

**HANS HATNER ARAUJO OLIVEIRA**

**AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA DA CÂMARA PULPAR  
DURANTE A CIMENTAÇÃO DE FACETAS PELA TÉCNICA DE  
RESINA COMPOSTA TERMICAMENTE MODIFICADA:  
*UM ESTUDO “IN-VITRO”***

**Faculdade de Odontologia  
Universidade Federal de Minas Gerais  
Belo Horizonte  
2022**

Hans Hatner Araujo Oliveira

**AVALIAÇÃO DA TEMPERATURA DA CÂMARA PULPAR  
DURANTE A CIMENTAÇÃO DE FACETAS PELA TÉCNICA DE  
RESINA COMPOSTA TERMICAMENTE MODIFICADA:  
*UM ESTUDO “IN-VITRO”***

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica

**Orientador:** Prof. Dr. Allyson Nogueira Moreira

**Coorientador:** Prof. Dr. Luís Fernando Morgan dos Santos Alves

Belo Horizonte  
2022

## Ficha Catalográfica

048a Oliveira, Hans Hatner Araujo.  
2022 Avaliação da temperatura da câmara pulpar durante a  
T cimentação de facetas pela técnica de resina composta  
termicamente modificada: um estudo "in-vitro" / Hans Hatner  
Araujo Oliveira. -- 2022.

75 f. : il.

Orientador: Allyson Nogueira Moreira.

Coorientador: Luís Fernando Morgan dos Santos Alves.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de Minas  
Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Cimentação. 2. Resinas compostas. 3. Temperatura. 4.  
Cavidade pulpar. I. Moreira, Allyson Nogueira. II. Alves,  
Luís Fernando Morgan dos Santos. III. Universidade Federal  
de Minas Gerais. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK - D047



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
COLEGIADO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

### FOLHA DE APROVAÇÃO

#### **AValiação da temperatura pulpar durante a cimentação pela técnica de resina composta termicamente modificada.**

**HANS HATNER ARAÚJO OLIVEIRA**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, como requisito para obtenção do grau de Mestre em ODONTOLOGIA, área de concentração CLÍNICA ODONTOLÓGICA.

Aprovada em 27 de outubro de 2022, pela banca constituída pelos membros:

Prof(a). Allyson Nogueira Moreira - Orientador  
Faculdade de Odontologia da UFMG

Prof(a). Luis Fernando Morgan dos Santos Alves  
Faculdade de Odontologia da UFMG

Prof(a). Herbert Haueisen Sander  
Faculdade de Odontologia da UFMG

Prof(a). Giovana Mongruel Gomes Schmidt  
Universidade Estadual de Ponta Grossa - UEPB

Belo Horizonte, 27 de outubro de 2022.



Documento assinado eletronicamente por Giovana Mongruel Gomes Schmidt, Usuária Externa, em 27/10/2022, às 16:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Allyson Nogueira Moreira, Professor do Magistério Superior, em 27/10/2022, às 16:59, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Herbert Haueisen Sander, Professor do Magistério Superior, em 27/10/2022, às 17:01, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Luis Fernando Morgan dos Santos Alves, Professor do Magistério Superior, em 27/10/2022, às 17:15, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://sei.ufmg.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador 1832299 e o código CRC B0F17C8A.

A minha mãe **Berenice Nunes de Araujo Oliveira**, a minha base e essência do meu ser, por me dar todo o carinho, amor e educação, me guiar em um caminho de valor, inculcar em mim o senso da honestidade, do dever e do trabalho.

Ao meu pai **Oto Xaviel de Oliveira**, por toda calma, orientação, amor, e ser um exemplo vivo do esforço, do amor ao trabalho e a profissão.

Ao meu irmão **Otto Henrique de Araujo Oliveira**, por ser o ser humano mais puro e amável que conheço. Ao meu irmão **Faither de Araujo Oliveira**, por ser sempre caloroso, emocional e presente, independentemente da localização geográfica. Ao meu irmão **Klauss César de Araujo Oliveira** por ser meu exemplo de inteligência, ambição e profissionalismo.

A minha mulher **Clarissa Monteiro Bauer de Assis**, pelo apoio incondicional, pela compreensão e paciência, pelo carinho, pela fortitude nos momentos difíceis, pela amizade e pelo amor.

## AGRADECIMENTOS

Este trabalho só foi possível pela contribuição significativa de cada um dos que citarei abaixo dentre muitos outros que passaram pelo meu caminho acadêmico/profissional, a todos que me trouxeram conhecimento do fundo do meu coração aqui fica a minha expressa gratidão!

**Prof. Dr. Allyson Nogueira Moreira** obrigado por todos os ensinamentos, por me guiar durante o mestrado principalmente em momentos complicados como o bom capitão guia o barco durante a tempestade.

**Prof. Dr. Luís Fernando dos Santos Alves Morgan** você foi quem me abriu as portas para o mestrado, obrigado por me ensinar desde o básico ao mais avançado, por toda a paciência em mesmo os momentos mais difíceis, por não somente não ter desistido de mim, mas por acreditar em mim sempre.

**Prof. Dr. Rodrigo Keigo Nakagawa e Profa. Dra. Camila de Sousa Caneschi** sem vocês esse trabalho não seria possível, obrigado por estarem comigo por toda essa caminhada e por me guiarem na trajetória enquanto aluno da pós.

**Prof. Dr, Rodrigo de Castro Albuquerque** desde a graduação você sempre foi meu guia e meu exemplo na Odontologia, obrigado por ser um mentor, um amigo, até mesmo um pai para mim.

**Profa. Dra. Adriana Vieira Martins, Prof. Dr. Herbert Haueisen Sander, Prof. Dr. Gil Moreira Júnior, Profa, Dra. Maria Luiza de Moraes Oliveira, Profa. Dra. Monica Yamauti, Prof. Dr. Fernando Antônio Mauad de Abreu,** a cada um de vocês e a muitos outros professores e amigos que passaram por minha vida muito obrigado!!!

“The most exciting phrase to hear in science, the one that heralds new discoveries, is not 'Eureka!' but 'That's funny...’”

