

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ORTODONTIA

MESTRADO EM ORTODONTIA E ORTOPEDIA FACIAL

GABRIELA CENCI SCHMITZ

AVALIAÇÃO DA ALTERAÇÃO TÉRMICA DA CÂMARA PULPAR DURANTE A
COLAGEM DE BRÁQUETES ORTODÔNTICOS

Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima

Orientador

Porto Alegre

2015

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ORTODONTIA

MESTRADO EM ORTODONTIA E ORTOPEDIA FACIAL

GABRIELA CENCI SCHMITZ

Dissertação apresentada como parte dos requisitos exigidos para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Ortodontia e Ortopedia Facial, da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayanna de Lima

Porto Alegre

2015

Dedico este trabalho aos meus pais, Carlos e Fatima, aos meus irmãos, Carlos Eduardo e Rafael, e ao meu noivo Lucas, por me apoiarem e incentivarem a percorrer o mais sábio dos caminhos: o do conhecimento.

AGRADECIMENTOS

Em especial, ao meu orientador, Professor Eduardo Martinelli Santayana de Lima, pelo exemplo de profissional e acima de tudo pelo modo com que transmite seu conhecimento. Sua maneira descontraída e feliz tanto de ensinar como de viver a vida com certeza são exemplos para nós alunos. Tenho certeza que teu bom humor ajudou cada um de nós a trabalhar melhor e com mais entusiasmo. Serei eternamente grata pela oportunidade que me deste de fazer o curso e por ter me guiado nessa jornada.

Minha eterna gratidão ao Professor Doutor Ernani Menezes Marchioro por ter me conduzido sempre pelo melhor caminho. Além dos ensinamentos desde a época da Especialização em Ortodontia, agradeço pelos ensinamentos da vida. Tenho muito orgulho de ter sido tua aluna, pois, além de excelente profissional, és uma brilhante pessoa.

À professora Doutora Luciane Macedo de Menezes, pelos ensinamentos e incentivo ao estudo.

À Professora Susana Maria Deon Rizatto, que tive a sorte de conhecer, agradeço a sua impressionante paixão em ensinar. Ter sido sua aluna, apesar de por pouco tempo, fez toda a diferença no meu conhecimento.

Aos demais professores de Ortodontia da PUCRS, professor Telmo Berthold e professora Tatiana Siqueira Gonçalves, sou muito grata aos seus ensinamentos.

Agradeço ao Doutorando Maurício Barbieri Mezzomo por ter me ajudado na construção deste trabalho e pelos ensinamentos durante o curso.

Aos colegas mais que especiais Renato Garcia, Fabiano Mattiello e Letícia Jacoby, quero guardar para sempre a amizade de vocês no meu coração. A amizade e companheirismo foram fundamentais durante esses anos de curso. Também, aos colegas Bruno Barbo, Paulo Ricardo Matje e Leonardo Stangler, obrigada pela amizade e principalmente pelos bons momentos vividos.

Agradeço a todos os demais responsáveis pelo curso de Mestrado em Ortodontia e Ortopedia Facial da PUCRS pela excelente qualidade de ensino.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Dente fixado no suporte de acrílico pré-fabricado.....	38
Figura 2. A) termômetro digital; B) termopar tipo K; C) termopar posicionado no interior da câmara pulpar.	39
Figura 3. A) termopar, dente e sensor digital fixados sobre o dispositivo confeccionado para o estudo; B) posicionamento do cabeçote do raio x para realização da radiografia.	40
Figura 4. Radiografia periapical com o termopar corretamente posicionado na face vestibular da câmara pulpar. (A) terceiro molar inferior; (B) primeiro pré-molar superior; (C) incisivo inferior.....	41
Figura 5. Técnica de colagem no grupo 8. A) fotopolimerização do adesivo na face mesial; B) fotopolimerização do adesivo na face distal.	43
Figura 6. Técnica de colagem dos bráquetes para o grupo 9. A) aplicação do primer; B) fotopolimerização por 10 segundos; C) posicionamento do bráquete e fotopolimerização por 10 segundos na face mesial; D) fotopolimerização por 10 segundos na face distal.....	44
Figura 8. Dente cortado no sentido mesio-distal para possibilitar a medição do esmalte e dentina. (A) vista lingual; (B) vista vestibular.	45
Figura 9. Gráfico mostrando a relação da variação da temperatura com os grupos testados.....	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Luzes utilizadas nos estudos, especificações técnicas e variação da temperatura pulpar.....	26
Tabela 2. Divisão dos grupos conforme o tipo de dente, a utilização ou não de primer durante a colagem e colagem em dentes restaurados ou hígidos.	42
Tabela 3. Resultados da análise de ANCOVA, médias de variação de temperatura nos grupos, mínima e máxima temperaturas atingidas, desvio padrão e significância.	47
Tabela 4: Resultados da análise de ANCOVA para a comparação entre os tipos de dentes.	49
Tabela 5. Análise de ANCOVA para o fator espessura.....	50

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	porcentagem
<i>Laser</i>	<i>light amplification by stimulated emission of radiation</i>
LED	<i>light emitting diode</i>
°C	graus Celsius
mW	miliwatt
mW/cm ²	miliwatt por centímetro quadrado
nm	nanômetro
US\$	dólar americano
<i>et al.</i>	e colaboradores
ANCOVA	análise de covariância
II	Incisivo Inferior
1PMS	Primeiro pré-molar superior
3MI	Terceiro molar inferior

RESUMO

Introdução: o objetivo desse estudo foi avaliar a variação de temperatura da câmara pulpar durante a colagem de bráquetes em diferentes tipos de dentes, com e sem utilização de primer e em dentes hígidos e restaurados. **Materiais e Métodos:** foram utilizados 90 dentes permanentes humanos, sendo 30 incisivos inferiores, 30 primeiros pré-molares superiores e 30 terceiros molares inferiores, divididos em 9 grupos de acordo com a técnica de colagem, com ou sem primer, tipo de dente e se o dente era hígido ou restaurado. Um termopar tipo K foi introduzido na câmara pulpar e conectado a um termômetro digital. Radiografias periapicais foram realizadas para conferir o posicionamento do termopar no interior da câmara pulpar e os bráquetes foram colados utilizando um LED. As temperaturas inicial e máxima atingida durante a fotopolimerização foram utilizadas para calcular a variação da temperatura. **Resultados:** a análise de ANCOVA mostrou que a variação de temperatura foi influenciada pela técnica de colagem e pelo tipo de dente ($p \leq 0,05$). Utilizando primer houve um maior aumento de temperatura em relação ao grupo sem primer. Quanto ao tipo de dente, os incisivos sofreram um maior aumento de temperatura, seguido dos molares e pré-molares. Não houve diferença estatisticamente significativa para os grupos de dentes hígidos ou restaurados e para o fator espessura. **Conclusão:** o dente que obteve menor variação de temperatura foi um molar com $0,2^{\circ}\text{C}$ e, um incisivo inferior, com a maior variação, de $4,3^{\circ}\text{C}$. A técnica de colagem utilizando primer e adesivo causou uma variação de temperatura maior se comparado à colagem apenas do adesivo. O incisivo inferior obteve uma maior variação de temperatura, seguida do molar e pré-molar. Portanto, a colagem de bráquetes não excedeu os $5,5^{\circ}\text{C}$ preconizados para manutenção da saúde pulpar.

Unitermos: cura luminosa de adesivos dentários, termômetros, bráquetes, temperatura alta, ortodontia.

ABSTRACT

Introduction: the objective of this study was to evaluate the temperature variation of the pulp chamber during brackets bonding in different teeth types, with and without primer and in healthy or filled teeth. **Materials and Methods:** ninety human permanent teeth were used, 30 mandibular incisors, 30 maxillary bicuspid and 30 mandibular third molars, which were divided into 9 groups according to bonding technique (with or without light-curing primer), tooth type, filled or healthy tooth and thickness. A K-type thermocouple connected in a digital thermometer was introduced into the pulp chamber. Periapical radiographs were taken to check the thermocouple positioning and the brackets were bonded using a LED. The initial and maximum temperature reached during light curing were used to calculate the temperature variation. **Results:** the ANCOVA analysis showed that the bonding technique and tooth type ($p \leq 0.05$) influenced the temperature variation. There was a greater increase in temperature using primer. Regarding the tooth type, the incisors experienced a major temperature increase, followed by molars and bicuspids. There was no statistically significant difference for healthy or filled teeth groups and thickness factor. **Conclusion:** a molar showed the lowest temperature variation with 0.2°C and a lower incisor with the greatest variation of 4.3°C . The bonding technique using primer and adhesive caused a greater temperature range compared to the bonding with adhesive only. The mandibular incisor obtained a greater temperature range, then the molar and bicuspid. Therefore, the brackets bonding didn't exceed the $5,5^{\circ}\text{C}$ recommended for the pulp health maintenance.

Key words: light curing of dental adhesives, thermometers, braces, hot temperature, orthodontics.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	13
2. PROPOSIÇÃO.....	15
2.1 Objetivo Geral	15
2.2 Objetivos Específicos	15
3. ARTIGO 1	16
INTRODUÇÃO	18
REVISÃO DE LITERATURA	19
CONSIDERAÇÕES FINAIS	27
REFERÊNCIAS.....	28
INTRODUÇÃO	36
METODOLOGIA.....	37
ANÁLISE ESTATÍSTICA	45
RESULTADOS.....	46
DISCUSSÃO	50
CONCLUSÕES	54
REFERÊNCIAS GERAIS	59
Anexo 1	65
Anexo 2	66

1. INTRODUÇÃO

Sob o aspecto embriológico, a polpa se forma a partir de células centrais da papila dentária, possuindo, assim, a mesma origem da dentina, já que ambas derivam da papila do germe dentário. Durante a odontogênese, quando a dentina se forma ao redor da papila dentária, o tecido mais interno é considerado como sendo polpa. A polpa está envolvida na sustentação, manutenção e formação contínua da dentina além de possuir função sensorial. Quando a dentina é injuriada, a dor é a única sensação percebida pelo encéfalo, sendo que as alterações térmicas, vibratórias e químicas que afetam a dentina e a polpa são percebidas como estímulos dolorosos. A polpa também apresenta glóbulos brancos no interior do seu sistema vascular e dos seus tecidos, que deflagram a resposta imunológica e a inflamação (Ehrenbach e Bath-Balogh, 2008).

O calor decorrente de alguns procedimentos odontológicos pode ser transferido para a polpa (Robinson e Lefkowitz, 1962), o qual pode resultar em diversas alterações histopatológicas, afetando os vasos pulpares e levando a lesões vasculares com necrose do tecido (Nyborg e Brännström, 1968). Sabe-se que vários procedimentos odontológicos como o preparo do dente, restaurações de resina composta e a obturação do canal radicular podem aumentar a temperatura na superfície dos dentes (Kwon *et al.*, 2013). Por isso, é de interesse na área da Odontologia saber o potencial risco que a variação de temperatura pode exercer aos tecidos pulpares e aos tecidos de suporte dos dentes. Dentre esses procedimentos, na área da Ortodontia, podemos citar a colagem de bráquetes ortodônticos, utilizando diversas unidades fotopolimerizadoras.

