15
	- T29	-4.42	0.21	27.00	-21.29	2.07e-18	4.44e-15
	- T31	-4.77	0.22	27.00	-21.63	1.38e-18	4.33e-15
	- T33	-5.16	0.19	27.00	-27.76	2.18e-21	4.22e-15
	- T23	-0.93	0.06	27.00	-15.69	4.31e-15	5.92e-13
	- T25	-1.61	0.12	27.00	-13.31	2.26e-13	3.15e-11
T21	- T27	-2.11	0.11	27.00	-19.11	3.22e-17	9.21e-15
	- T29	-2.71	0.14	27.00	-19.24	2.72e-17	8.33e-15
	- T31	-3.05	0.16	27.00	-19.03	3.60e-17	9.77e-15
	- T33	-3.45	0.12	27.00	-29.77	3.48e-22	4.22e-15
	- T25	-0.68	0.11	27.00	-6.13	1.49e -6	1.73e -4
	- T27	-1.18	0.10	27.00	-11.68	4.64e-12	6.36e-10
	- T29	-1.78	0.12	27.00	-14.56	2.64e-14	3.64e-12
	- T31	-2.12	0.15	27.00	-14.09	5.76e-14	8.01e-12

Tempo		Tempo	Diferença Média	Erro-padrão	gl	t	p	Ptukey
	-	T33	-2.52	0.12	27.00	-20.35	6.57e-18	5.11e-15
T25	-	T27	-0.50	0.09	27.00	-5.55	6.89e -6	7.53e -4
	-	T29	-1.10	0.10	27.00	-10.47	5.22e-11	7.06e -9
	-	T31	-1.44	0.12	27.00	-12.52	9.33e-13	1.30e-10
	-	T33	-1.84	0.11	27.00	-17.00	6.01e-16	9.03e-14
T27	-	T29	-0.59	0.08	27.00	-7.39	6.01e -8	7.54e -6
	-	T31	-0.94	0.08	27.00	-11.57	5.71e-12	7.83e-10
	-	T33	-1.33	0.09	27.00	-14.57	2.59e-14	3.57e-12
T29	-	T31	-0.35	0.07	27.00	-5.12	2.21e -5	0.00227
	-	T33	-0.74	0.10	27.00	-7.21	9.33e -8	1.16e -5
T31	-	T33	-0.39	0.09	27.00	-4.42	1.45e -4	0.01292

**ANEXO C – Dados originais – Media e Desvio Padrão
(Intervalo de Confiança – 95%)**

	Clareador	Luz	Média	Lim. Inferior	Lim. Superior	Desvio-padrão
T0	Flex	A	26.50	21.06	31.94	4.80
		V	23.20	22.51	23.89	0.61
	Nano	A	25.43	22.56	28.31	2.54
		V	25.93	22.83	29.03	2.74
	SG	A	24.27	22.59	25.95	1.48
		V	25.03	22.75	27.32	2.02
	Pola	A	30.20	27.85	32.55	1.70
		V	27.60	26.75	28.45	0.75
	Whit	A	22.97	21.55	24.38	1.25
		V	23.23	20.70	25.76	2.24
	Blue	A	27.83	26.92	28.75	0.81
		V	28.77	27.75	29.78	0.90
	Maxx	A	29.87	29.36	30.38	0.45
		V	29.63	26.46	32.80	2.80
T1	Flex	A	23.53	22.23	24.84	1.15
		V	23.80	23.41	24.19	0.35
	Nano	A	23.57	21.33	25.80	1.98
		V	24.57	22.19	26.94	2.10
	SG	A	22.93	22.42	23.44	0.45
		V	24.07	21.94	26.20	1.88
	Pola	A	29.65	27.98	31.32	1.20
		V	27.63	26.20	29.07	1.27
	Whit	A	23.97	21.83	26.11	1.89
		V	23.00	19.98	26.02	2.67
	Blue	A	26.93	25.54	28.33	1.23
		V	28.53	27.09	29.98	1.27
	Maxx	A	29.00	27.91	30.09	0.96
		V	28.50	24.94	32.06	3.14
T2	Flex	A	26.43	25.13	27.74	1.15
		V	31.70	29.36	34.04	2.07
	Nano	A	25.73	22.97	28.49	2.44
		V	29.17	27.92	30.41	1.10
	SG	A	24.40	23.88	24.92	0.46
		V	29.63	27.70	31.57	1.71
	Pola	A	29.95	28.09	31.81	1.34
		V	31.90	30.38	33.42	1.35
	Whit	A	26.60	25.81	27.39	0.70
		V	29.00	28.01	29.99	0.87
	Blue	A	29.17	27.49	30.85	1.48
		V	33.87	32.66	35.08	1.07
	Maxx	A	35.57	35.39	35.74	0.15
		V	37.60	35.01	40.19	2.29
T3	Flex	A	26.33	25.42	27.25	0.81
		V	29.10	28.01	30.19	0.96
	Nano	A	24.80	21.85	27.75	2.61