Isaac Asimov

## RESUMO

Com a crescente busca por restaurações estéticas indiretas, o uso de materiais e técnicas de cimentação compatíveis se torna imprescindível para o sucesso restaurador. Cimentos resinosos autoativados não devem ser utilizados, em função da presença de amina terciária em sua composição. Nessas situações, o agente cimentante de escolha deve ser um material resinoso fotoativado. A técnica de resina composta termicamente modificada (RTM) possibilita utilizar resina composta restauradora como material cimentante, ao se aplicar calor de forma controlada, melhorando sua fluidez e demais propriedades físicas, porém pode ocasionar aumento da temperatura intrapulpar. Este estudo teve por objetivo avaliar o aumento de temperatura na câmara pulpar de dentes bovinos, com preparos para restaurações indiretas, cimentados com utilização da técnica de RTM. Para tal, 80 incisivos centrais bovinos foram selecionados e sorteados via planilha no programa Excel e agrupados em 8 grupos (n=10). Quatro grupos foram preparados para facetas indiretas com diferentes profundidades, a saber: 2,0mm (G1), 1,5mm (G2), 1,0mm (G3), e 0,5mm (G4) e facetas em resina composta foram cimentadas utilizando a técnica de RTM; os quatro grupos restantes foram preparados com as mesmas profundidades 2,0mm (G5), 1,5mm (G6), 1,0mm (G7), e 0,5mm (G8) e facetas foram cimentadas utilizando cimento resinoso fotoativado. Foi utilizado dispositivo desenvolvido para estabelecer regulação da temperatura da cavidade pulpar de  $\cong 34^{\circ}\text{C}$  ( $\pm 1,5^{\circ}\text{C}$ ) e microcirculação intrapulpar dos incisivos bovinos. Um segundo dispositivo permitia a introdução de um sensor de temperatura na câmara intrapulpar. Cada dente foi acoplado individualmente ao primeiro dispositivo, e teve o sensor do segundo dispositivo inserido em sua câmara. e inserção de sensor de temperatura na sua câmara pulpar. Temperatura intrapulpar durante processos de cimentação foi medida, e dados foram analisados via software SPSS. Os Grupos cimentados com RTM apresentaram maior média de variação de temperatura na câmara pulpar, quando comparados aos grupos nos quais facetas foram cimentadas com cimento fotoativado; grupos com maior profundidade de preparo apresentaram maior média de variação (aumento) de temperatura na câmara pulpar. Este estudo concluiu que o fator que mais contribuiu para aumento de temperatura na câmara pulpar na técnica de RTM foi o calor gerado pelo aquecimento da própria resina. Quanto maior a profundidade de preparo, ocasionando menor remanescente de espessura dentinária, maior variação de temperatura na câmara pulpar.

**Palavras-chave:** Cimentação. Resina Composta. Temperatura. Cavidade Pulpar.

## ABSTRACT

### **Evaluation of the temperature of the pulpar chamber during facet cementation using the preheated composite technique: an “in-vitro” study**

With the growing search for indirect esthetic restorations, the use of compatible materials and cementing techniques becomes essential for restorative success. Self-activated resin cements should not be used, due to the presence of tertiary amines in their composition. In these situations, the cementing agent of choice should be a light-cured resin material. The preheated composite (RTM in portuguese) technique makes it possible to use restorative composite resin as a cementing material, by applying heat in a controlled manner, improving its fluidity and other physical properties, but it can cause an increase in intrapulpal temperature. This study aimed to evaluate the increase in temperature in the pulp chamber of bovine teeth, with preparations for indirect restorations, cemented using the RTM technique. For this purpose, 80 bovine central incisors were selected and raffled via spreadsheet in the Excel program and grouped into 8 groups (n=10). Four groups were prepared for indirect veneers with different depths, namely: 2.0mm (G1), 1.5mm (G2), 1.0mm (G3), and 0.5mm (G4) and composite resin veneers were cemented using the RTM technique; the four remaining groups were prepared with the same depths 2.0mm (G5), 1.5mm (G6), 1.0mm (G7), and 0.5mm (G8) and veneers were cemented using photoactivated resin cement. A device developed to regulate pulp cavity temperature of  $\cong 34^{\circ}\text{C}$  ( $\pm 1.5^{\circ}\text{C}$ ) and intrapulpal microcirculation of bovine incisors was used. A second device allowed the introduction of a temperature sensor into the intrapulpal chamber. Each tooth was individually coupled to the first device, and had the sensor of the second device inserted in its chamber and insertion of a temperature sensor in its pulp chamber. Intrapulpal temperature during cementation processes was measured, and data were analyzed via SPSS software. The groups cemented with RTM showed a higher average temperature variation in the pulp chamber, when compared to the groups in which veneers were cemented with photoactivated cement; groups with greater depth of preparation showed a greater mean variation (increase) in temperature in the pulp chamber. This study concluded that the factor that most contributed to the temperature increase in the pulp chamber in the RTM technique was the heat generated by heating the resin itself. The greater the depth of preparation, resulting in a smaller remaining dentin thickness, the greater the temperature variation in the pulp chamber.

**Keywords:** Cementation. Composite resin. Temperature. Pulp cavity.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Incisivo Central bovino hígido.	24
Figura 2	Incisivos Centrais bovinos com média de comprimento incisivo-apical de 40±5mm.	25
Figura 3	Critérios de exclusão evidenciados nas radiografias	25
Figura 4	Esquema do preparo do corpo de prova do incisivo central evidenciando a espessura de preparo dental.	27
Figura 5	Construção da guia de preparo em silicone por adição.	28
Figura 6	Preparo para faceta com 2,0mm de profundidade	29
Figura 7	Preparo para faceta com 1,5mm de profundidade.	30
Figura 8	Preparo para faceta com 1,0mm de profundidade.	31
Figura 9	Preparo para faceta com 0,5mm de profundidade.	32
Figura 10	Dentes preparados com demarcação para posterior corte	33
Figura 11	Dente preparado com corte transversal, perfuração palatina e espessímetro acoplado.	34
Figura 12	Dentes preparados com espessímetro acoplado aferindo espessura remanescente de esmalte/dentina.	34
Figura 13	Faceta de 0,5mm concluída e aferida com espessímetro.	35
Figura 14	Conferência da adaptação da faceta no dente preparado.	36
Figura 15	Elemento com orifício de 2mm realizado na face mesial.	37
Figura 16	Imagem do protótipo com dente posicionado e sensor acoplado a câmara.	38
Figura 17	Desenho esquemático do sistema elaborado para o	38
Figura 18	Aparelho aquecedor de resinas HotSet.	40
Figura 19	Aparelho Thorlabs GmbH PM 400.	40
Figura 20	Protocolo adesivo dental.	41

Figura 21	Protocolo adesivo da restauração	41
Figura 22	Cimentação via RTM.	42
Figura 23	Cimentação via Cimento resinoso fotoativável	42
Figura 24	Aspecto final da restauração cimentada via RTM	43
Figura 25	Aspecto final da restauração cimentada via cimento resinoso fotoativável	43

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Grupos teste em função da espessura de preparo e tipo de cimentação.	26
Tabela 2	Informação dos materiais utilizados no estudo.	44
Tabela 3	Análise da comparação de $\Delta T$ nos diferentes materiais.	46
Tabela 4	Análise da comparação de $\Delta T$ nas diferentes espessuras.	46
Tabela 5	Análise da comparação de $\Delta T$ nas diferentes espessuras.	47
Tabela 6	Análise descritiva das médias de remanescente esmalte/dentina em função da profundidade de preparo.	48

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CA	Câmara Pulpar Anômala
CI	Largura de Câmara Pulpar Insuficiente
ER	Espessura Remanescente
F	Fratura
ml	Mililitro
min	Minuto
mm	Milímetro
PR	Perfuração Radicular
RTM	Resina Composta Termicamente Modificada

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>16</b>
<b>2.1</b>	Cimentação desiva.....	16
<b>2.2</b>	Resina Composta Termicamente Modificada (RTM).....	18
<b>2.3</b>	Variação de temperatura trapulpar.....	19
<b>3</b>	<b>OBJETIVOS.....</b>	<b>21</b>
<b>3.1</b>	Objetivo geral.....	21
<b>3.2</b>	Objetivos específicos.....	21
<b>4</b>	<b>JUSTIFICATIVA.....</b>	<b>22</b>
<b>5</b>	<b>HIPÓTESE.....</b>	<b>23</b>
<b>6</b>	<b>MATERIAL E MÉTODOS.....</b>	<b>24</b>
<b>6.1</b>	Definição do corpo de prova e preparo do corpo de prova.....	24
<b>6.2</b>	Preparo do corpo de prova e confecção das restaurações.....	27
<b>6.3</b>	Avaliação quantitativa da temperatura da câmara pulpar em dentes preparados submetidos à cimentação com cimento fotoativado e com RTM.....	36
<b>6.4</b>	Análise dos dados.....	45
<b>7</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>46</b>
<b>8</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>49</b>
<b>9</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>54</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>55</b>
	<b>APÊNDICES.....</b>	<b>64</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O aumento constante do desejo por procedimentos estéticos em Odontologia é notório. Para tal objetivo a Odontologia caminhou desenvolvendo técnicas e materiais restauradores que suprissem os anseios dos pacientes. Antigas restaurações em amálgama, restaurações metálicas fundidas, e coroas metalocerâmicas dão hoje lugar a restaurações em resina composta diretas e indiretas e a restaurações livres de metal à base de diferentes tipos de porcelana, por motivos estéticos (THORDRUP *et al.* 2006).