Entretanto, a variação de temperatura que ocorre em diferentes tipos de dentes, durante a colagem de bráquetes utilizando ou não primer, estando os dentes hígidos ou restaurados, não é bem conhecida.

Assim, visto a necessidade de auxiliar a esclarecer o efeito da variação térmica frente a tais situações clínicas, este trabalho, visa estudar, por meio de uma revisão de literatura e um estudo *in vitro*, a variação de temperatura que ocorre no interior da câmara pulpar durante a colagem de bráquetes ortodônticos.

2. PROPOSIÇÃO

2.1 Objetivo Geral

- 1) Quantificar, *in vitro*, a alteração da temperatura no interior da câmara pulpar em dentes permanentes humanos (incisivos inferiores, primeiros pré-molares superiores e terceiros molares inferiores) durante a colagem de bráquetes ortodônticos, utilizando um fotopolimerizador que utiliza a luz diodo (LED).

2.2 Objetivos Específicos

- 1) Avaliar se há relação da fotopolimerização do primer e adesivo ou apenas do adesivo, com a temperatura da câmara pulpar durante a colagem de bráquetes.
- 2) Avaliar se há relação entre os tipos de dentes (incisivos inferiores, primeiros pré-molares superiores e terceiros molares inferiores) e a alteração da temperatura da câmara pulpar durante a colagem de bráquetes ortodônticos.
- 3) Relacionar dentes hígidos, que não possuem restaurações, e dentes com restaurações (nas faces proximais e oclusal ou vestibular) com a alteração da temperatura da câmara pulpar.

3. ARTIGO 1

REVISÃO DE LITERATURA

Temperatura da câmara pulpar durante a colagem de bráquetes com diferentes unidades fotopolimerizadoras.

Resumo

Na Ortodontia, um dos procedimentos que causa uma variação da temperatura dentária é a colagem de bráquetes utilizando adesivos fotopolimerizáveis. As diversas fontes de luz, necessárias para a fotopolimerização dos adesivos, geram calor, o que pode causar injúrias ao tecido pulpar. Por isso, o objetivo deste estudo foi revisar a literatura existente a respeito da variação térmica que ocorre no interior da câmara pulpar durante a colagem de bráquetes. Foram pesquisados artigos no PubMed, Science Direct e Scielo, utilizando as palavras-chave polpa dentária, cura luminosa de adesivos dentários, termômetros, dentina, bráquetes, nas línguas portuguesa e inglesa, sendo que, as luzes pesquisadas foram a lâmpada alógena, arco de plasma, *laser* de argônio e LED. Constatou-se que as diversas fontes fotopolimerizadoras causam um aumento da temperatura no interior da câmara pulpar, porém, não ultrapassam o valor de 5,5°C, preconizado por Zach e Cohen. Independentemente da lâmpada testada, dentes com menor espessura de dentina sofrem um maior aumento de temperatura intrapulpar.

Uni termos: polpa dentária, cura luminosa de adesivos dentários, termômetros, dentina, braquetes.

LITERATURE REVIEW

Pulp chamber temperature during bracket bonding with different light curing units.

Abstract

In Orthodontics, one procedure that cause a dental temperature change is the bracket bonding, using light cured adhesives. The several light sources, necessary for adhesives curing, generate heat, what may cause injury into the pulp tissue. Therefore, the aim of this study was to review the existing literature about the thermal variation that occurs within the pulp tissue during bracket bonding. Articles were searched in PubMed, Science Direct and Scielo, in Portuguese and English language, and the lights surveyed were the halogen lamp, plasma arc, argon laser and LED. It was found that the several light curing sources cause a temperature increase within the pulp tissue, but did not exceed the recommended value of 5.5°C by Zach and Cohen. Regardless of the tested lamp, teeth with reduced thickness dentin undergo a further increase in intrapulpal temperature.

Key Words: dental pulp, light curing of dental adhesives, thermometers, dentin, braces.

INTRODUÇÃO

De acordo com os resultados de muitos estudos, existe uma necessidade dos Cirurgiões-Dentistas em reunir suficiente conhecimento sobre irritações térmicas durante procedimentos odontológicos, que podem potencialmente acarretar prejuízos à polpa e aos tecidos adjacentes aos dentes de modo a minimizar a ocorrência de danos ao tecido pulpar.¹

Todo o stress gerado ou transmitido através da dentina induz a uma resposta concomitante no interior da polpa dentária. O problema dessas tensões é o calor gerado durante os processos operatórios, especialmente quando a quantidade de refrigeração não é suficiente para evitar a dissipação do calor de fricção.⁴

O possível efeito prejudicial do aumento de temperatura no tecido pulpar durante o tratamento restaurador tem sido motivo de preocupação para a Odontologia.⁵ O calor decorrente de alguns procedimentos odontológicos pode ser transferido para a polpa¹, o qual pode resultar em diversas alterações histopatológicas, afetando os vasos pulpares e levando a lesões vasculares com necrose do tecido.²

Acredita-se que o principal fator etiológico para o aumento da temperatura durante a fotopolimerização das resinas compostas, é o calor gerado pelas unidades fotopolimerizadoras. Assim, a polimerização exotérmica das resinas compostas é um fator secundário.⁶

Com os rápidos avanços na Odontologia, luzes de alta potência são cada vez mais empregadas em procedimentos como ablação de dentes (remoção cirúrgica de tecidos utilizando radiação *laser*), clareamento dentário, tratamento da hipersensibilidade e polimerização de materiais restauradores. São alcançadas temperaturas extremamente altas dentro dos dentes durante esses procedimentos, as quais podem produzir uma sensação de “dor térmica”. Apesar da larga aplicação desses tratamentos dentários, os mecanismos básicos não são bem claros. No entanto, existe uma necessidade urgente para o melhor entendimento do processo de transferência de calor ao dente, induzindo danos térmicos aos mesmos e correspondente sensação de “dor térmica”.⁷

Portanto, foram selecionados artigos no PubMed, Scielo e Science Direct, com o objetivo de revisar a literatura a respeito da variação térmica da câmara pulpar durante procedimentos odontológicos e, em especial, durante a colagem de bráquetes ortodônticos.

REVISÃO DE LITERATURA

Zach e Cohen (1965) avaliaram histologicamente a alteração da temperatura intrapulpar em dentes de primatas. Quando aplicaram uma fonte de calor controlada resultando num aumento de temperatura de 2,2°C no interior do tecido pulpar, notou-se, após dois dias, que houve mudanças intrapulparem mínimas, limitada a camada de odontoblastos próxima a aplicação da fonte de calor. Abaixo da pré-dentina, formaram-se vacúolos interodontoblásticos e as demais estruturas encontraram-se normais, assim como a camada de pré-dentina e o estroma. Mesmo

entre 7 dias e 3 meses após a exposição à fonte de calor, a polpa encontrou-se normal, sem formação de dentina secundária. Causando um aumento de temperatura de 5,5° C, observou-se, após dois dias da exposição do calor, destruição da maioria dos odontoblastos e uma condensação do cromossoma no interior do núcleo. A pré-dentina não calcificada foi reduzida em espessura, com debris nucleares e falhas aparentes em contato com a dentina madura. Também, pôde ser notado que os núcleos dos odontoblastos intratubulares foram encontrados no interior dos túbulos dentinários. Após duas semanas da aplicação do calor, iniciou-se um processo de reparo. Após 56 dias, os odontoblastos reassumiram sua forma normal e sua relação posicional. A maior parte do tecido pulpar superou o trauma térmico e houve regeneração quase completa do tecido pulpar. Entretanto, quando a polpa foi exposta a um aumento de temperatura de 11° C, houve uma variação crítica na resposta pulpar. Neste nível de tensão térmica, algumas polpas apresentaram reações de estimulação do mecanismo de cura, enquanto outras foram levadas à necrose. Esse aumento de temperatura causou danos consideráveis, os quais comprometeram a saúde pulpar e produziram um processo inflamatório, resultando em completa perda de vitalidade em 15% dos casos. Quando a temperatura foi aumentada para 16,5° C todos os dentes tiveram uma resposta necrótica irreversível.

Baldissara e colaboradores, em 1997, estudaram clinicamente e histologicamente as injurias térmicas em 12 dentes permanentes humanos, os quais possuíam indicação de extração. Cada paciente deveria ter um par de dentes para cada teste, assim como no estudo de Zach e Cohen. Um dos dentes foi exposto a um estímulo térmico que acreditavam ser prejudicial, sendo monitorado sintomatologicamente por um período variando entre 68 e 91 dias e posteriormente

examinados histologicamente para identificar possíveis sinais de danos na polpa (teste *in vivo*). O outro dente foi extraído e exposto ao mesmo estímulo térmico, a fim de avaliar o aumento de temperatura induzido no primeiro dente (teste *in vitro*). Não foram encontradas evidências de injúria celular em valores médios de 11,2°C. No primeiro momento em que os pacientes foram expostos ao estímulo térmico, todos apresentaram uma sensação de “inchaço” no dente. Quando aumentou-se a temperatura, o “inchaço” foi seguido de dor estável ou pulsante intermitente. Enquanto aumentava-se a temperatura, a dor aumentava e ficava menos tolerável, tornando-se contínua e difícil de localizar. A análise histológica e os resultados clínicos apresentaram resultados contraditórios. Cortes histológicos foram examinados e, em todos os casos, apresentaram estrutura celular e configuração normais, indistinguíveis daqueles dos controles. Nenhuma evidência de necrose celular foi visível utilizando microscópio óptico. Também, não houve presença de processo reparativo, como aposição de dentina terciária com aprisionamento de detritos odontoblásticos. Assim, os resultados sugerem que o calor atua secundariamente na geração de patologias pulpareas durante o período pós-operatório do tratamento dental e tratamento protético em particular. Entretanto, pode ser especulado que a velocidade e a duração do estímulo térmico, assim como, a extensão da elevação de temperatura, desempenham um papel importante na danificação da polpa. Assim, o aumento gradual da temperatura pode elevar a temperatura limiar a subir mais que 5,5°C.⁸ Apesar do valor real da temperatura crítica que causa danos pulpareas ser controversa, pode ser concluído que a temperatura pulpar deve ser mantida o mais baixa possível durante os procedimentos evitando injúrias à polpa.⁹