	Clareador	Luz	Média	Lim. Inferior	Lim. Superior	Desvio-padrão
T4	SG	V	27.20	25.73	28.67	1.30
		A	24.17	23.88	24.45	0.25
	Pola	V	28.03	26.24	29.83	1.59
		A	30.30	28.54	32.06	1.27
	Whit	V	30.97	29.72	32.21	1.10
		A	25.57	25.17	25.96	0.35
	Blue	V	28.23	27.24	29.22	0.87
		A	28.80	27.41	30.19	1.23
	Maxx	V	32.37	30.31	34.42	1.82
		A	32.77	32.14	33.39	0.55
		V	34.03	31.13	36.94	2.57
	Flex	A	28.47	27.03	29.90	1.27
		V	34.57	32.76	36.37	1.59
	Nano	A	26.57	23.80	29.33	2.44
		V	30.10	28.53	31.67	1.39
	SG	A	25.57	24.84	26.29	0.64
		V	32.83	30.57	35.10	2.00
	Pola	A	31.30	29.14	33.46	1.56
		V	34.80	33.76	35.84	0.92
T5	Whit	A	28.50	27.08	29.92	1.25
		V	32.57	31.25	33.89	1.17
	Blue	A	31.13	29.99	32.27	1.01
		V	36.80	34.64	38.96	1.91
	Maxx	A	36.57	34.85	38.28	1.52
		V	40.97	39.57	42.36	1.23
	Flex	A	27.87	25.84	29.89	1.79
		V	30.60	29.67	31.53	0.82
	Nano	A	25.97	23.18	28.75	2.46
		V	27.70	26.03	29.37	1.48
	SG	A	25.50	24.71	26.29	0.70
		V	31.13	29.32	32.95	1.60
	Pola	A	31.00	28.45	33.55	1.84
		V	33.33	32.48	34.19	0.76
	Whit	A	27.50	26.41	28.59	0.96
		V	30.70	29.71	31.69	0.87
	Blue	A	30.37	28.97	31.76	1.23
		V	34.73	32.38	37.09	2.08
	Maxx	A	34.50	33.19	35.81	1.15
		V	37.17	35.19	39.15	1.75
T6	Flex	A	29.17	27.93	30.41	1.10
		V	35.80	34.33	37.27	1.30
	Nano	A	27.40	24.21	30.59	2.82
		V	31.07	29.82	32.31	1.10
	SG	A	27.00	26.31	27.69	0.61
		V	35.43	32.82	38.05	2.31
	Pola	A	31.95	28.52	35.38	2.47
		V	37.10	36.25	37.95	0.75