Para execução dos procedimentos restauradores estéticos indiretos citados, pode-se recorrer aos cimentos resinosos como meios de fixação dos trabalhos em boca. Atualmente existem três tipos de cimento resinoso, quanto à maneira de ativação: autoativável, ativação dual e fotoativado, com diferentes composições químicas. Cimentos resinosos do tipo dual e autoativáveis comumente possuem na sua porção catalisadora a presença de moléculas do tipo amina terciária. Tais moléculas podem, com o decorrer do tempo, oxidar, alterando dessa maneira a sua refração de luz podendo levar a descoloração das restaurações, tornando-as insatisfatórias. Desta forma, quando pensamos em uma restauração estética, desde que seja possível a passem de luz, a escolha deve recair sobre materiais resinosos fotoativáveis (ALMEIDA *et al.*, 2015; ALVIM *et al.*, 2007; ARHEGAS *et al.*, 2011; DARR; JACOBSEN, 1995; HEKIMOGLU *et al.*, 2000; KOISHI *et al.*, 2002; NOIE *et al.*, 1995; TARGUT; BAGIS, 2011).

No entanto, materiais fotoativáveis necessitam de grande quantidade de energia luminosa para conversão eficiente de monômeros em polímeros, especialmente se tratando de cimentação de restaurações indiretas (KUGUIMIYA *et al.*, 2015; LEE *et al.*, 2008; PICK *et al.*, 2010). Diferentes aparelhos fotoativadores possuem diversas intensidades que conseqüentemente geram mais ou menos calor em seu uso. Essa geração de calor deve ser levada em consideração uma vez que pode ocasionar injúrias pulpares. (MOUHAT *et al.*, 2017,2021)

Uma alternativa para a cimentação de restaurações estéticas indiretas é a utilização de resina composta restauradora aquecida, conhecida como resina composta termicamente modificada (RTM), primeiramente descrita na literatura científica por Daronch e colaboradores (2005). Essa técnica utiliza de aparelhos aquecedores como o Ease-It (Ronvig), Calset (AdDent Inc), HotSet (Technolife), VisCalor Dispenser (VOCO), entre outros, que elevam a temperatura da resina de forma controlada, com objetivo de melhorar o escoamento do compósito quando aquecido, para que haja adequado assentamento e adaptação da restauração indireta. Como vantagens preponderantes da técnica, ao se aquecer o compósito a 69°C obtém-se maior conversão monomérica, além de maior quantidade de partículas de carga em relação à matriz resinosa, possibilitando uma menor descoloração e maior resistência da linha de cimentação (BLALOCK *et al.*, 2006; COSTA *et al.*, 2011). Porém, é sabido, que o aumento da temperatura pode ocasionar sensibilidade pós-operatória, pulpite reversível ou até mesmo pulpite irreversível (BALDISSARA *et al.*, 1997).

Sendo assim, considerando as informações científicas sobre os prejuízos que o calor pode ter sobre a polpa, e a falta de informações sobre variação de temperatura utilizando a técnica de cimentação com RTM, este estudo se propôs a avaliar alteração da temperatura da cavidade pulpar durante cimentação de restaurações indiretas em resina composta utilizando essa técnica em preparos com diferentes profundidades.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Cimentação adesiva

Adesão de compósitos aos substratos dentários tem sido foco dos pesquisadores desde que Brudevold, Buonocore e Wileman (1956) descreveram a adesão de uma resina de ácido glicerofosfórico dimetacrilato (GPDM) a superfícies previamente tratadas com ácido clorídrico. Posteriormente, compósitos à base de Bis-GMA foram desenvolvidos por Bowen (1963). Ao longo das últimas décadas diversas evoluções surgiram, como sistemas adesivos autocondicionantes, e resinas modernas com partículas nanométricas, diferentes monômeros e fotoiniciadores (BAYNE *et al.*, 2019).

A evolução dos sistemas adesivos, compósitos e dos materiais cerâmicos juntamente ao desenvolvimento de protocolos de cimentação adesiva permitiram uma nova gama de procedimentos. Calamia (1983) descreveu um tratamento à base de facetas de porcelana e, no ano seguinte, Calamia e Simonsen (1984) descreveram a possibilidade de aderir porcelana ao tecido dentário. Procedimentos tais como facetas em porcelana e laminados cerâmicos minimamente invasivos se mostraram bem-sucedidos, com resultados positivos consideráveis em um período de 2 a 12 anos (DELLA BONA; KELLY, 2008; GUESS; STAPPERT, 2008; MANSOUR *et al.*, 2008; RAIGRODSKI, 2005; REICH *et al.*, 2004; SUPUTTAMONGKOL *et al.*, 2008; TOKSAVUL; TOMAN, 2007).

Basicamente o processo de cimentação tem como função fixar um material restaurador indireto à superfície dentária. Cimentos convencionais, como o fosfato de zinco, objetivam preencher espaços entre material restaurador e tecido dentário, promovendo retenção micromecânica. Quando abordamos o processo de cimentação adesiva, temos como objetivo promover, além do embricamento micromecânico do material restaurador e tecido dentário, união adesiva química a esses substratos (VARGAS; BERGERON; DIAZ-ARNOLD, 2011).

Assim como resinas compostas, cimentos resinosos utilizados para cimentação adesiva necessitam de iniciadores responsáveis por, ao se decomporem, liberar radicais livres que irão iniciar a conversão de monômeros em polímeros. Desta maneira, podemos classificar cimentos resinosos de acordo com o tipo de iniciador presente em sua composição. Cimento resinoso autoativado é aquele em que a união de uma pasta catalisadora a uma pasta base já é suficiente para que a reação de polimerização aconteça. Nesses casos, o peróxido de benzoíla é comumente utilizado como agente iniciador. Cimento fotoativado depende de fonte luminosa para estimular o iniciador, o qual irá liberar radicais livres para que a reação química aconteça. O agente iniciador mais utilizado nesse tipo de cimento é a canforoquinona. Já o cimento dual depende tanto do estímulo químico quanto do estímulo luminoso para que a reação tenha início, e contém os dois tipos de iniciadores. (ANUSAVICE *et al.*, 2013; VARGAS; BERGERON; DIAZ-ARNOLD, 2011).

Entretanto, cimentos resinosos com componentes iniciadores do tipo peróxido de benzoíla apresentam, em sua composição, aminas terciárias. Tais moléculas podem oxidar e alterar sua refração de luz, assumindo coloração mais acinzentada. Levando em conta a interferência que a linha de cimento pode exercer em uma restauração e a translucidez dos materiais restauradores estéticos, principalmente em restaurações de menor espessura, essa alteração de coloração pode tornar o trabalho restaurador insatisfatório (SEDANUR; BAGIS, 2013).