Inúmeros outros autores citam que vários procedimentos odontológicos promovem um aumento de calor intrapulpal.^{3,4,10-14} Dentre esses procedimentos, podemos citar a colagem de bráquetes ortodônticos, utilizando diversas fontes de fotopolimerização.¹³ A polimerização adequada é um fator crítico para obtenção de ótimas propriedades mecânicas e desempenho das resinas para colagem em Ortodontia. Propriedades mecânicas baixas, solubilidade no ambiente bucal, micro infiltração e falha na colagem são problemas associados à polimerização inadequada. Muitas vezes, a polimerização considerada ideal é associada com o aumento do tempo de exposição ou da potência da unidade de fotopolimerização¹⁵, o que pode causar mudanças térmicas pulpares.¹³ Com o objetivo de reduzir o tempo clínico, tanto para o operador quanto para o paciente, e alcançar uma polimerização mais profunda e efetiva, fontes de luz de alta potência têm sido introduzidas.¹⁶

A maioria dos adesivos fotopolimerizáveis emprega a canforoquinona como foto iniciador da polimerização. Esta molécula está contida na fase resinosa numa concentração de 0,2 a 1% da matriz e mostra um pico de absorção num comprimento de onda de 468nm. Os adesivos ortodônticos fotopolimerizáveis requerem uma fonte de luz com intensidade suficiente para iniciar a reação de fotopolimerização.¹⁷ Várias fontes de luz podem ser utilizadas com esse objetivo: lâmpada alógena, arco de plasma, *laser* e o sistema de LED.¹⁸ Utilizando fontes térmicas, como lâmpada alógena, *lasers* e arco de plasma, dentes e estruturas de suporte estão sob diferentes condições de contração térmica, causando estresse desnecessário, o qual pode ser considerado como efeito colateral produzido pelo tratamento.^{4,19}

O método mais comum de fonte de luz azul é a unidade de fotopolimerização utilizando a lâmpada alógena, a qual possui um bulbo que produz luz quando a energia elétrica aquece um filamento de tungstênio.²⁰ A conversão da luz é ineficiente porque a potência de saída de luz é menor que 1% da potência elétrica consumida, limitando seu tempo de vida de 40 a 100 horas, devido à degradação do bulbo causada pelo aquecimento. Isso resulta numa redução da eficácia da polimerização com a lâmpada alógena ao longo do tempo, materiais dentários ativados por luz com pobres propriedades mecânicas, e um aumento do risco de falha prematura de restaurações ou bráquetes.²¹

Em contrapartida, as fontes de LED produzem uma melhor utilização da energia, possuem tamanho compacto, baixa potência, produzem baixo aquecimento, são robustas e têm alta seletividade na absorção pela ativação da canforoquinona. O fotopolimerizador de LED rende uma intensidade máxima de aproximadamente 1100mW/cm² a um espectro de 420 a 600nm, possui um custo comparável com a lâmpada alógena e possui uma vida quase infinita.¹⁷ O LED pode permitir um tempo clínico menor de operação e melhor “performance”,¹⁸ porém, comparando a força de adesão dos bráquetes utilizando fonte de luz alógena e LED de alta potência, não há diferença significativa.^{20,21} Entretanto, a quantidade de resina remanescente no esmalte após a descolagem dos bráquetes é maior quando utilizado o LED de alta potência.²⁰ Comparando essas duas unidades de fotopolimerização, é mais indicado utilizar o LED, já que possui menor emissão de calor para o interior da câmara pulpar.^{18,22,23} Entretanto, comparando os tipos de LED, as unidades rápidas produzem significativamente menor aumento de temperatura se comparadas às pulsáteis.²²

Outro estudo se confronta com esses resultados, já que comparou diferentes tipos de LED, operando com aproximadamente $1100\text{mW}/\text{cm}^2$, e os mesmos causaram significativamente maiores temperaturas no interior da câmara pulpar se comparados com a lâmpada alógena convencional, a qual opera em aproximadamente $500\text{mW}/\text{cm}^2$. Porém, também constatou-se que a média do aumento da temperatura está abaixo do limite preconizado.¹⁶

A primeira tentativa de redução do tempo de polimerização foi através do laser de argônio no final dos anos 1980. A proposta desta lâmpada foi de aumentar a potência de energia da luz a uma intensidade a cerca de $800\text{mW}/\text{cm}^2$ e restringir o comprimento de onda para aproximadamente 470nm .²⁴ A quantidade de tempo necessária para fotopolimerização do adesivo ortodôntico com a fotopolimerização convencional é de 40 segundos por dente; isso acrescenta de 13 a 14 minutos ou mais para ambas as arcadas, dependendo do número de bráquetes que serão colados.²⁵ O *laser* de argônio pode polimerizar um adesivo ortodôntico fotopolimerizável 4 vezes mais rápido, com a mesma força de adesão que a fotopolimerização convencional, e, ao mesmo tempo, conferindo resistência à desmineralização do esmalte dentário.²⁶ A desvantagem do *laser* de argônio é seu alto custo (mais de US\$6.000,000).²⁴ Também, comparando o laser de argônio com a lâmpada alógena, o aumento da temperatura intrapulpar foi significativamente maior com a lâmpada alógena. Em relação ao tipo de exposição da luz, a exposição contínua do laser de argônio produziu maior aumento de temperatura intrapulpar que a exposição por luz pulsátil.²⁷

O arco de plasma foi introduzido em meados dos anos 1990. O arco de plasma com gás xênon foi introduzido para uma fotopolimerização de alta intensidade de materiais compósitos para preenchimento de restaurações diretas.

Essas luzes foram feitas para serem tão confiáveis quanto o *laser*, porém, a um custo relativamente mais baixo (US\$3.000,00 a 4.000,00). Essa lâmpada geralmente possui um ânodo de tungstênio e um cátodo num tubo de quartzo preenchido com gás xênon. Quando uma corrente elétrica passa pelo xênon, o gás se torna ionizado e forma um plasma com aproximadamente igual número de partículas carregadas positiva e negativamente. Quando o gás xênon do tubo está sob baixa pressão, emite uma luz branco-azulada, e, sob alta pressão, uma luz com espectro que parece a luz do dia. Enquanto a lâmpada alógena emite luz branca, a qual é posteriormente filtrada para produzir luz azul, com um comprimento de onda de 400 a 500nm e um nível de energia de aproximadamente 300 mW/cm², o arco de plasma possui um nível de pico de energia muito maior, de 900mW/cm², e um espectro limitado a, aproximadamente, 430 a 490nm. Se compararmos o arco de plasma à lâmpada alógena, o tempo de colagem com o arco de plasma é significativamente menor e o tempo poupado é correlacionado com a duração do procedimento, ou seja, quanto mais demorado o procedimento, mais tempo é poupado.^{24,28,29} A colagem ortodôntica com essa luz pode ser alcançada em 6 segundos para bráquetes metálicos e 3 segundos para os cerâmicos. Outra vantagem do arco de plasma é seu tempo de vida que é de 5000 horas.¹⁷ Há mais falha na colagem de bráquetes em dentes posteriores que anteriores com a lâmpada alógena, mas não há essa diferença com arco de plasma.²⁴ O arco de plasma pode ser considerado uma alternativa vantajosa à fotopolimerização convencional. Ele reduz significativamente o tempo de fotopolimerização dos bráquetes ortodônticos sem afetar a taxa de falhas na colagem.²⁹ O arco de plasma, juntamente com o LED, causaram menor aumento da temperatura intrapulpar se comparados com a lâmpada alógena.³⁰

A Tabela 1 mostra a relação das unidades fotopolimerizadoras citadas, suas características técnicas e a variação da temperatura pulpar durante a fotopolimerização.

Tabela 1: Luzes utilizadas nos estudos, especificações técnicas e variação da temperatura pulpar.

Unidade Fotopolimerizadora	Potência (mW/cm²)	Comprimento de onda (nm)	Tempo de fotopolimerização (s)	Variação de temperatura (°C)
Lâmpada alógena	300 a 500	400 a 500	40	1,9 - 3
LED	1100	420 a 600	20	0,6 - 1,45
Laser de argônio	800	470	10	2,44 - 4,55
Arco de plasma	900	430 a 490	5	1 - 1,58

Em estudo realizado durante a colagem de bráquetes ortodônticos, constatou-se que luzes de alta potência produzem significativamente maiores mudanças de calor em incisivos inferiores quando comparados aos pré-molares, porém, estas unidades de fotopolimerização, não excederam o valor crítico de 5,5°C.³¹ Além disso, existe uma correlação entre a quantidade de calor e o tempo de exposição da fonte de luz, ou seja, quanto maior o tempo de exposição, maior o aquecimento da câmara pulpar. Independente da luz utilizada, lâmpada alógena ou LED, a variação de temperatura é menor em caninos se comparado com incisivos laterais e incisivos centrais (pois possuem maior quantidade de dentina) e maior em incisivos laterais (menor quantidade de dentina). Isto também acontece quando a polimerização é realizada na face lingual ou palatina, onde a variação de temperatura é

aproximadamente duas vezes maior que na face vestibular.¹⁸ Assim, correlacionando a quantidade de dentina com o aumento da temperatura intrapulpar, concluiu-se que a espessura de dentina é inversamente proporcional ao aumento da temperatura intrapulpar.^{12,27}

Segundo a técnica de trans-iluminação, durante a colagem de bráquetes metálicos em pré-molares, comparando-se à técnica convencional, há significativamente menor resistência ao cisalhamento. Esta seria uma alternativa para a colagem de bráquetes, já que, muitas vezes, é difícil a fotopolimerização na face distal dos bráquetes em dentes posteriores. Porém, é necessário que se aumente o tempo de fotopolimerização ou a potência da unidade fotopolimerizadora. Pode-se empregar a técnica de trans-iluminação utilizando LED com potência de 800mW/cm² ou dobrar o tempo de exposição para 40 segundos, o que produz uma boa resistência ao cisalhamento causando prejuízos mínimos ao tecido pulpar.¹⁵

CONSIDERAÇÕES FINAIS

- As diversas fontes fotopolimerizadoras causam um aumento da temperatura no interior do tecido pulpar, porém não significativo, ou seja, não ultrapassam o valor preconizado de 5,5°C.
- Independentemente da lâmpada testada, dentes com menor espessura de dentina sofrem um maior aumento de temperatura intrapulpar.
- A escolha entre as unidades fotopolimerizadoras deve ser baseada nas preferências clínicas, análise de fatores importantes como a taxa de falha na colagem e alteração da temperatura da câmara pulpar, tempo de trabalho, custos e longevidade.

REFERÊNCIAS

1. Robinson HBG, Lefkowitz W. Operative dentistry and the pulp. *J Prosthet Dent.* 1962;12(5):985-1001.
2. Nyborg H, Brännström M. Pulp reaction to heat. *J Prosthet Dent.* 1968;19(6):605-12.
3. Kwon S-J, Park Y-J, Jun S-H, Ahn J-S, Lee I-B, Cho B-H, et al. Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. *Restor Dent Endod.* 2013;38(3):105-12.
4. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19(4):515-30.
5. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater.* 1999;15(4):275-81.
6. Mousavinasab SM, Khoroushi M, Moharreri M, Atai M. Temperature changes under demineralized dentin during polymerization of three resin-based restorative materials using QTH and LED units. *Restor Dent Endod.* 2014;39(3):155-63.
7. Lin M, Xu F, Lu TJ, Bai BF. A review of heat transfer in human tooth—Experimental characterization and mathematical modeling. *Dent Mater.* 2010;26(6):501-13.
8. Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil.* 2014;24(11):791-801.

9. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*. 2003;24(10):1809-20.
10. Choi S, Roulet J, Heintze S, Park S. Influence of Cavity Preparation, Light-curing Units, and Composite Filling on Intrapulpal Temperature Increase in an In Vitro Tooth Model. *Oper Dent*. 2014;39(5):E195-205.
11. Uysal T, Eldeniz AU, Usumez S, Usumez A. Thermal Changes in the Pulp Chamber during Different Adhesive Clean-up Procedures. *Angle Orthod*. 2005;75(2):220-5.
12. Dogan A, Hubbezoglu I, Dogan OM, Bolayir G, Demir H. Temperature rise induced by various light curing units through human dentin. *Dent Mater*. 2009;28(3):253-60.
13. Malkoç S, Uysal T, Üşümez S, İşman E, Baysal A. In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 2010;37(3):379-83.
14. Klaric E, Rakic M, Sever I, Tarle Z. Temperature rise during experimental light-activated bleaching. *Lasers Med Sci*. Epub 2013 Jun 19.
15. Heravi F, Moazzami SM, Ghaffari N, Jalayer J, Bozorgnia Y. Evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets using trans-illumination technique with different curing profiles of LED light-curing unit in posterior teeth. *Prog Orthod*. 2013;14(1):49.
16. Santini A, Watterson C, Miletic V. Temperature Rise Within the Pulp Chamber During Composite Resin Polymerisation Using Three Different Light Sources. *Open Dent J*. 2008;2:137-41.

17. Eliades T. Polymerization Lamps and Photocuring in Orthodontics. *Semin Orthod.* 2010;16(1):83-90.
18. Silva PC, De Fátima Zanirato Lizarelli R, Moriyama LT, De Toledo Porto Neto S, Bagnato VS. Temperature analysis during bonding of brackets using LED or halogen light base units. *Photomed Laser Surg.* 2005;23(1):41-6.
19. Anic I, Vidovic D, Luic M, Tudja M. Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. *Caries Res.* 1992;26(3):165-9.
20. Palomares NB, e Cal-Neto JP, Sampaio-Filho H, de Oliveira Almeida MA, Miguel JAM. Effect of high-intensity LED units at reduced curing time on in vitro bond strength of orthodontic brackets. *World J Orthod.* 2008;9(3):203-8.
21. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials.* 2000;21(13):1379-85.
22. Rajesh Ebenezar A, Srinivasan M, Anilkumar R, Indira R, Ramachandran S. Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: an in vitro study. *J Conserv Dent.* 2010;13(3):132-5.
23. Cantekin K, Buyuk SK, Delikan E, Pedük K, Demirbuga S. Pulp Chamber Temperature Increase from Curing Light Units: An In Vitro Study. *J Dent Child.* 2015;81(3):128-32.
24. Manzo B, Liistro G, De Clerck H. Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125(1):30-5.
25. Hildebrand NKS, Raboud DW, Heo G, Nelson AE, Major PW. Argon laser vs conventional visible light-cured orthodontic bracket bonding: An in-vivo and in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(4):530-6.

26. Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;118(3):274-9.
27. Cobb DS, Dederich DN, Gardner TV. In vitro temperature change at the dentin/pulpal interface by using conventional visible light versus argon laser. *Lasers Surg Med.* 2000;26(4):386-97.
28. Toodehzaeim MH, Kazemi AD, Aghili HA, Barzegar K, Fallahtafti T. Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc light curing. *Dent Res J (Isfahan).* 2012;9(3):321-7.
29. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Klersy C. Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125(3):342-7.
30. Yazici AR, Müftü A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Oper Dent.* 2006;31(2):261-5.
31. Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature Rise During Orthodontic Bonding With Various Light-curing Units—An In Vitro Study. *Angle Orthod.* 2006;76(2):330-4.

4. ARTIGO 2

ESTUDO *IN VITRO*

Avaliação da alteração térmica da câmara pulpar durante a colagem de bráquetes ortodônticos.

Resumo

Introdução: o objetivo desse estudo foi avaliar a variação de temperatura da câmara pulpar durante a colagem de bráquetes em diferentes tipos de dentes, com e sem utilização de primer e em dentes hígidos e restaurados. **Materiais e Métodos:** foram utilizados 90 dentes permanentes humanos, sendo 30 incisivos inferiores, 30 primeiros pré-molares superiores e 30 terceiros molares inferiores, divididos em 9 grupos de acordo com a técnica de colagem, com ou sem primer, tipo de dente e se o dente era hígido ou restaurado. Um termopar tipo K foi introduzido na câmara pulpar e conectado à um termômetro digital. Radiografias periapicais foram realizadas para conferir o posicionamento do termopar no interior da câmara pulpar e os bráquetes foram colados utilizando LED. As temperaturas inicial e máxima atingida durante a fotopolimerização foram utilizadas para calcular a variação da temperatura. **Resultados:** a análise de ANCOVA mostrou que a variação de temperatura foi influenciada pela técnica de colagem e pelo tipo de dente ($p \leq 0,05$). Utilizando primer houve um maior aumento de temperatura em relação ao grupo sem primer. Quanto ao tipo de dente, os incisivos sofreram um maior aumento de temperatura, seguido dos molares e pré-molares. Não houve diferença estatisticamente significativa para os grupos de dentes hígidos ou restaurados e para o fator espessura. **Conclusão:** o dente que obteve menor variação de temperatura foi um molar com $0,2^{\circ}\text{C}$ e um incisivo inferior com a maior variação de

4,3°C. A técnica de colagem utilizando primer e adesivo fotopolimerizado causou uma variação de temperatura maior se comparado à fotopolimerização apenas do adesivo. O incisivo inferior obteve uma maior variação de temperatura, seguida do molar e pré-molar. Portanto, a colagem de bráquetes não excedeu os 5,5°C preconizados para manutenção da saúde pulpar.

Unitermos: cura luminosa de adesivos dentários, termômetros, bráquetes, temperatura alta, ortodontia.

IN VITRO STUDY

Evaluation of the pulp chamber thermal alteration during orthodontic bracket bonding.

Abstract

Introduction: the objective of this study was to evaluate the temperature variation of the pulp chamber during brackets bonding in different teeth types, with and without primer and in healthy or filled teeth. **Materials and Methods:** ninety human permanent teeth were used, 30 mandibular incisors, 30 maxillary bicuspid and 30 mandibular third molars, which were divided into 9 groups according to bonding technique, with or without primer, tooth type, filled or healthy tooth and thickness. A K-type thermocouple connected in a digital thermometer was introduced into the pulp chamber. Periapical radiographs were taken to check the thermocouple positioning and the brackets were bonded using a LED. The initial and maximum temperature reached during light curing were used to calculate the temperature variation. **Results:** the ANCOVA analysis showed that the bonding technique and tooth type ($p \leq 0.05$) influenced the temperature variation. There was a greater increase in temperature using primer. Regarding the tooth type, the incisors experienced a major temperature increase, followed by molars and bicuspids. There was no statistically significant difference for healthy or filled teeth groups and thickness factor. **Conclusion:** a molar showed the lowest temperature variation with 0.2°C and a lower incisor with the greatest variation of 4.3°C . The bonding technique using primer and light cured adhesive caused a greater temperature range compared to just curing the adhesive. The mandibular incisor obtained a greater temperature range,

then the molar and bicuspid. Therefore, the brackets bonding didn't exceed the 5,5°C recommended for the pulp health maintenance.

Key words: light curing of dental adhesives, thermometers, braces, hot temperature, orthodontics.

INTRODUÇÃO

O calor decorrente de alguns procedimentos odontológicos pode ser transferido para a polpa¹, o qual pode resultar em diversas alterações histopatológicas, afetando os vasos pulpares e levando a lesões vasculares com necrose do tecido.² Zach e Cohen, em 1965, concluíram que um aumento de temperatura de 5,5°C no interior da câmara pulpar, pode resultar em danos irreversíveis à polpa.³

Inúmeros procedimentos odontológicos promovem um aumento de calor intrapulpar. Dentre esses procedimentos podemos citar a colagem de bráquetes ortodônticos, utilizando diversas fontes de fotopolimerização.⁴

A recolagem de bráquetes pode ser considerada um fator crítico quando se trata de temperatura intrapulpar. Quando se realiza a recolagem de um bráquete há necessidade de utilização de brocas para remoção do adesivo remanescente no esmalte dentário, o que pode causar uma produção de calor no tecido pulpar. Esse calor gerado pode ser amenizado através de refrigeração adequada⁵, assim não ultrapassa o valor de 5,5°C preconizado.³ Em seguida, deve ser realizado o polimento do esmalte utilizando pasta de pedra pomes e taça de borracha, sempre visando não causar danos aos tecidos pulpares e prevenindo perda excessiva de esmalte.⁶ Por fim, recola-se o bráquete, utilizando adesivo fotopolimerizável, gerando calor no interior da câmara pulpar.⁴

Entretanto, apesar da produção de calor durante os procedimentos individualmente não ultrapassar o valor de 5,5°C, o efeito do acúmulo de calor gerado por todos esses procedimentos pode ser significativo.

As informações a respeito da variação térmica durante a colagem de bráquetes são limitadas quando se trata de diferentes situações clínicas, como em diferentes tipos de dentes e suas respectivas espessuras de esmalte e dentina, utilizando técnicas de colagem com ou sem primer fotopolimerizado e, até mesmo, em dentes que estão ou não restaurados.

Por isso, o objetivo desse estudo foi avaliar a alteração da temperatura que ocorre no interior da câmara pulpar, durante a colagem de bráquetes ortodônticos, utilizando apenas um LED como unidade fotopolimerizadora.

METODOLOGIA

Neste estudo, foram utilizados 90 dentes permanentes humanos, sendo 30 incisivos inferiores, 30 primeiros pré-molares superiores e 30 terceiros molares inferiores. Para o cálculo amostral, determinou-se um nível de significância de 5% (valor de α) e o poder ($1-\beta$) em 0,80. Determinou-se, também, um tamanho de efeito de 0,43, totalizando uma amostra de 90 dentes.

Os dentes, os quais tinham indicação de extração, foram coletados na Clínica de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da PUCRS e em consultórios particulares da cidade de Veranópolis. Os pacientes que concordaram com a doação dos dentes para a pesquisa assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Após as extrações, os dentes foram limpos e armazenados embebidos em soro fisiológico.