	Clareador	Luz	Média	Lim. Inferior	Lim. Superior	Desvio-padrão
T7	Whit	A	30.03	28.24	31.82	1.58
		V	35.17	33.82	36.52	1.19
	Blue	A	31.87	30.26	33.47	1.42
		V	38.13	35.48	40.79	2.34
	Maxx	A	38.17	36.11	40.22	1.81
		V	43.50	42.82	44.18	0.60
	Flex	A	28.83	27.72	29.94	0.98
		V	32.27	31.35	33.19	0.81
	Nano	A	26.53	23.43	29.64	2.74
		V	28.50	26.65	30.35	1.64
	SG	A	26.73	26.08	27.39	0.58
		V	33.17	31.56	34.77	1.42
	Pola	A	31.95	30.09	33.81	1.34
		V	34.83	34.00	35.67	0.74
	Whit	A	28.63	27.91	29.36	0.64
		V	33.30	32.56	34.04	0.66
	Blue	A	31.20	29.53	32.87	1.47
		V	36.47	33.34	39.59	2.76
	Maxx	A	35.97	34.61	37.33	1.20
		V	38.93	37.94	39.92	0.87
T8	Flex	A	30.07	28.63	31.50	1.27
		V	36.77	35.14	38.39	1.44
	Nano	A	27.97	25.19	30.74	2.45
		V	31.10	30.36	31.84	0.66
	SG	A	27.97	27.00	28.93	0.85
		V	37.70	35.60	39.80	1.85
	Pola	A	32.60	29.27	35.93	2.40
		V	37.93	37.05	38.81	0.78
	Whit	A	31.03	30.12	31.95	0.81
		V	38.37	37.53	39.20	0.74
	Blue	A	33.27	31.72	34.81	1.37
		V	39.63	36.96	42.31	2.36
	Maxx	A	39.67	37.52	41.81	1.89
		V	44.70	44.25	45.15	0.40
T9	Flex	A	29.30	28.71	29.89	0.52
		V	32.70	31.99	33.41	0.62
	Nano	A	26.83	23.69	29.98	2.78
		V	28.93	27.58	30.28	1.19
	SG	A	27.43	27.15	27.72	0.25
		V	35.17	34.40	35.94	0.68
	Pola	A	32.10	28.77	35.43	2.40
		V	35.97	34.95	36.99	0.90
	Whit	A	29.33	28.69	29.98	0.57
		V	34.63	34.08	35.19	0.49
	Blue	A	32.40	30.73	34.07	1.48
		V	37.53	34.55	40.52	2.64
	Maxx	A	37.07	36.04	38.09	0.91

	Clareador	Luz	Média	Lim. Inferior	Lim. Superior	Desvio-padrão
T10	Flex	V	40.33	39.28	41.38	0.93
		A	30.53	29.62	31.45	0.81
	Nano	V	37.23	35.88	38.58	1.19
		A	28.27	25.27	31.27	2.65
	SG	V	31.90	30.68	33.12	1.08
		A	29.33	28.26	30.40	0.95
	Pola	V	39.93	37.65	42.22	2.02
		A	32.65	28.83	36.47	2.76
	Whit	V	38.87	38.07	39.66	0.70
		A	30.97	30.15	31.79	0.72
	Blue	V	39.17	38.64	39.69	0.46
		A	33.40	31.84	34.96	1.37
	Maxx	V	40.80	36.61	44.99	3.70
		A	40.47	38.88	42.06	1.40
T11	Flex	V	45.93	44.98	46.88	0.84
		A	29.70	28.33	31.07	1.21
	Nano	V	33.57	32.54	34.59	0.91
		A	27.50	24.85	30.15	2.34
	SG	V	29.50	28.19	30.81	1.15
		A	28.73	28.34	29.13	0.35
	Pola	V	37.20	35.91	38.49	1.14
		A	32.45	29.02	35.88	2.47
	Whit	V	36.53	36.36	36.71	0.15
		A	29.67	29.14	30.19	0.46
	Blue	V	35.63	33.88	37.39	1.55
		A	32.83	31.15	34.51	1.48
	Maxx	V	38.23	34.04	42.43	3.71
		A	38.03	36.92	39.15	0.99
T12	Flex	V	41.80	40.23	43.37	1.39
		A	31.37	30.13	32.61	1.10
	Nano	V	37.90	36.59	39.21	1.15
		A	28.90	26.05	31.75	2.52
	SG	V	32.40	31.47	33.33	0.82
		A	29.80	29.11	30.49	0.61
	Pola	V	41.43	39.66	43.20	1.56
		A	33.25	29.04	37.46	3.04
	Whit	V	39.83	38.93	40.74	0.80
		A	31.20	30.11	32.29	0.96
	Blue	V	39.63	38.50	40.77	1.00
		A	34.27	32.73	35.80	1.36
	Maxx	V	42.30	37.62	46.98	4.13
		A	40.67	38.83	42.51	1.63
T13	Flex	V	47.10	46.11	48.09	0.87
		A	30.27	29.42	31.12	0.75
	Nano	V	33.70	32.44	34.96	1.11
		A	27.90	24.91	30.89	2.65