Desta maneira, não se preconiza a utilização destes cimentos para casos de restaurações indiretas de pequena espessura envolvendo dentes anteriores, sendo mais interessante a utilização de agente de cimentação somente fotoativado, seja cimento (comumente chamado de *veneer*) ou resina composta na técnica RTM (AL GHAZALI *et al.*, 2010; ALMEIDA *et al.*, 2015; ARCEGAS *et al.*, 2011; CALHEIROS *et al.*, 2014; DARONCH *et al.*, 2006; FROES-SALGADO *et al.*, 2010; LOHBAUER *et al.*, 2009; PEUMANS *et al.*, 2000; MUDIM *et al.*, 2011).

## 2.2 Resina Composta Termicamente Modificada (RTM)

Ao se aquecer um compósito, vibrações térmicas forçam monômeros e oligômeros a se afastarem, permitindo que eles deslizem entre si com mais facilidade, dessa forma reduzindo a viscosidade do material (BLALOCK *et al.*, 2006; MUNDIM *et al.*, 2011).

A utilização de compósitos aquecidos de forma restauradora se mostrou interessante pois, devido ao seu maior escoamento, tem-se maior adaptação do material restaurador às paredes da cavidade (FROES-SALGADO *et al.*, 2010). O método também revelou aumentar a conversão monomérica da resina, o que acarreta maior estabilidade de cor e melhores propriedades físicas, devido ao fator já citado de maior facilidade de locomoção dos monômeros, e o aumento na frequência de colisões de grupos ativos não reagidos e radicais (ACQUAVIVA *et al.*, 2009; BAUSCH *et al.*, 1981; DARONCH *et al.*, 2005;).

De acordo com Elkaffas *et al.*, (2022) em estudo randomizado controlado de 36 meses de acompanhamento clínico, restaurações diretas do tipo classes I em resina composta realizadas com a técnica de RTM possuíram escores para o quesito estética maiores do que restaurações sem pré-aquecimento da resina composta, reportando menor descoloração. Corroborando com as vantagens físicas da técnica (ACQUAVIVA *et al.*, 2009; BAUSCH *et al.*, 1981; DARONCH *et al.*, 2005).

A utilização da técnica de RTM pode ser complexa visto que, uma vez fora do aparelho aquecedor, a resina composta irá perder calor e se tornará mais viscosa, diminuindo sua capacidade de escoamento e adaptação a cavidade (GOULART *et al.*, 2018; LUCEY *et al.*, 2010).

Quando consideramos sua utilização para cimentação de restaurações indiretas, alguns inconvenientes foram reportados além dos previamente citados. Sampaio e colaboradores (2017) concluíram que a utilização da técnica de cimentação com RTM levou à maior contração de polimerização da resina e maior linha de cimentação, havendo também a impossibilidade de teste com as pastas *try-*

*in.* Já Urcuyo e colaboradores (2020) consideraram a resina pré-aquecida boa opção para cimentação de restaurações indiretas, e averiguaram que a cimentação com a técnica produziu melhor adaptação e selamento marginal.

### 2.3 Variação de temperatura intrapulpar

Diversos procedimentos odontológicos resultam na geração de calor. A este estímulo o tecido pulpar pode responder com hiperalgesia, hipersensibilidade, pulpite reversível ou até mesmo irreversível. Como exemplos, ao se realizar um preparo dental deve-se sempre manter a irrigação da ponta adiamantada para evitar superaquecimento da mesma; clareamento dental exógeno com utilização de laser caiu em desuso devido à geração de calor (BALDISSARA *et al.*, 1997; MJOR, 2002; SEGAL *et al.*, 2016; SULIEMAN *et al.*, 2006).

Dentes possuem diferentes mecanismos nociceptivos para estímulos a dor em condições inflamatórias ou de exposição dentinária. Este processo não é inteiramente compreendido e três teorias são propostas: neural, hidrodinâmica, e odontoblasto transmissor. Na teoria neural, terminações nervosas contidas nos túbulos dentinários respondem diretamente ao estímulo externo. Na hidrodinâmica, a movimentação dos fluidos dentro dos túbulos dentinários é detectada por terminações nervosas próximas à dentina. E a última teoria seria que os odontoblastos transmitiriam a resposta ao estímulo eles mesmos (BARTOLD, 2006; DOWELL; ANDDY, 1983; JULIUS; BASBAUM, 2001).

O aumento de temperatura pode ocasionar não somente estímulos nociceptivos discutidos anteriormente. Baldissara e colaboradores (1997) afirmam que, em geral, o efeito do calor em tecidos biológicos é vasodilatação arteriolar, exudação, e necrose coagulativa das células. De acordo com Zach e Cohen (1965), o estímulo térmico do elemento dental pode ocasionar a formação de dentina terciária com inclusões celulares, alteração da pré-dentina, hiperatividade celular e aumento na vascularização da zona celular de Weil e do tecido conjuntivo abaixo. O mesmo estudo reporta que temperaturas acima de 5,5°C ocasionaram necrose pulpar em 15% de seus espécimes.

Diversos trabalhos preconizam que aumento de temperatura dos compósitos (a 50-70°C) melhoram sua capacidade de escoamento, adaptação marginal e conversão monomérica (ACQUAVIVA *et al.*, 2009; BAUSCH *et al.*, 1981; BLALOCK *et al.*, 2006; DARONCH *et al.*, 2005; MUNDIM *et al.*, 2011). Tais melhorias suportam a possibilidade da utilização do método de RTM para cimentação, como apontado por Magne *et al.*, (2018). Já Sampaio *et al.*, (2017) relatam outros problemas com relação à contração de polimerização e espessura de linha de cimento quando utilizando a técnica para cimentação de restaurações indiretas.

Tendo em vista que a técnica de cimentação por RTM necessita de temperaturas elevadas (por volta de 60-70°C), é necessário ponderar se a mesma pode causar alguma injúria pulpar, como apontado por Daronch *et al.* (2005, 2006). Daronch *et al.* (2007) já apontam um dado promissor, ao observarem que ao realizar a técnica para realizar restaurações diretas em resina composta houve um acréscimo de temperatura pulpar, porém o mesmo não era significativo, destacando maior influência de aumento da temperatura em função da fotoativação. Por outro lado, estes trabalhos não avaliaram cavidades em diferentes profundidades.

Outro tópico levantado por Knezevic e colaboradores (2018) seria a possibilidade de compósitos aquecidos produzirem substâncias citotóxicas nocivas aos tecidos pulpares. Esses autores recomendam cautela ao utilizar resinas compostas aquecidas visto que, ao se elevar sua temperatura a 68°C, para serem utilizadas como material de cimentação, as mesmas ocasionaram encurtamento da cauda de DNA de linfócitos utilizados no estudo, e apresentaram desta maneira efeito genotóxico.

### 3 OBJETIVOS

#### 3.1 Objetivo geral

Mensurar a variação de temperatura na câmara pulpar de incisivos bovinos com preparos de diferentes profundidades, seguidos pela cimentação de tipo facetas indiretas confeccionadas em resina composta, e cimentadas com utilização da técnica de RTM ou com cimento resinoso fotoativado.