Os dentes possuíam as superfícies vestibulares e câmaras pulpares intactas, sem perfuração da câmara pulpar por cárie ou broca. As raízes foram seccionadas em torno de 5 mm abaixo da junção cimento-esmalte, com disco diamantado (1802.7016 KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil) sob refrigeração, o suficiente

para a introdução de um termopar para posterior avaliação da temperatura da câmara pulpar durante os procedimentos de colagem dos bráquetes. Nos molares, que são multirradiculares, apenas a raiz distal foi seccionada e, nos pré-molares que possuíam duas raízes, apenas a raiz vestibular foi seccionada. Em casos que esta abertura não foi suficiente, esta secção foi realizada mais acima, em direção a junção cemento-esmalte, ou foi alargado o diâmetro do canal radicular com broca esférica carbide número 4 (PM 4 Jet, Vancouver, Canadá) em baixa rotação, sob refrigeração. A câmara pulpar de cada dente foi limpa removendo os restos de tecido pulpar com um escavador de dentina e solução de hipoclorito de sódio 2%, por um minuto. Em seguida, foi lavada com água destilada e seca com jato de ar livre de óleo.

Os dentes foram fixados com resina acrílica autopolimerizável transparente em um suporte de acrílico pré-fabricado de tal maneira que a face vestibular dos dentes ficasse totalmente exposta para permitir a colagem dos bráquetes e o remanescente radicular também ficasse exposto para permitir a introdução do termopar (Figura 1).



Figura 1. Dente fixado no suporte de acrílico pré-fabricado.

Um termopar tipo K de 1,60mm de diâmetro (MTK-01 Minipa, São Paulo, Brasil), com amplitude e precisão de -40°C a $204^{\circ}\text{C} \pm 2,2^{\circ}\text{C}$, foi acoplado a um termômetro digital (HI 935005, Hanna, São Paulo, Brasil) e introduzido na câmara pulpar, o qual ficou sobre a região central da parede vestibular, permitindo a medição da temperatura durante a colagem dos bráquetes (Figura 2).

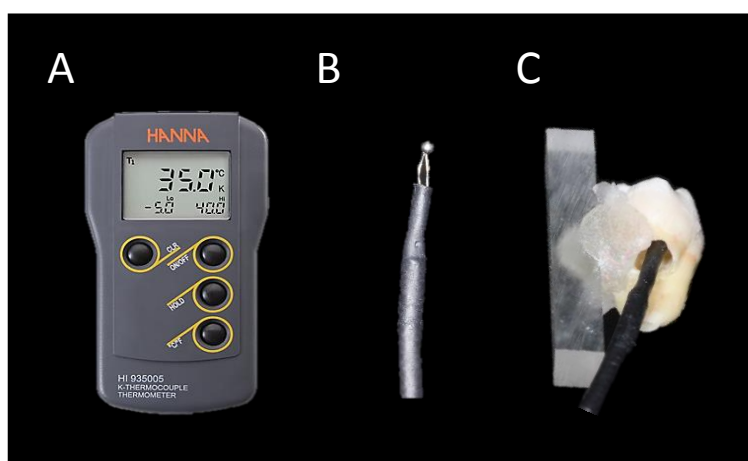


Figura 2. A) termômetro digital; B) termopar tipo K; C) termopar posicionado no interior da câmara pulpar.

Para que o termopar ficasse fixado à câmara pulpar, foi colocada cera utilidade, de tal maneira que a cera cobrisse a porção externa do termopar. O termômetro utilizado se apresentava calibrado. Utilizou-se um sistema digital para confecção de radiografias periapicais com o intuito de verificar o posicionamento do termopar tocando a face vestibular da câmara pulpar. Foi utilizado um dispositivo de acrílico pré-fabricado com lâminas de cera utilidade para fixação do sensor digital (Sygnus Ray MPS, Tampa, Flórida, Estados Unidos). Os dentes, juntamente com o termopar já fixado na câmara pulpar, foram posicionados sobre o sensor digital, fixados com fita dupla face transparente (3M do Brasil, Sumaré, São Pulo, Brasil) e radiografias periapicais foram realizadas no sentido próximo-proximal. O cabeçote do aparelho de raio x (Gnatus Timex 70 E, Ribeirão Preto, São Paulo Brasil) foi

posicionado de tal maneira que o feixe de raio x ficasse a 30cm do sensor digital e perpendicular ao sensor e à face proximal do dente, utilizando um tempo de exposição de 0,10 segundos. (Figura 3).



Figura 3. A) termopar, dente e sensor digital fixados sobre o dispositivo confeccionado para o estudo; B) posicionamento do cabeçote do raio x para realização da radiografia.

As radiografias foram realizadas e analisadas no computador através do *software* Cygnus Media 3.0 (Progeny Dental, Tampa, Flórida, Estados Unidos). Quando verificado que o termopar estava deslocado, o mesmo era reposicionado e nova radiografia era realizada. Este procedimento deveria ser repetido até que o termopar estivesse na posição ideal (Figura 4).

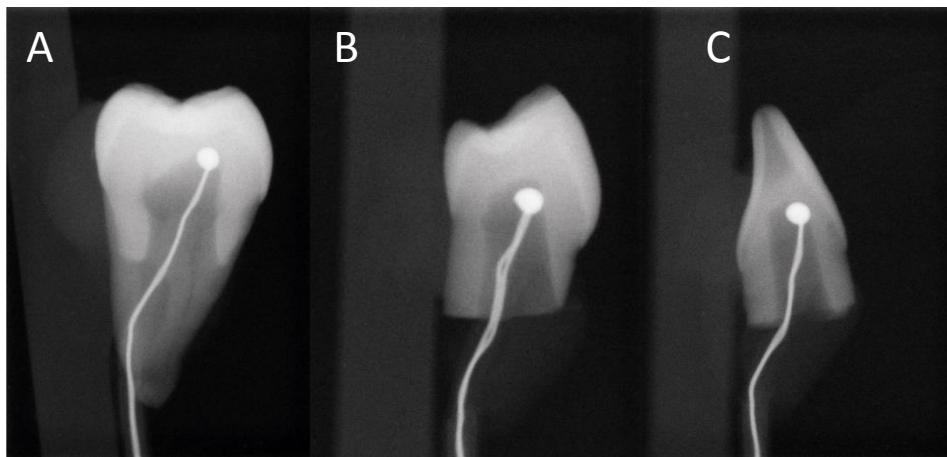


Figura 4. Radiografia periapical com o termopar corretamente posicionado na face vestibular da câmara pulpar. (A) terceiro molar inferior; (B) primeiro pré-molar superior; (C) incisivo inferior.

Assim que, o posicionamento do termopar era ajustado, o dente que estava fixado sobre o sensor digital era removido e cuidadosamente fixado sobre uma placa de vidro com a fita dupla face transparente, para impedir que o sensor digital fosse danificado durante o procedimento de colagem.

Os 90 dentes foram divididos em 9 grupos de acordo com o tipo de dente (incisivo inferior, pré-molar superior e terceiro molar inferior), técnica de colagem e se apresentava ou não restauração (Tabela 2).

Tabela 2. Divisão dos grupos conforme o tipo de dente, a utilização ou não de primer durante a colagem e colagem em dentes restaurados ou hígidos.

Grupo	Número de dentes	Tipo de dente	Técnica de Colagem	Dente hígido ou restaurado
1	10	Incisivo inferior	Com primer	Hígido
2	10	Incisivo inferior	Sem primer	Hígido
3	10	Incisivo inferior	Com primer	Restaurado
4	10	Pré-molar	Com primer	Hígido
5	10	Pré-molar	Sem primer	Hígido
6	10	Pré-molar	Com primer	Restaurado
7	10	Molar	Com primer	Hígido
8	10	Molar	Sem primer	Hígido
9	10	Molar	Com Primer	Restaurado

Para o grupo de dentes restaurados foram realizadas cavidades Classe II nas faces mesial, oclusal e distal (MOD) nos dentes pré-molares e molares. Essas cavidades foram realizadas com broca carbide número 245 (Jet, Vancouver, Canadá), em alta rotação, sendo proporcionais a cada dente. As cavidades realizadas na face oclusal apresentavam uma profundidade correspondente ao tamanho da broca 245, sendo que, no sentido vestibulo-lingual, apresentava a metade da distância entre as cúspides. Nas faces proximais a distância era de 2/3 da face proximal e a profundidade de 2mm da crista marginal até o limite amelo-cementário. Nos dentes incisivos, foram realizadas cavidades Classe V, utilizando broca esférica 1014 (Jet, Vancouver, Canadá), em alta rotação. A extensão da cavidade realizada foi de 2/3 do diâmetro mésio-distal da face vestibular, no terço cervical, e com profundidade de 1,5mm. Após, as cavidades foram restauradas

realizando o condicionamento com ácido fosfórico 37%, por 20 segundos, lavadas com água por 20 segundos e secas com jatos de ar livre de óleo. Aplicou-se o sistema adesivo Adapter™ Single Bond Plus (3M ESPE, Saint Paul, Minnesota, Estados Unidos) de dois passos, o adesivo foi fotopolimerizado e, em seguida, realizou-se a restauração com resina Z250 XT, cor A3 (3M ESPE, Saint Paul, Minnesota, Estados Unidos).

Nos Grupos 2, 5 e 8 os dentes foram condicionados com ácido fosfórico 37% por 30 segundos, lavados com *spray* de ar e água por 30 segundos e secos com jato de ar livre de óleo, por 20 segundos. Os bráquetes (American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin, Estados Unidos) foram colados utilizando-se o adesivo Transbond™ XT (3M Unitek, Monrovia, Califórnia, Estados Unidos). O adesivo foi colocado na base do bráquete. O bráquete foi posicionado no centro da face vestibular dos dentes e os excessos de adesivo foram removidos. Após, realizou-se a fotopolimerização do adesivo com LED Abzil (3M do Brasil, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil) por 20 segundos, sendo 10 segundos na face mesial e 10 segundos na face distal dos bráquetes (Figura 5).

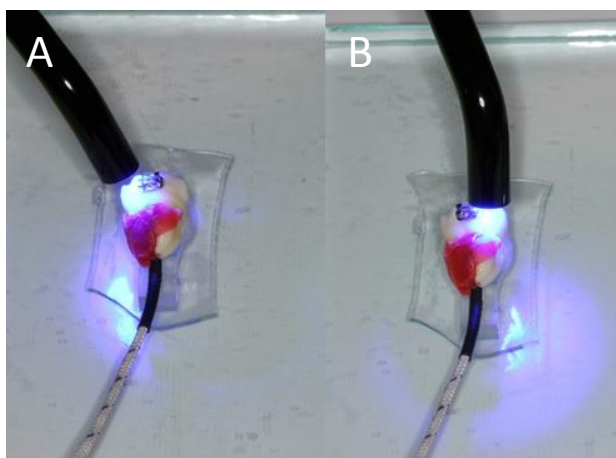


Figura 5. Técnica de colagem no grupo 8. A) fotopolimerização do adesivo na face mesial; B) fotopolimerização do adesivo na face distal.

Nos Grupos 1, 3, 4, 6, 7 e 9 os procedimentos foram iguais, porém, com adição de uma camada de primer anterior a aplicação do adesivo, o qual foi fotopolimerizado por 10 segundos (Figura 6).