		V	29.37	27.70	31.03	1.47
	SG	A	29.60	28.58	30.62	0.90
		V	38.83	37.81	39.85	0.90
	Pola	A	33.20	30.26	36.14	2.12
		V	37.40	36.55	38.25	0.75
	Whit	A	30.27	29.50	31.04	0.68
		V	36.63	35.10	38.17	1.36
	Blue	A	33.20	30.25	36.15	2.61
		V	39.43	34.21	44.66	4.62
	Maxx	A	38.33	36.96	39.70	1.21
		V	42.67	41.90	43.44	0.68
T14	Flex	A	31.53	30.03	33.04	1.33
		V	38.53	37.78	39.29	0.67
	Nano	A	29.73	26.14	33.33	3.18
		V	32.67	31.49	33.84	1.04
	SG	A	30.83	29.61	32.05	1.08
		V	42.67	40.53	44.80	1.89
	Pola	A	33.70	29.98	37.42	2.69
		V	40.73	39.49	41.97	1.10
	Whit	A	32.00	31.15	32.85	0.75
		V	40.67	39.75	41.59	0.81
	Blue	A	34.57	32.59	36.55	1.75
		V	43.40	38.54	48.26	4.29
	Maxx	A	41.27	39.57	42.96	1.50
		V	47.73	46.59	48.87	1.01
T15	Flex	A	31.03	29.73	32.34	1.15
		V	34.50	33.90	35.10	0.53
	Nano	A	28.43	25.23	31.64	2.83
		V	30.47	29.15	31.79	1.17
	SG	A	30.47	29.96	30.98	0.45
		V	39.00	37.82	40.18	1.04
	Pola	A	32.95	30.50	35.40	1.77
		V	38.70	37.52	39.88	1.04
	Whit	A	30.70	30.25	31.15	0.40
		V	37.87	36.56	39.18	1.16
	Blue	A	33.70	31.44	35.96	2.00
		V	40.97	36.28	45.65	4.14
	Maxx	A	39.00	38.10	39.90	0.79
		V	44.03	43.17	44.90	0.76
T16	Flex	A	32.30	31.12	33.48	1.04
		V	38.50	37.19	39.81	1.15
	Nano	A	29.93	26.63	33.24	2.92
		V	32.93	31.39	34.47	1.36
	SG	A	31.67	30.81	32.52	0.76
		V	42.87	40.10	45.63	2.44
	Pola	A	33.55	30.71	36.39	2.05
		V	41.57	40.22	42.92	1.19