#### 3.2 Objetivos específicos

- Mensurar a temperatura da câmara pulpar em dentes com preparos do tipo faceta com diferentes profundidades de preparo dental (2,0mm, 1,5mm, 1,0mm e 0,5mm), submetidos à cimentação de restaurações indiretas de resina composta com diferentes espessuras (2,0mm, 1,5mm, 1,0mm e 0,5mm), pela técnica RTM.
- Mensurar a temperatura da câmara em dentes com preparos do tipo faceta com diferentes profundidades de preparo dental (2,0mm, 1,5mm, 1,0mm, 0,5mm), submetidos à cimentação de restaurações indiretas de resina composta com diferentes espessuras (2,0mm, 1,5mm, 1,0mm e 0,5mm), pela técnica de cimentação com cimentos resinosos fotoativados.
- Analisar e correlacionar dados de temperatura, em função da variação da quantidade de dentina remanescente e espessura da faceta de resina na cimentação, pela técnica RTM e utilizando cimentos resinosos fotoativáveis.

#### 4 JUSTIFICATIVA

A Odontologia Restauradora contemporânea propõe suprir os desejos estéticos dos seus pacientes utilizando materiais modernos para restaurações indiretas passíveis de adesão. É necessária a utilização de um método de cimentação adesiva para fixação de tais restaurações. É possível utilizar cimentos resinosos fabricados para tal função, ou optar pela cimentação por meio da técnica de RTM. Tendo em vista a escassez de dados acerca dos possíveis comprometimentos pulpaes que as temperaturas inerentes à técnica de cimentação com RTM sobre a estrutura de dentes preparados podem ocasionar e o aumento na popularização da técnica, torna-se necessária a execução de criteriosa análise de seus possíveis impactos sobre o órgão dental.

## 5 HIPÓTESES NULAS

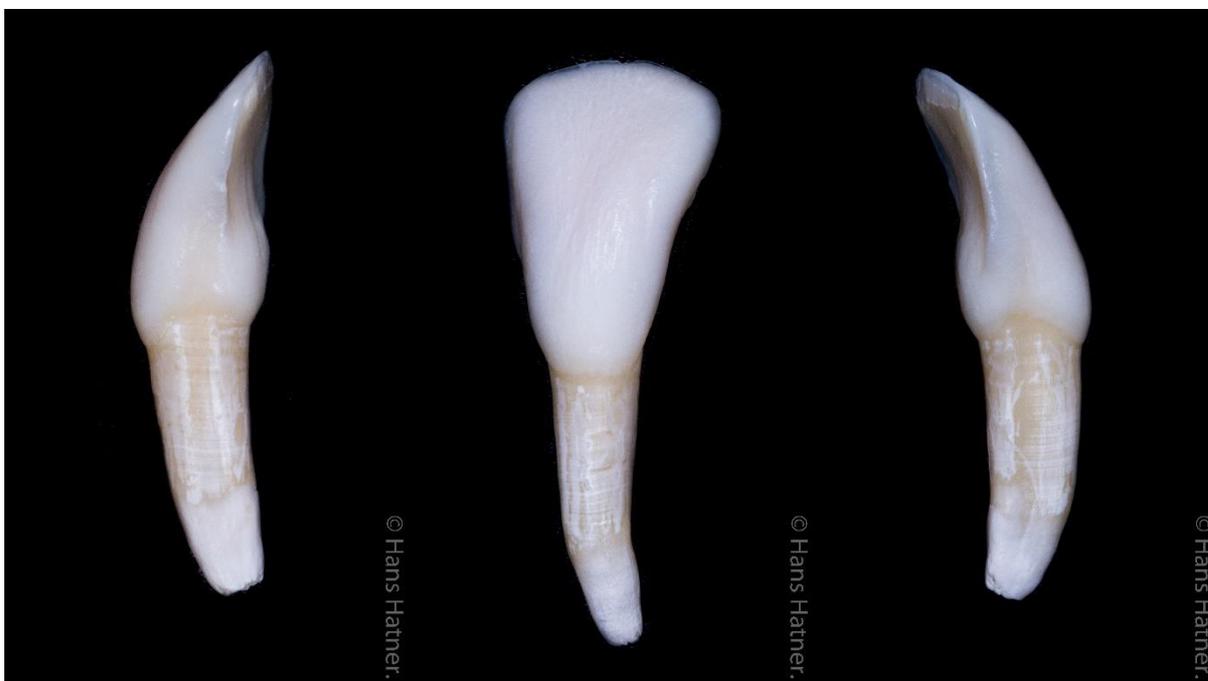
As hipóteses nulas são: (1) não existe diferença significativa quanto à temperatura da câmara pulpar, independente da técnica de cimentação utilizada, seja RTM ou cimentação com cimento resinoso fotoativável; (2) não há diferença significativa de temperatura na câmara pulpar em função da profundidade de preparo/espessura do remanescente de dentina.

## 6 MATERIAL E MÉTODOS

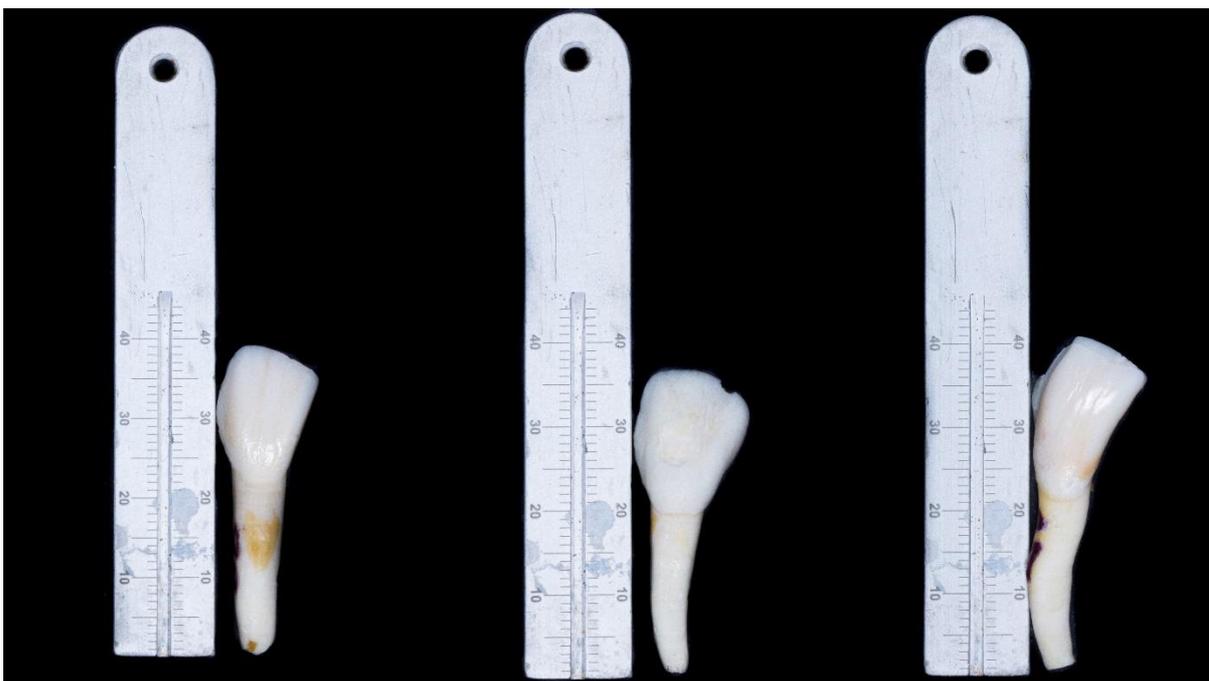
### 6.1 Definição dos corpos de prova

Foram coletados 103 Incisivos centrais bovinos com comprimento inciso apical de  $40\pm 5$ mm, intactos (FIGURA 1 e 2). Tomadas radiográficas digitais foram realizadas para analisar tecidos mineralizados e câmara pulpar, de forma individual, por meio da ferramenta específica do software Kodak Dental Imaging software v.6.12.11.0 (Kodak, Estados Unidos da América). A largura da câmara pulpar foi traçada no software e o registro feito em mm. Após essa medição, 23 dentes com grandes variações de largura de câmara, anatomias pulpares anômalas, perfurações radiculares e/ou fraturas evidenciadas ao exame visual e na radiografia que se estendem até a área da câmara pulpar foram descartados do estudo, totalizando 80 dentes aprovados para experimento (FIGURA 3, e APÊNDICES A a L).