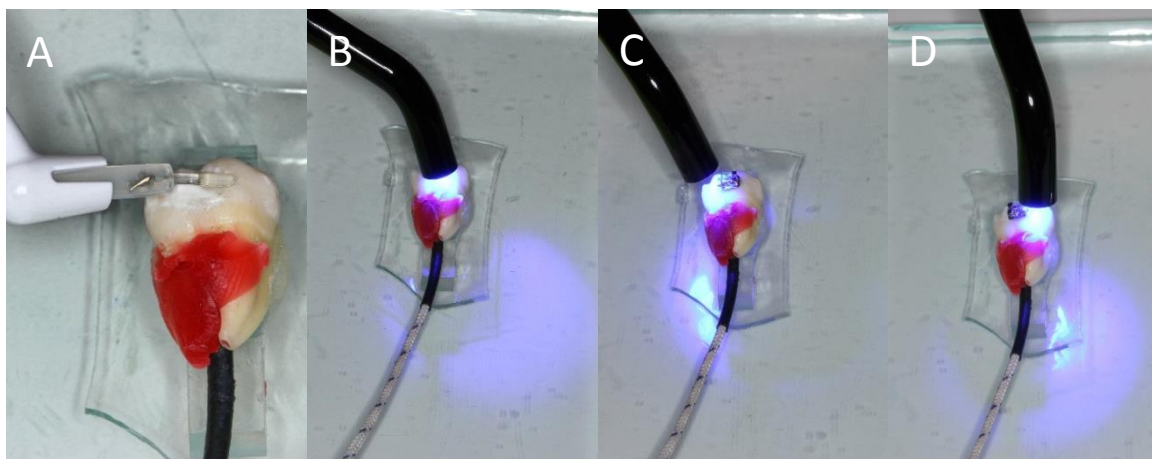


Figura 6. Técnica de colagem dos bráquetes para o grupo 9. A) aplicação do primer; B) fotopolimerização por 10 segundos; C) posicionamento do bráquete e fotopolimerização por 10 segundos na face mesial; D) fotopolimerização por 10 segundos na face distal.

O LED utilizado possui potência de luz de $1200\text{mW}/\text{cm}^2 \pm 200\text{mW}/\text{cm}^2$, com comprimento de onda de 420nm a 480nm, operado no modo contínuo e posicionado o mais perto possível do dente, porém sem encostar.

Para cada grupo foi mensurada a variação da temperatura que ocorre durante a fotopolimerização do adesivo. O termômetro foi acionado em graus Centígrados, anotou-se a temperatura inicial do dente, sem a presença da luz fotopolimerizadora, e o pico de aumento de temperatura, que ocorreu desde o início da fotopolimerização do adesivo até 20 segundos após seu término. Essas temperaturas ficaram gravadas no visor do termômetro, as quais, foram anotadas e, posteriormente, foram calculadas as variações de temperatura, subtraindo-se a temperatura máxima atingida pela temperatura inicial.

Os procedimentos de confecção dos espécimes e de medição de temperatura foram realizados de forma aleatória, em temperatura ambiente, sendo que, todos esses procedimentos foram realizados pelo mesmo operador para assegurar a uniformidade dos mesmos. Após os procedimentos citados acima, os dentes foram cortados no sentido mesio-distal (Figura 8), com um disco diamantado (1802.7016 KG Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil), sob refrigeração, e foi medida a espessura do esmalte e da dentina, numa linha perpendicular ao centro do dente, com um paquímetro digital calibrado (Starret, Athol, Massachusetts, USA).

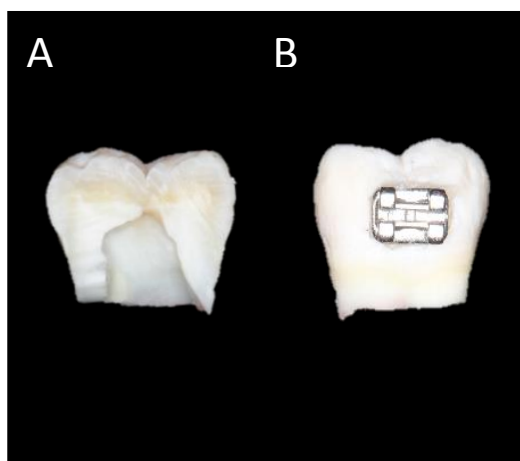


Figura 7. Dente cortado no sentido mesio-distal para possibilitar a medição do esmalte e dentina. (A) vista lingual; (B) vista vestibular.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Com a verificação da distribuição normal e homogênea dos dados através do teste de Kolmogorov-Smirnov e Levene, foi utilizado um modelo linear generalizado para análise dos dados. Foi realizada a análise de ANCOVA com erro padrão robusto, ou seja, uma análise de covariância de quatro fatores: tipo de dente, técnica de colagem com e sem primer fotopolimerizado, dente hígido ou restaurado e

espessura (fator contínuo). A análise estatística foi realizada através do *software* SPSS 18 (Chicago, Illinois, Estados Unidos), com nível de significância de 5%.

RESULTADOS

Através da análise estatística dos dados coletados da amostra de 90 dentes, a menor elevação de temperatura alcançada foi de 0,2°C e, a maior, foi 4,3°C, tendo uma média de variação de temperatura de 1,94°C.

Conforme os resultados da Tabela 3 e Figura 9, pode ser observado que a variação da temperatura foi estatisticamente significativa nos grupos técnica de colagem e tipo de dente, já que o valor de $p \leq 0,05$.

Tabela 3. Resultados da análise de ANCOVA, médias de variação de temperatura nos grupos, mínima e máxima temperaturas atingidas, desvio padrão e significância.

Grupo		N	Média (°C)	Desvio Padrão	Mínim a (°C)	Máxim a (°C)	Significânci a (p)*
Técnica de colagem	Sem primer	6	1,65	0,14	0,2	3,4	0,018*
	Com primer	30	2,05	0,08	0,6	4,3	
Tipo de dente	Incisivo inferior	30	2,22	0,21	1,5	4,3	0,004*
	Primeiro pré-molar superior	30	1,56	0,13	0,2	3,8	
	Terceiro molar inferior	30	1,76	0,28	0,7	2,9	
	Hígido ou restaurado	60	1,77	0,13	0,2	4,3	
	Restaurado	30	1,92	0,08	0,7	3,9	

* significativo $p \leq 0,05$; ns não significativo $p \geq 0,05$.

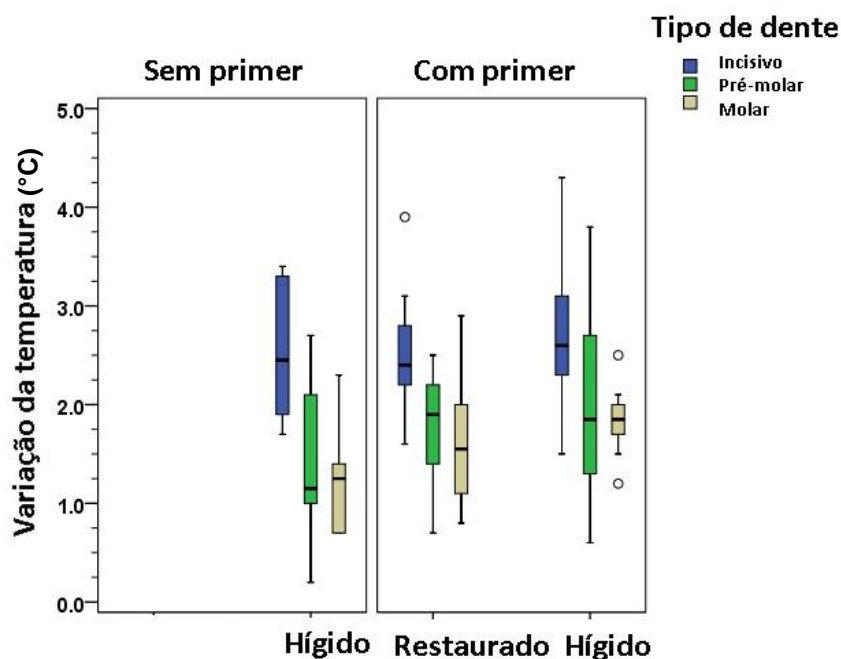


Figura 8. Gráfico mostrando a relação da variação da temperatura com os grupos testados.

Pode-se observar que a variação média da temperatura no grupo sem primer foi menor que no grupo com primer. Apesar do tamanho da amostra diferir entre os grupos, houve uma diferença estatisticamente significativa, já que o valor de $p=0,018$.

Quanto ao tipo de dente, houve uma diferença significativa entre os grupos, já que $p=0,004$. O primeiro pré-molar superior possui a média de variação de temperatura mais baixa, seguido do terceiro molar inferior e do incisivo inferior.

Em relação aos dentes hígidos e restaurados, a média de variação de temperatura nos dentes hígidos foi $1,77^{\circ}\text{C}$, enquanto que, nos dentes restaurados, foi $1,92^{\circ}\text{C}$, porém não apresenta diferença estatisticamente significativa, já que o valor de $p \geq 0,05$.

Na Tabela 4, pode ser observado o efeito entre os tipos de dentes. Houve uma diferença estatisticamente significativa entre os dentes incisivo inferior e

primeiro pré-molar superior, pois o valor de $p \leq 0,05$. Conforme a média dos valores de temperatura, os incisivos superiores possuem uma maior variação de temperatura se comparado aos pré-molares. Porém, a diferença entre molares e incisivos não foi significativa, assim como a diferença entre molares e pré-molares ($p \geq 0,05$).

Tabela 4: Resultados da análise de ANCOVA para a comparação entre os tipos de dentes.

Tipo de dente		Média (°C)	Desvio padrão	Significância (p)*
II	1PMS	0,662	0,223	0,003*
	3MI	0,460	0,460	0,319 ^{ns}
1PMS	II	-0,662	0,223	0,003*
	3MI	-0,203	0,341	0,553 ^{ns}
3MI	II	-0,460	0,460	0,319 ^{ns}
	1PMS	0,203	0,341	0,553 ^{ns}

* significativo $p \leq 0,05$; ns não significativo $p \geq 0,05$

II-incisivo inferior; 1PMS- primeiro pré-molar superior; 3MI- terceiro molar inferior

Os dentes apresentaram uma espessura média de 2,88mm, porém, não houve diferença estatisticamente significativa quanto à variação da temperatura, pois apresentou $p=0,187$ (Tabela 5). Também, foi observado um valor de $b= -0,46$, o que significa que, quando aumenta 1mm na espessura, a temperatura baixa $0,46^\circ\text{C}$, porém não é significativo estatisticamente devido ao valor de $p \geq 0,05$.

Tabela 5. Análise de ANCOVA para o fator espessura.