	Clareador	Luz	Média	Lim. Inferior	Lim. Superior	Desvio-padrão
T17	Whit	A	32.33	31.90	32.76	0.38
		V	41.43	40.29	42.57	1.01
	Blue	A	35.20	33.00	37.40	1.95
		V	44.47	39.53	49.40	4.36
	Maxx	A	41.77	39.64	43.89	1.88
		V	48.63	46.97	50.30	1.47
	Flex	A	27.63	27.37	27.89	0.23
		V	26.90	26.45	27.35	0.40
	Nano	A	26.30	24.14	28.46	1.91
		V	24.17	23.45	24.89	0.64
	SG	A	31.17	30.29	32.05	0.78
		V	39.30	38.56	40.04	0.66
	Pola	A	29.55	28.86	30.24	0.49
		V	28.67	27.51	29.82	1.02
	Whit	A	29.20	26.29	32.11	2.57
		V	36.10	34.79	37.41	1.15
T18	Blue	A	28.90	27.82	29.98	0.95
		V	31.37	28.05	34.68	2.93
	Maxx	A	29.60	28.72	30.48	0.78
		V	30.23	27.41	33.06	2.49
	Flex	A	26.93	26.87	27.00	0.06
		V	26.50	25.68	27.32	0.72
	Nano	A	24.83	22.56	27.11	2.01
		V	23.53	22.84	24.22	0.61
	SG	A	32.20	31.38	33.02	0.72
		V	42.97	40.82	45.11	1.89
	Pola	A	29.05	28.36	29.74	0.49
		V	28.43	26.53	30.33	1.68
	Whit	A	28.83	28.25	29.41	0.51
		V	33.27	31.93	34.61	1.18
	Blue	A	27.97	27.40	28.54	0.50
		V	31.40	27.58	35.22	3.38
T19	Maxx	A	29.60	28.75	30.45	0.75
		V	30.37	28.22	32.51	1.89
	Flex	A	29.20	27.44	30.96	1.56
		V	33.50	32.72	34.28	0.69
	Nano	A	27.27	25.28	29.25	1.76
		V	28.77	27.90	29.63	0.76
	SG	A	31.57	31.20	31.93	0.32
		V	40.47	38.93	42.00	1.36
	Pola	A	30.05	28.97	31.13	0.78
		V	33.03	32.18	33.88	0.75
	Whit	A	30.77	29.57	31.97	1.06
		V	35.80	32.61	38.99	2.82
	Blue	A	29.73	28.94	30.53	0.70
		V	36.13	32.09	40.18	3.57
	Maxx	A	33.73	32.83	34.64	0.80
		V				

	Clareador	Luz	Média	Lim. Inferior	Lim. Superior	Desvio-padrão
T20	Flex	V	39.13	36.23	42.04	2.57
		A	28.73	28.21	29.26	0.46
	Nano	V	30.97	30.39	31.55	0.51
		A	26.33	24.47	28.20	1.65
	SG	V	26.70	26.36	27.04	0.30
		A	32.50	31.76	33.24	0.66
	Pola	V	44.13	40.57	47.70	3.15
		A	30.50	29.52	31.48	0.71
	Whit	V	32.17	30.86	33.47	1.15
		A	29.77	28.61	30.93	1.03
	Blue	V	35.10	34.65	35.55	0.40
		A	29.40	28.91	29.89	0.44
	Maxx	V	34.93	30.75	39.12	3.70
		A	33.03	31.79	34.28	1.10
T21	Flex	V	35.77	34.18	37.35	1.40
		A	31.47	29.83	33.10	1.44
	Nano	V	35.60	34.81	36.39	0.70
		A	28.57	26.73	30.41	1.63
	SG	V	30.17	30.04	30.30	0.12
		A	32.10	31.71	32.49	0.35
	Pola	V	40.87	39.90	41.83	0.85
		A	30.95	29.68	32.22	0.92
	Whit	V	35.63	34.29	36.97	1.18
		A	31.70	30.68	32.72	0.90
	Blue	V	39.10	38.51	39.69	0.52
		A	30.73	30.37	31.10	0.32
	Maxx	V	38.60	34.48	42.72	3.64
		A	35.70	34.51	36.89	1.05
T22	Flex	V	41.97	39.68	44.25	2.02
		A	29.70	28.72	30.68	0.87
	Nano	V	32.17	31.88	32.45	0.25
		A	27.20	25.42	28.98	1.57
	SG	V	28.00	27.77	28.23	0.20
		A	33.07	32.16	33.97	0.80
	Pola	V	44.33	41.16	47.50	2.80
		A	31.55	30.67	32.43	0.64
	Whit	V	33.47	31.45	35.48	1.78
		A	30.63	29.58	31.68	0.93
	Blue	V	36.43	35.92	36.94	0.45
		A	30.17	29.44	30.89	0.64
	Maxx	V	36.83	32.85	40.82	3.52
		A	34.93	33.28	36.58	1.46
T23	Flex	V	38.20	37.49	38.91	0.62
		A	32.13	30.63	33.64	1.33
	Nano	V	36.57	35.48	37.65	0.96
		A	29.23	27.86	30.60	1.21