Figura 1 – Incisivo central bovino hígido.

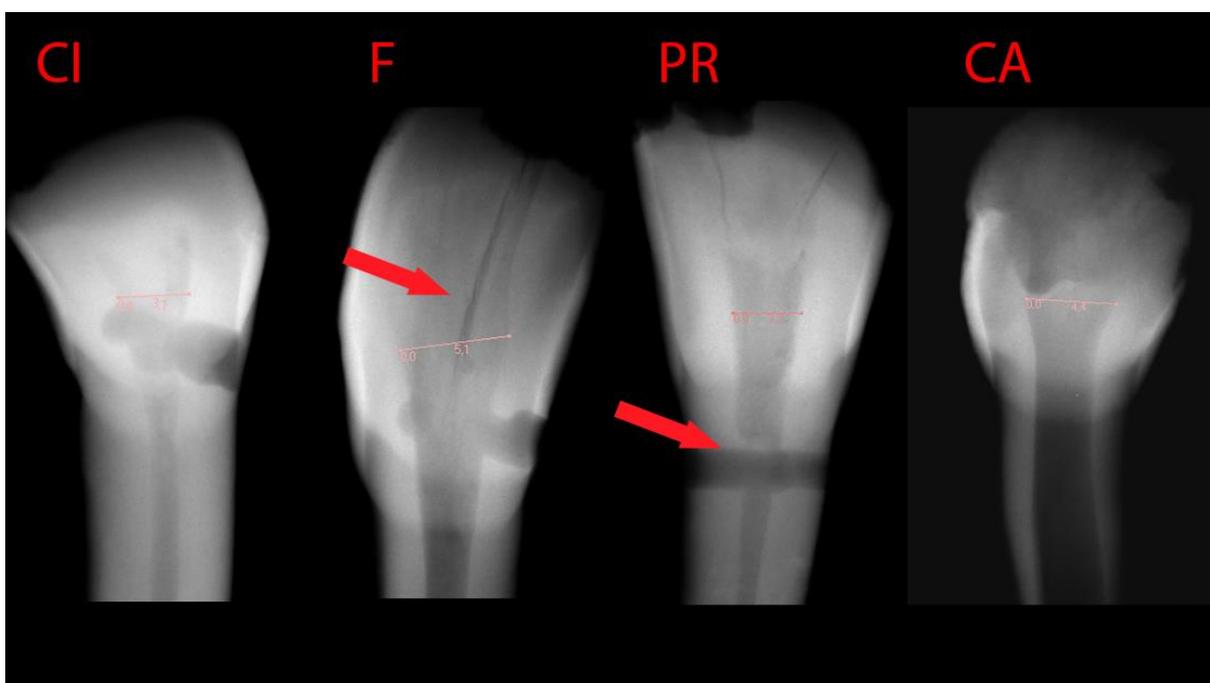


Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Figura 2 – Incisivos centrais bovinos com média de comprimento inciso-apical de  $40\pm 5$ mm.

Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Figura 3 – Critérios de exclusão evidenciados nas radiografias



Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- CI: Largura de câmara pulpar insuficiente
- F: Fratura que se estende a área de câmara
- PR: Perfuração Radicular
- CA; Anatomia de câmara pulpar anômala

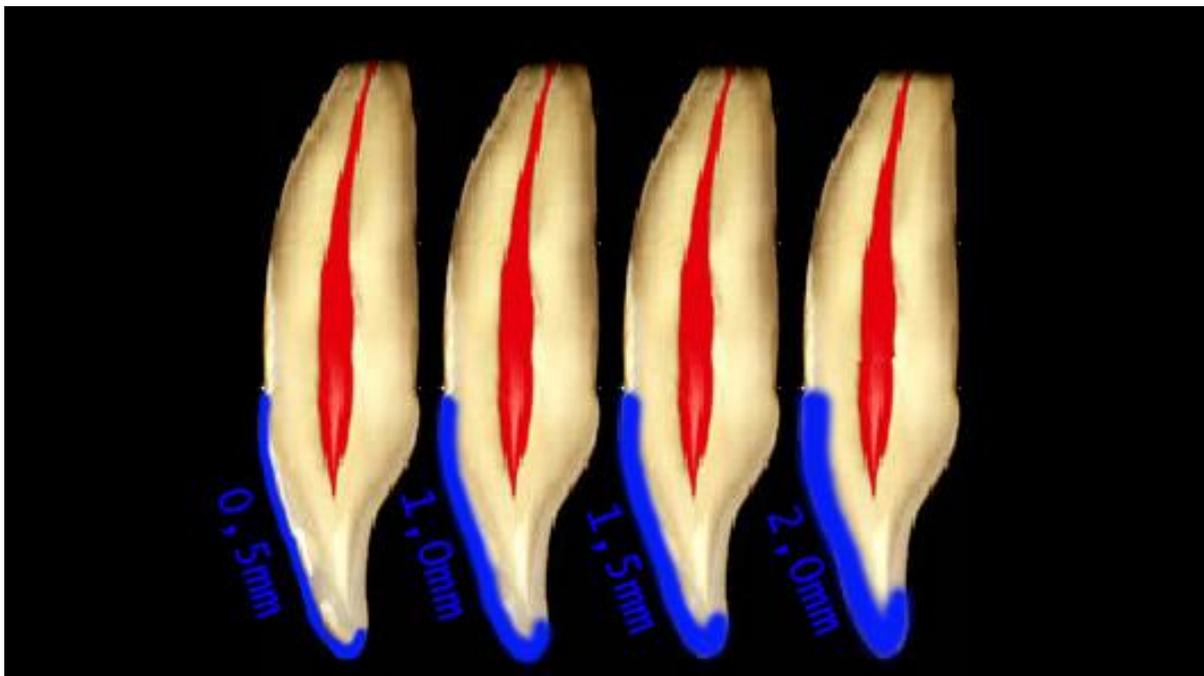
Os dentes foram selecionados aleatoriamente via planilha no programa Excel, numerados, sorteados e divididos em 8 grupos ( $n = 10$ , baseado em metodologia por EL-DEEB *et al.*, 2014). Um único operador procedeu aos preparos; grupo 1 (G1) contendo 10 incisivos centrais, que foram preparados com desgaste de 2,0mm de espessura para facetas de resina composta, as quais foram cimentadas com RTM; grupo 2 (G2) contendo 10 incisivos centrais que foram preparados com desgaste de 1,5mm de espessura para facetas de resina composta cimentadas com RTM; grupo 3 (G3) contendo 10 incisivos centrais que foram preparados com desgaste de 1,0mm de espessura para facetas de resina composta cimentadas com RTM; grupo 4 (G4) contendo 10 incisivos centrais que foram preparados com desgaste de 0,5mm de espessura para facetas de resina composta cimentadas com RTM; grupo 5 (G5) contendo 10 incisivos centrais que foram preparados com desgaste de 2,0mm de espessura para facetas de resina composta cimentadas com cimento fotoativado; grupo 6 (G6) contendo 10 incisivos centrais que foram preparados com desgaste de 1,5mm de espessura para facetas de resina composta cimentadas com cimento fotoativado; grupo 7 (G7) contendo 10 incisivos centrais que foram preparados com desgaste de 1,0mm de espessura para facetas de resina composta cimentadas com cimento fotoativado; grupo 8 (G8) contendo 10 incisivos centrais que foram preparados com desgaste de 0,5mm de espessura para facetas de resina composta cimentadas com cimento fotoativado, (FIGURA 4, TABELA 1).