Grupo	N	Média	Desvio	Mínima	Máxima	Significância
		(mm)	Padrão	(mm)	(mm)	(p)*
Espessura	90	2,88	0,53	2,12	3,88	0,187 ^{ns}

* significativo $p \leq 0,05$; ns não significativo $p \geq 0,05$

DISCUSSÃO

O efeito térmico das unidades fotopolimerizadoras é bem conhecido, porém a informação sobre a variação de temperatura no interior da câmara pulpar durante a colagem de bráquetes é escassa.⁷ Neste estudo *in vitro*, foi medida a variação de temperatura que ocorre durante a colagem de bráquetes ortodônticos em diferentes tipos de dentes, utilizando ou não adesivo fotopolimerizável e em dente hígidos ou restaurados.

Na literatura, são descritos três métodos principais para o monitoramento e registro da variação de temperatura. A primeira técnica envolve o posicionamento de termopares no interior das câmaras pulpares através de raízes amputadas, sendo a mesma técnica utilizado no presente estudo; na segunda técnica, é feito o posicionamento de termopares abaixo de discos de dentina com certa espessura; e, a terceira, envolve a técnica do “dente cortado” para controle e visualização direta da espessura de dentina remanescente e um termopar.⁸

Os termopares são os sensores de temperatura mais utilizados. Sua simplicidade e confiabilidade são o maior apelo à sua utilização. A maioria dos princípios básicos da termometria de termopares já eram conhecidos por volta de 1900, mas só recentemente tornou-se clara a verdadeira fonte do potencial

termoelétrico. O termopar é um transdutor que compreende dois pedaços de fios dissimilares, unidos em uma das extremidades. Existem três categorias de tipos de termopares: termopares padronizados de metal nobre (R, S e B), sendo que os metais nobres contêm platina; termopares padronizados de metal base (K, J, N, E e T), sendo que os metais base contêm níquel; e termopares não definidos por letras. As aplicações para os termopares são as mais variadas possíveis, tendo como principal limite a tolerância do processo que se vai medir.⁹ Nesse estudo foi utilizado o termopar tipo K, assim como em outros estudos na área da Odontologia.^{10,11,12,13,14} Essa escolha foi devido ao seu tamanho ser o mais compatível com a câmara pulpar dos dentes permanentes humanos e por possuir tamanho apropriado para sua introdução através das raízes amputadas dos dentes, permitindo uma medição de temperatura o mais acurada possível. Além disso, radiografias periapicais foram utilizadas para conferir seu posicionamento na parede vestibular, num ponto mais próximo à aplicação do calor, assim como em outros estudos na Odontologia.^{3,12}

Várias investigações mostram que o calor gerado pode variar dependendo da fonte de luz, tempo de exposição, espessura de resina composta e relação com sua reação exotérmica, e distância entre a fonte de luz e a polpa.^{7,11,15,16} Existem muitos fatores na Dentística Restauradora que variam daqueles dos procedimentos ortodônticos de colagem. Primeiro, na colagem de bráquetes ou contenções ortodônticas, a distância da polpa é maior porque não há nenhuma cavidade no esmalte. Segundo, os acessórios ortodônticos (bráquetes, tubos, etc.) estão presentes entre a unidade fotopolimerizadora e o esmalte. Terceiro, a camada de adesivo é muito fina, pois é pressionada entre o bráquete e o dente.⁷

Por isso, o objetivo do estudo foi avaliar a variação da temperatura durante a colagem dos bráquetes em diferentes situações clínicas e não avaliar a unidade

fotopolimerizadora. Assim, foi utilizada apenas uma unidade fotopolimerizadora, para que não houvesse variação da intensidade da luz. O LED foi utilizado no modo contínuo, operando em modo máximo e contínuo de intensidade de luz, utilizando a mesma luminosidade do início ao fim da polimerização. Segundo Rajesh Ebenezer e col. (2010), entre os vários tipos de LED, o modo contínuo produz significativamente menor aumento de temperatura se comparado ao modo de exponencial e pulsátil. Apesar do fabricante recomendar uma distância de 10mm entre a ponteira do LED e o dente, foi utilizada uma distância o mais perto possível do bráquete, mas sem encostar, já que o bráquete forma uma barreira física e dificulta a polimerização da resina que está na sua base. Após a fotopolimerização, monitorou-se a temperatura por mais 20 segundos para avaliar possíveis variações na temperatura mesmo sem a presença da luz.¹⁷

Quanto à técnica utilizada para colagem dos bráquetes, conforme a Tabela 2, a média de variação de temperatura para o grupo sem primer foi de 1,65°C e, para o grupo com primer fotopolimerizado, foi de 2,05°C. A superfície do esmalte totalmente exposta durante a fotopolimerização do primer e um possível acúmulo de calor no interior da câmara pulpar, devido à fotopolimerização do primer e em seguida do adesivo, talvez possa explicar essa diferença entre os grupos. Porém, apesar da diferença ser significativa, a temperatura não ultrapassou o limite de 5,5°C, não acarretando danos à vitalidade pulpar.

Como pode ser observado na Tabela 2 e Figura 9, houve uma diferença estatisticamente significativa entre os tipos de dentes. A média da variação de temperatura para os incisivos inferiores foi 2,22°C, para os pré-molares 1,56°C e para os molares 1,76°C. A Tabela 3 mostra o efeito no grupo tipo de dente, onde houve uma diferença estatisticamente significativa entre os incisivos inferiores e

primeiros pré-molares superiores, ou seja, houve um maior aumento de temperatura em incisivos inferiores e menor em pré-molares, o que corrobora com outros estudos.^{5,7} Os terceiros molares inferiores, em contrapartida, não apresentaram diferença estatisticamente significativa, o que talvez possa ser explicado pela variação anatômica desse dente. Entretanto, as variações de temperatura também não ultrapassaram o valor de 5,5°C.

Conforme Uhl A, Mills RW e Jandt KD (2003), há uma tendência das resinas compostas com tonalidade mais clara alcançarem maiores temperaturas, quando fotopolimerizadas com LED, em relação às tonalidades mais escuras. Isso se deve a uma maior transmissão da luz pelo compósito com tonalidade mais clara e maior absorção da luz pelo compósito com tonalidade mais escura. Para que não houvesse diferença na transmissão da temperatura nos dentes restaurados, utilizou-se a mesma cor em todas as restaurações.¹⁸ Conforme a Tabela 2 e Figura 9, a média de variação de temperatura para o grupo de dentes hígidos foi 1,77°C e 1,92°C para os dentes restaurados. Apesar dos dentes restaurados apresentarem uma maior variação de temperatura, não foi estatisticamente significativo ($p=3,77$).

Quanto ao fator espessura, o dente que apresentou a menor espessura de esmalte e dentina foi um incisivo inferior com 2,12mm, enquanto que, o mais espesso, foi um terceiro molar inferior com 3,88mm (Tabela 4). O presente estudo mostrou que para cada 1mm de aumento de espessura, a temperatura diminuiu 0,46°C, porém esse valor não foi estatisticamente significativo. Independentemente da espessura do dente, nenhum apresentou uma variação de temperatura maior que 5,5°C. Entretanto, na literatura, há um consenso que, quanto maior a espessura de esmalte e dentina da face vestibular da câmara pulpar, menor o aumento de temperatura no interior da câmara pulpar.^{19,20,21,22} Isso se deve ao fato da dentina

atuar como um isolante de calor, sendo que esse fator isolante aumenta com o aumento da espessura de dentina.²³

Segundo Silva *et al.* (2005), caso fosse utilizado um sistema laboratorial que reproduzisse a temperatura da cavidade oral, através da submersão parcial do dente em um banho térmico a 37°C, as médias da variação de temperatura poderiam ser menores, pois parte da condução da energia termal poderia ser dissipada no banho, a qual imitaria as condições reais.²⁰

Este modelo de estudo também não considera a condução de calor dentro do dente por causa do efeito da circulação sanguínea na câmara pulpar e do movimento do fluido nos túbulos dentinários.^{10,24} Também, os tecidos periodontais subjacentes podem promover a dissipação do calor *in vivo*, limitando o aumento da temperatura intrapulpar.⁵ Assim, estudos histológicos devem ser realizados com o objetivo de esclarecer a questão térmica da injúria pulpar durante a colagem de bráquetes ortodônticos.

A variação da temperatura que ocorre no interior da câmara pulpar durante a colagem dos bráquetes ortodônticos não excedeu o valor de 5,5°C preconizados por Zach e Cohen, assim, a colagem de bráquetes pode ser realizada sem prejuízos à saúde pulpar.

CONCLUSÕES

- A técnica de colagem utilizando primer e adesivo fotopolimerizado causou uma variação de temperatura maior se comparado à fotopolimerização apenas do adesivo.

- O incisivo inferior obteve uma maior variação de temperatura, seguida do molar e pré-molar.
- Não houve diferença estatisticamente significativa da variação de temperatura entre dentes hígidos ou restaurados.

REFERÊNCIAS

1. Robinson HBG, Lefkowitz W. Operative dentistry and the pulp. *J Prosthet Dent.* 1962;12(5):985-1001.
2. Nyborg H, Brännström M. Pulp reaction to heat. *J Prosthet Dent.* 1968;19(6):605-12.
3. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19(4):515-30.
4. Malkoç S, Uysal T, Üşümez S, İşman E, Baysal A. In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop;* 2010;37(3):379-83.
5. Uysal T, Eldeniz AU, Usumez S, Usumez A. Thermal Changes in the Pulp Chamber during Different Adhesive Clean-up Procedures. *Angle Orthod.* 2005;75(2):220-5.
6. Campbell PM. Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod.* 1995;65(2):103-10.
7. Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature Rise During Orthodontic Bonding With Various Light-curing Units—An In Vitro Study. *Angle Orthod.* 2006;76(2):330-4.
8. Mousavinasab SM, Khoroushi M, Moharreri M, Atai M. Temperature changes under demineralized dentin during polymerization of three resin-based restorative materials using QTH and LED units. *Restor Dent Endod.* 2014;39(3):155-63.
9. Moreira L. Medição de temperatura usando-se termopar. *Cerâmica Industrial.* 2002;7(5):51-3.

10. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater.* 1999;15(4):275-81.
11. Rajesh Ebenezar A, Srinivasan M, Anilkumar R, Indira R, Ramachandran S. Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: an in vitro study. *J Conserv Dent.* 2010;13(3):132-5.
12. Yazici AR, Müftü A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Oper Dent.* 2006;31(2):261-5.
13. Gomes M, DeVito-Moraes A, Francci C, Moraes R, Pereira T, Froes-Salgado N, et al. Temperature Increase at the Light Guide Tip of 15 Contemporary LED Units and Thermal Variation at the Pulpal Floor of Cavities: An Infrared Thermographic Analysis. *Oper Dent.* 2012;38(3):324-33.
14. Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I. Thermal risks from LED- and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;72(2):260-7.
15. Kwon S-J, Park Y-J, Jun S-H, Ahn J-S, Lee I-B, Cho B-H, et al. Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. *Restor Dent Endod.* 2013;38(3):105-12.
16. Goyal A, Hurkadle J, Magegowda S, Bhatia P. Use of light-curing units in orthodontics. *J Investig Clin Dent.* 2013;4(3):137-41.
17. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J Oral Rehabil.* 2005;32(5):362-7.

18. Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*. 2003;24(10):1809-20.
19. Dogan A, Hubbezoglu I, Dogan OM, Bolayir G, Demir H. Temperature rise induced by various light curing units through human dentin. *Dent Mater*. 2009;28(3):253-60.
20. Silva PC, De Fátima Zanirato Lizarelli R, Moriyama LT, De Toledo Porto Neto S, Bagnato VS. Temperature analysis during bonding of brackets using LED or halogen light base units. *Photomed Laser Surg*. 2005;23(1):41-6.
21. Cobb DS, Dederich DN, Gardner TV. In vitro temperature change at the dentin/pulpal interface by using conventional visible light versus argon laser. *Lasers Surg Med*. 2000;26(4):386-97.
22. Mizrahi E, Cleaton-Jones P, Landy C. Tooth surface and pulp chamber temperatures developed during electrothermal bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;109(5):506-14.
23. Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *J Dent*. 2005;33(7):593-602.
24. Kodonas K, Gogos C, Tziafas D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *Int Endod J*. 2009;42(3):247-52.

REFERÊNCIAS GERAIS

- Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *J Dent.* 2005;33(7):593-602.
- Anic I, Vidovic D, Luic M, Tudja M. Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. *Caries Res.* 1992;26(3):165-9.
- Baldissara P, Catapano S, Scotti R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. *J Oral Rehabil.* 2014;24(11):791-801.
- Bouillaguet S, Caillot G, Forchelet J, Cattani-Lorente M, Wataha JC, Krejci I. Thermal risks from LED- and high-intensity QTH-curing units during polymerization of dental resins. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;72(2):260-7.
- Campbell PM. Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod.* 1995;65(2):103-10.
- Cantekin K, Buyuk SK, Delikan E, Pedük K, Demirbuga S. Pulp Chamber Temperature Increase from Curing Light Units: An In Vitro Study. *J Dent Child.* 2015;81(3):128-32.
- Choi S, Roulet J, Heintze S, Park S. Influence of Cavity Preparation, Light-curing Units, and Composite Filling on Intrapulpal Temperature Increase in an In Vitro Tooth Model. *Oper Dent.* 2014;39(5):E195-205.
- Cobb DS, Dederich DN, Gardner TV. In vitro temperature change at the dentin/pulpal interface by using conventional visible light versus argon laser. *Lasers Surg Med.* 2000;26(4):386-97.

- Dogan A, Hubbezoglu I, Dogan OM, Bolayir G, Demir H. Temperature rise induced by various light curing units through human dentin. *Dent Mater.* 2009;28(3):253-60.
- Ehrenbach MJ, Bath-Balogh M. *Anatomia, Histologia E Embriologia Dos Dentes E.* 2 ed. Barueri, São Paulo, Brasil: Elsevier Inc.; 2008. 387 p.
- Eliades T. Polymerization Lamps and Photocuring in Orthodontics. *Semin Orthod.* 2010;16(1):83-90.
- Gomes M, DeVito-Moraes A, Francci C, Moraes R, Pereira T, Froes-Salgado N, et al. Temperature Increase at the Light Guide Tip of 15 Contemporary LED Units and Thermal Variation at the Pulpal Floor of Cavities: An Infrared Thermographic Analysis. *Oper Dent.* 2012;38(3):324-33.
- Goyal A, Hurkadle J, Magegowda S, Bhatia P. Use of light-curing units in orthodontics. *J Investig Clin Dent.* 2013;4(3):137-41.
- Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater.* 1999;15(4):275-81.
- Heravi F, Moazzami SM, Ghaffari N, Jalayer J, Bozorgnia Y. Evaluation of shear bond strength of orthodontic brackets using trans-illumination technique with different curing profiles of LED light-curing unit in posterior teeth. *Prog Orthod.* 2013;14(1):49.
- Hildebrand NKS, Raboud DW, Heo G, Nelson AE, Major PW. Argon laser vs conventional visible light-cured orthodontic bracket bonding: An in-vivo and in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(4):530-6.
- Klaric E, Rakic M, Sever I, Tarle Z. Temperature rise during experimental light-activated bleaching. *Lasers Med Sci.* Epub 2013 Jun 19.

- Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G. Influence of light intensity from different curing units upon composite temperature rise. *J Oral Rehabil.* 2005;32(5):362-7.
- Kodonas K, Gogos C, Tziafas D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *Int Endod J.* 2009;42(3):247-52.
- Kwon S-J, Park Y-J, Jun S-H, Ahn J-S, Lee I-B, Cho B-H, et al. Thermal irritation of teeth during dental treatment procedures. *Restor Dent Endod.* 2013;38(3):105-12.
- Lin M, Xu F, Lu TJ, Bai BF. A review of heat transfer in human tooth—Experimental characterization and mathematical modeling. *Dent Mater.* 2010;26(6):501-13.
- Malkoç S, Uysal T, Üşümez S, İşman E, Baysal A. In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2010;37(3):379-83.
- Manzo B, Liistro G, De Clerck H. Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125(1):30-5.
- Mizrahi E, Cleaton-Jones P, Landy C. Tooth surface and pulp chamber temperatures developed during electrothermal bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109(5):506-14.
- Moreira L. Medição de temperatura usando-se termopar. *Cerâmica Industrial.* 2002;7(5):51-3.
- Mousavinasab SM, Khoroushi M, Moharreri M, Atai M. Temperature changes under demineralized dentin during polymerization of three resin-based

- restorative materials using QTH and LED units. *Restor Dent Endod.* 2014;39(3):155-63.
- Nyborg H, Brännström M. Pulp reaction to heat. *J Prosthet Dent.* 1968;19(6):605-12.
 - Palomares NB, e Cal-Neto JP, Sampaio-Filho H, de Oliveira Almeida MA, Miguel JAM. Effect of high-intensity LED units at reduced curing time on in vitro bond strength of orthodontic brackets. *World J Orthod.* 2008;9(3):203-8.
 - Rajesh Ebenezer A, Srinivasan M, Anilkumar R, Indira R, Ramachandran S. Comparison of temperature rise in the pulp chamber with different light curing units: an in vitro study. *J Conserv Dent.* 2010;13(3):132-5.
 - Robinson HBG, Lefkowitz W. Operative dentistry and the pulp. *J Prosthet Dent.* 1962;12(5):985-1001.
 - Santini A, Watterson C, Miletic V. Temperature Rise Within the Pulp Chamber During Composite Resin Polymerisation Using Three Different Light Sources. *Open Dent J.* 2008;2:137-41.
 - Sfondrini MF, Cacciafesta V, Scribante A, Klersy C. Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;125(3):342-7.
 - Silva PC, De Fátima Zanirato Lizarelli R, Moriyama LT, De Toledo Porto Neto S, Bagnato VS. Temperature analysis during bonding of brackets using LED or halogen light base units. *Photomed Laser Surg.* 2005;23(1):41-6.
 - Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials.* 2000;21(13):1379-85.

- Talbot TQ, Blankenau RJ, Zobitz ME, Weaver AL, Lohse CM, Rebellato J. Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2000;118(3):274-9.
- Toodehzaeim MH, Kazemi AD, Aghili HA, Barzegar K, Fallahtafti T. Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc light curing. *Dent Res J (Isfahan).* 2012;9(3):321-7.
- Uhl A, Mills RW, Jandt KD. Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials.* 2003;24(10):1809-20.
- Uysal T, Eldeniz AU, Usumez S, Usumez A. Thermal Changes in the Pulp Chamber during Different Adhesive Clean-up Procedures. *Angle Orthod.* 2005;75(2):220-5.
- Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature Rise During Orthodontic Bonding With Various Light-curing Units—An In Vitro Study. *Angle Orthod.* 2006;76(2):330-4.
- Yazici AR, Müftü A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Oper Dent.* 2006;31(2):261-5.
- Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19(4):515-30.

Anexos

Anexo 1

Protocolo de aprovação da Comissão de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS.



*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 14 de maio de 2014

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0017/14
Intitulado: Avaliação da alteração térmica intrapulpar durante a colagem de bráquetes ortodônticos.
Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Eduardo Martinelli S. de Lima
Pesquisadores Associados: Gabriela Cenci Schmitz
Nível: Dissertação / Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em *Quatorze de maio de dois mil e quatorze*

Este projeto deverá ser imediatamente encaminhado ao CEP/PUCRS

Profa. Dra. Luciane Macedo Menezes
Coordenadora da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS

Anexo 2

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para doação de dentes humanos

COMISSÃO CIENTÍFICA E DE ÉTICA



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA PUCRS

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

DOAÇÃO DE DENTES HUMANOS

Pretendemos realizar uma pesquisa que tem o objetivo avaliar a alteração de temperatura no interior dos dentes durante a colagem do aparelho fixo. Para isto, precisamos de dentes humanos extraídos para o desenvolvimento do estudo.

Como esta pesquisa será realizada em dentes extraídos por indicação terapêutica, não existem riscos a sua saúde.

No decorrer da pesquisa e na publicação dos resultados sua identidade será mantida em sigilo absoluto através da omissão total de quaisquer informações que permitam identificá-lo(a).

O prazo máximo de armazenamento deste material biológico será de 10 anos. Caso queira, o sujeito da pesquisa, ou seu representante legal, a qualquer tempo e sem quaisquer ônus ou prejuízos, pode retirar o consentimento de guarda e utilização do material biológico, valendo a desistência a partir da data dessa formalização.

Os resultados da pesquisa serão divulgados na Instituição Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul-PUCRS, podendo ser publicados posteriormente. Os dentes utilizados na pesquisa ficarão sob a guarda do pesquisador e após a conclusão da pesquisa serão descartados conforme as normas de descarte de materiais biológicos da Faculdade de Odontologia da PUCRS.

Ressaltamos também que a não concordância em doar os dentes para este estudo não implica em qualquer modificação no tratamento estabelecido.

Caso tiver qualquer dúvida em relação à pesquisa, ou aos seus resultados, poderá entrar em contato com os pesquisadores Eduardo Martinelli Santayana de Lima pelo telefone (51) 99535451 ou Gabriela Cenci Schmitz pelo telefone (54) 91247550 ou entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS (CEP-PUCRS) pelo telefone (51) 3320.3345.

Eu,,
CPF nº, autorizo a coleta, o depósito, o armazenamento e a utilização do(s) meu(s) dente(s), extraídos por indicação terapêutica, conforme consta em meu prontuário clínico, para a pesquisa “Avaliação da alteração térmica intrapulpal durante a colagem de bráquetes ortodônticos”.

Este documento foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o sujeito da pesquisa.

Declaro que compreendi os objetivos desta pesquisa, como ela será realizada, e concordo em doar meus dentes, conforme os dados acima.

Porto Alegre, ____ de _____ de 2014.

Assinatura do doador

Assinatura do Pesquisador Responsável

Testemunha