	Clareador	Luz	Média	Lim. Inferior	Lim. Superior	Desvio-padrão
T24	SG	V	31.20	31.00	31.40	0.17
		A	32.63	31.88	33.39	0.67
	Pola	V	40.77	39.72	41.82	0.93
		A	32.20	31.22	33.18	0.71
	Whit	V	36.60	35.13	38.07	1.30
		A	32.33	30.92	33.75	1.25
	Blue	V	39.50	38.82	40.18	0.60
		A	31.63	31.05	32.21	0.51
	Maxx	V	40.07	35.90	44.23	3.68
		A	37.13	36.02	38.25	0.99
	Flex	V	44.17	42.58	45.75	1.40
		A	30.53	30.21	30.86	0.29
	Nano	V	32.37	31.51	33.22	0.76
		A	28.10	25.99	30.21	1.87
	SG	V	28.70	28.31	29.09	0.35
		A	33.63	33.46	33.81	0.15
	Pola	V	44.67	41.73	47.60	2.59
		A	32.20	31.61	32.79	0.42
T25	Whit	V	34.40	33.31	35.49	0.96
		A	31.53	30.57	32.50	0.85
	Blue	V	37.57	36.81	38.32	0.67
		A	30.83	29.95	31.71	0.78
	Maxx	V	37.97	33.49	42.44	3.96
		A	36.23	34.57	37.90	1.47
	Flex	V	40.03	39.07	41.00	0.85
		A	32.37	31.32	33.41	0.92
	Nano	V	37.17	35.99	38.34	1.04
		A	29.67	27.48	31.86	1.93
	SG	V	31.67	31.21	32.12	0.40
		A	32.93	32.42	33.44	0.45
	Pola	V	41.33	39.71	42.96	1.44
		A	32.90	32.70	33.10	0.14
	Whit	V	37.03	36.01	38.05	0.90
		A	32.80	31.51	34.09	1.14
	Blue	V	40.23	39.43	41.04	0.71
		A	32.10	31.22	32.98	0.78
T26	Maxx	V	41.07	36.21	45.92	4.29
		A	38.47	37.02	39.91	1.27
	Flex	V	45.93	44.59	47.27	1.18
		A	30.73	30.41	31.06	0.29
	Nano	V	34.00	33.70	34.30	0.26
		A	28.23	26.39	30.07	1.63
	SG	V	29.40	29.20	29.60	0.17
		A	33.67	33.20	34.14	0.42
	Pola	V	44.93	41.17	48.70	3.33
		A	32.10	31.90	32.30	0.14
		V	34.77	34.00	35.54	0.68
		A				

	Clareador	Luz	Média	Lim. Inferior	Lim. Superior	Desvio-padrão
T27	Whit	A	31.87	30.75	32.98	0.99
		V	37.93	37.36	38.50	0.50
	Blue	A	31.67	31.00	32.33	0.59
		V	39.17	34.74	43.59	3.91
	Maxx	A	37.07	35.46	38.68	1.42
		V	41.93	41.65	42.22	0.25
	Flex	A	32.37	31.32	33.41	0.92
		V	37.37	35.67	39.06	1.50
	Nano	A	30.13	27.99	32.28	1.89
		V	32.27	31.94	32.59	0.29
	SG	A	33.13	33.07	33.20	0.06
		V	41.67	40.22	43.11	1.27
	Pola	A	32.85	32.75	32.95	0.07
		V	37.70	35.72	39.68	1.75
	Whit	A	33.20	31.83	34.57	1.21
		V	41.20	40.51	41.89	0.61
	Blue	A	32.47	32.01	32.92	0.40
		V	42.33	36.96	47.71	4.75
	Maxx	A	39.03	37.62	40.45	1.25
		V	47.00	45.80	48.20	1.06
T28	Flex	A	31.50	30.72	32.28	0.69
		V	34.63	34.18	35.09	0.40
	Nano	A	28.50	26.05	30.95	2.17
		V	30.13	29.47	30.80	0.59
	SG	A	33.83	33.32	34.34	0.45
		V	45.00	41.37	48.63	3.20
	Pola	A	32.95	32.46	33.44	0.35
		V	35.47	34.15	36.79	1.17
	Whit	A	32.30	31.22	33.38	0.95
		V	38.80	38.69	38.91	0.10
	Blue	A	31.87	31.21	32.52	0.58
		V	40.00	34.61	45.39	4.76
	Maxx	A	38.03	35.85	40.22	1.93
		V	43.13	42.85	43.42	0.25
T29	Flex	A	33.27	31.83	34.70	1.27
		V	38.17	36.92	39.41	1.10
	Nano	A	30.13	27.81	32.46	2.06
		V	32.87	32.58	33.15	0.25
	SG	A	33.40	32.83	33.97	0.50
		V	41.87	39.72	44.01	1.89
	Pola	A	33.30	33.10	33.50	0.14
		V	38.50	35.86	41.14	2.33
	Whit	A	33.40	32.18	34.62	1.08
		V	41.50	41.01	41.99	0.44
	Blue	A	33.13	32.77	33.50	0.32
		V	43.17	38.21	48.13	4.38
	Maxx	A	39.57	38.05	41.09	1.34