Tabela 1 - Grupos teste em função da espessura de preparo e tipo de cimentação.

Grupo ( $n = 10$ )	Profundidade de preparo	Técnica/Material de cimentação
G1	2,0mm	RTM
G2	1,5mm	RTM
G3	1,0mm	RTM
G4	0,5mm	RTM
G5	2,0mm	Cimento Fotoativado
G6	1,5mm	Cimento Fotoativado
G7	1,0mm	Cimento Fotoativado
G8	0,5mm	Cimento Fotoativado

Fonte: Autoria própria, 2022.

Figura 4 - Esquema do preparo do corpo de prova do incisivo central evidenciando a espessura de preparo dental

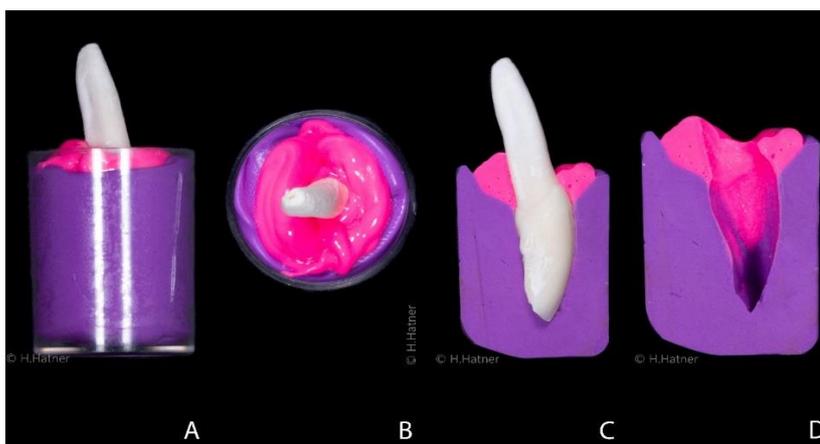


Fonte: Acervo pessoal, 2022.

## 6.2 Preparo do corpo de prova e confecção das restaurações

Previamente ao preparo dental, a temperatura interna foi aferida e guias de preparo individuais foram realizados utilizando silicone por adição pesado e leve (Scan Putty e Scan Ultra-light, Yller Biomateriais). Os silicones foram manipulados e introduzidos utilizando a técnica simultânea no interior de um cilindro em acetato com dimensão de 50mm de altura por 20mm de diâmetro. Cada cilindro, contendo silicone, funcionou como uma pequena moldeira, para que obtivesse a cópia da porção coronária de um único incisivo bovino, individualmente. Após a presa do silicone o molde foi removido do interior do cilindro e seccionado transversalmente na metade do seu diâmetro com o auxílio de um estilete. Com intuito de averiguar a espessura de preparo foi utilizada sonda milimetrada junto ao molde seccionado, de forma a manter o padrão de desgaste em todos espécimes (FIGURA 5).

Figura 5 – Construção da guia de preparo em silicone por adição



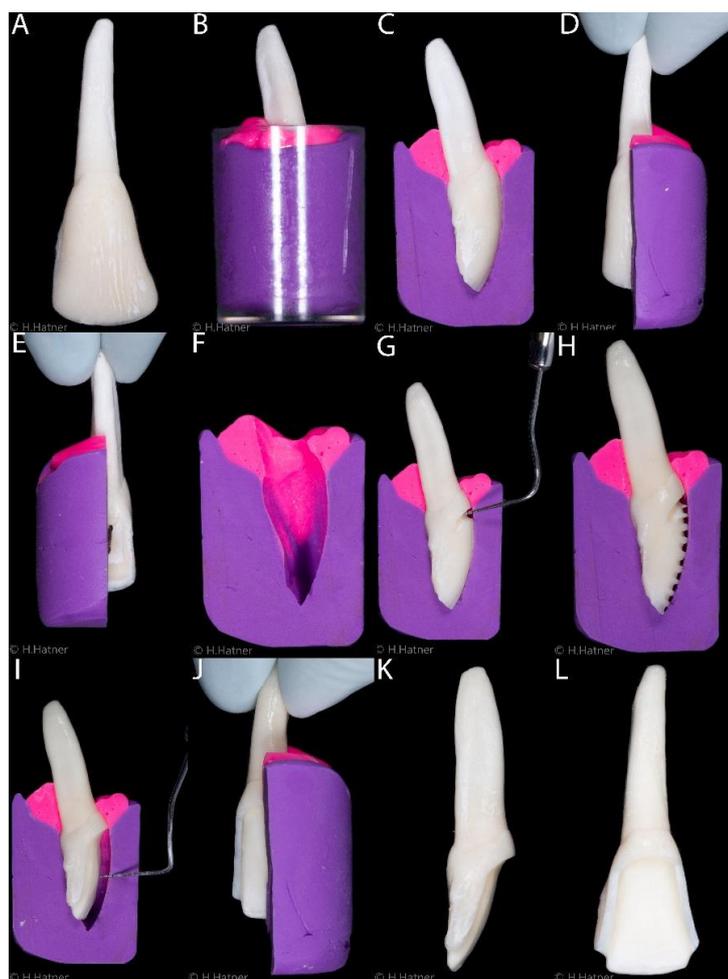
Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- a) vista lateral da construção do guia utilizando o cilindro de acetato.
- b) vista superior da construção do guia utilizando o cilindro de acetato.
- c) vista lateral da guia de preparo em silicone por adição seccionada transversalmente com incisivo bovino posicionado em seu interior.
- d) vista lateral da guia de preparo em silicone por adição seccionada transversalmente evidenciando espaço referente ao dente moldado.

Os preparos de faceta foram realizados obedecendo etapas de delimitação cervical com pontas adiantadas esféricas de granulação média (1012 para preparos de 0,5mm de espessura, 1014 para os preparos de 1,0mm e 1,5mm, e 1016 para preparos de 2,0mm de espessura) (Prima Dental/ Angelus). Em seguida, foram feitas canaletas de orientação no vestibular com pontas adiantadas demarcadoras de profundidade (4141 para espessuras de preparo de 0,5mm e 1,0mm, e 4142 para espessuras de preparo de 1,5mm e 2,0mm) (Prima Dental/ Angelus). As canaletas foram unidas e aprofundadas e a definição de término realizada utilizando pontas adiantadas troncocônicas de extremo arredondado (2134 para espessura de 0,5mm; 2135 para espessura de 1,0mm e 1,5mm; e 4137 para a espessura de 2,0mm) (Prima Dental/ Angelus). Cada ponta adiantada foi trocada após preparo de 3 elementos. Ao finalizar o desgaste com as pontas adiantadas, o acabamento dos preparos foi realizado utilizando fresas multilaminadas (7642, 7675, 9714 e 9406) (Prima Dental/ Angelus). Os preparos foram realizados sobre irrigação constante (FIGURAS 6, 7, 8, e 9).