	Clareador	Luz	Média	Lim. Inferior	Lim. Superior	Desvio-padrão
		V	48.77	47.74	49.79	0.91
T30	Flex	A	31.27	31.01	31.53	0.23
		V	34.90	34.11	35.69	0.70
	Nano	A	28.73	26.25	31.22	2.19
		V	30.07	29.64	30.50	0.38
	SG	A	34.17	33.91	34.43	0.23
		V	45.47	42.09	48.85	2.99
	Pola	A	33.05	32.76	33.34	0.21
		V	36.43	34.62	38.25	1.60
	Whit	A	32.73	32.08	33.39	0.58
		V	39.57	39.03	40.10	0.47
	Blue	A	31.87	31.69	32.04	0.15
		V	40.70	35.50	45.90	4.59
	Maxx	A	38.37	36.37	40.37	1.77
		V	43.83	42.87	44.80	0.85
T31	Flex	A	33.37	31.93	34.80	1.27
		V	39.23	37.55	40.91	1.48
	Nano	A	30.07	27.18	32.95	2.55
		V	33.37	32.74	33.99	0.55
	SG	A	33.73	33.07	34.40	0.59
		V	42.07	40.04	44.10	1.79
	Pola	A	33.80	33.60	34.00	0.14
		V	38.90	35.96	41.84	2.59
	Whit	A	33.87	32.79	34.94	0.95
		V	41.77	40.82	42.71	0.83
	Blue	A	32.87	32.40	33.34	0.42
		V	43.73	38.28	49.19	4.82
	Maxx	A	39.70	38.17	41.23	1.35
		V	49.40	48.66	50.14	0.66
T32	Flex	A	31.53	31.40	31.66	0.12
		V	35.60	35.00	36.20	0.53
	Nano	A	28.93	26.19	31.67	2.42
		V	30.97	30.68	31.25	0.25
	SG	A	34.33	33.61	35.06	0.64
		V	45.33	41.29	49.38	3.57
	Pola	A	33.15	33.05	33.25	0.07
		V	36.60	34.37	38.83	1.97
	Whit	A	33.00	32.26	33.74	0.66
		V	39.70	39.31	40.09	0.35
	Blue	A	32.33	32.16	32.51	0.15
		V	41.27	35.92	46.62	4.73
	Maxx	A	38.87	37.26	40.48	1.42
		V	45.03	43.78	46.28	1.11
T33	Flex	A	33.33	31.83	34.84	1.33
		V	39.33	38.25	40.42	0.96
	Nano	A	30.50	28.03	32.97	2.18

Clareador	Luz	Média	Lim. Inferior	Lim. Superior	Desvio-padrão
SG	V	33.60	33.01	34.19	0.52
	A	33.80	33.60	34.00	0.17
Pola	V	41.87	40.47	43.26	1.23
	A	34.05	33.36	34.74	0.49
Whit	V	39.63	37.44	41.83	1.94
	A	34.33	33.54	35.13	0.70
Blue	V	42.10	41.36	42.84	0.66
	A	33.57	33.22	33.91	0.31
Maxx	V	44.70	39.65	49.75	4.46
	A	40.30	39.01	41.59	1.14
	V	50.27	48.91	51.63	1.20

Autorizo a reprodução deste trabalho.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 27 de fevereiro de 2025.

Pedro Augusto Beraldo Braga