Figura 6 – Preparo para faceta de 2mm

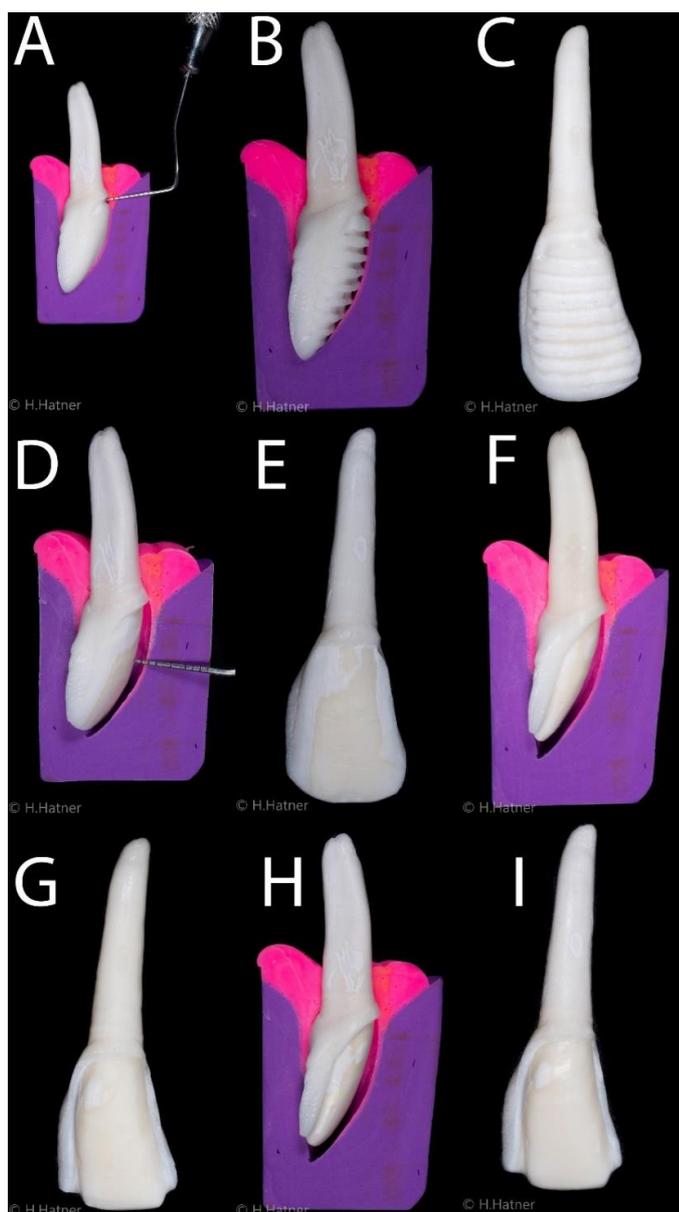


Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. dente hígido
- B. confecção da guia de preparo com cilindro de acetato
- C. vista lateral de guia com dente após corte transversal
- D. vista frontal de guia com dente após corte transversal
- E. vista traseira de guia com dente após corte transversal
- F. vista lateral de guia sem dente após corte transversal
- G. delimitação cervical
- H. canaletas de orientação horizontais
- I. checagem da espessura com sonda milimetrada e guia de preparo após a união das canaletas e definição do término cervical e proximal.
- J. vista frontal de guia e dente após término do preparo dental sem polimento
- K. vista lateral de incisivo central após preparo de 2,0mm e polimento
- L. vista frontal de incisivo central após preparo de 2,0mm e polimento

Figura 7 – Preparo para faceta de 1,5mm

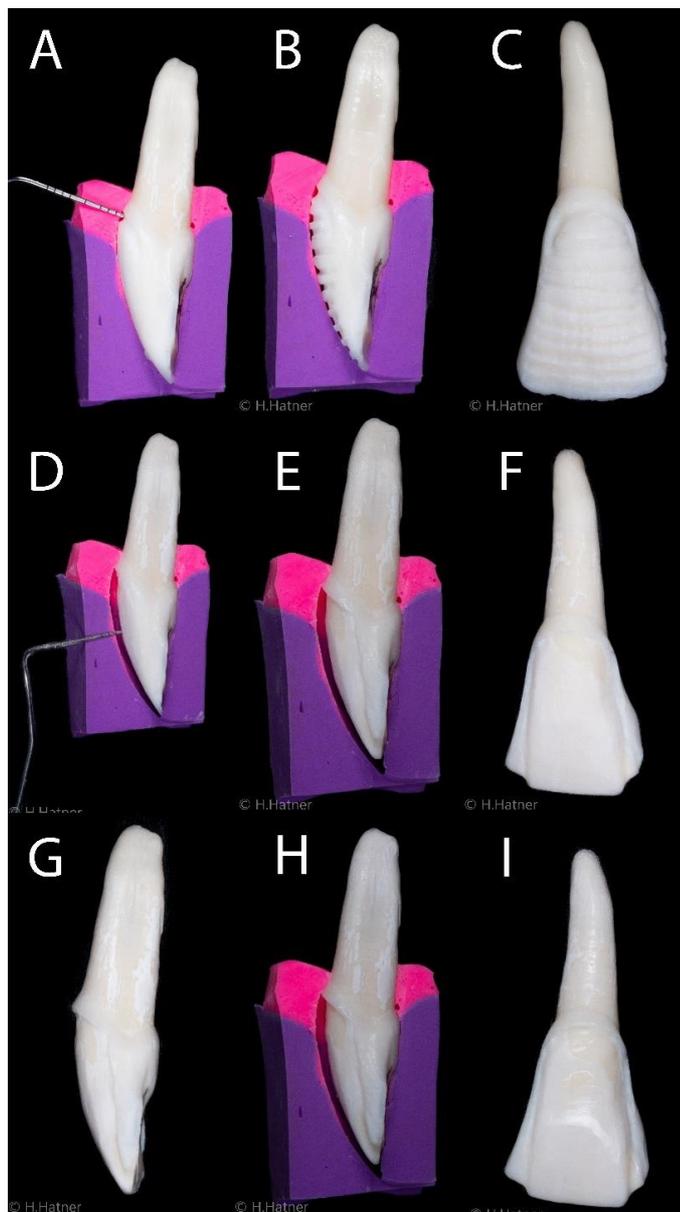


Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. vista lateral da delimitação cervical com auxílio da guia de preparo e sonda milimetrada
- B. canaletas de orientação horizontais vistas com auxílio da guia de preparo
- C. vista frontal do incisivo central após a confecção das canaletas de orientação horizontais
- D. checagem da espessura com sonda milimetrada e guia de preparo após a união das canaletas e definição do término cervical e proximal.
- E. vista frontal de incisivo central após união das canaletas
- F. vista lateral de incisivo central após definição do término cervical e proximal com auxílio da guia de preparo
- G. vista frontal de incisivo central após definição de término cervical e proximal
- H. vista lateral de incisivo central após polimento com fresas multilaminadas com auxílio da guia de preparo
- I. vista frontal de incisivo central após preparo de 1,5mm e polimento

Figura 8 – Preparo para faceta de 1,0mm

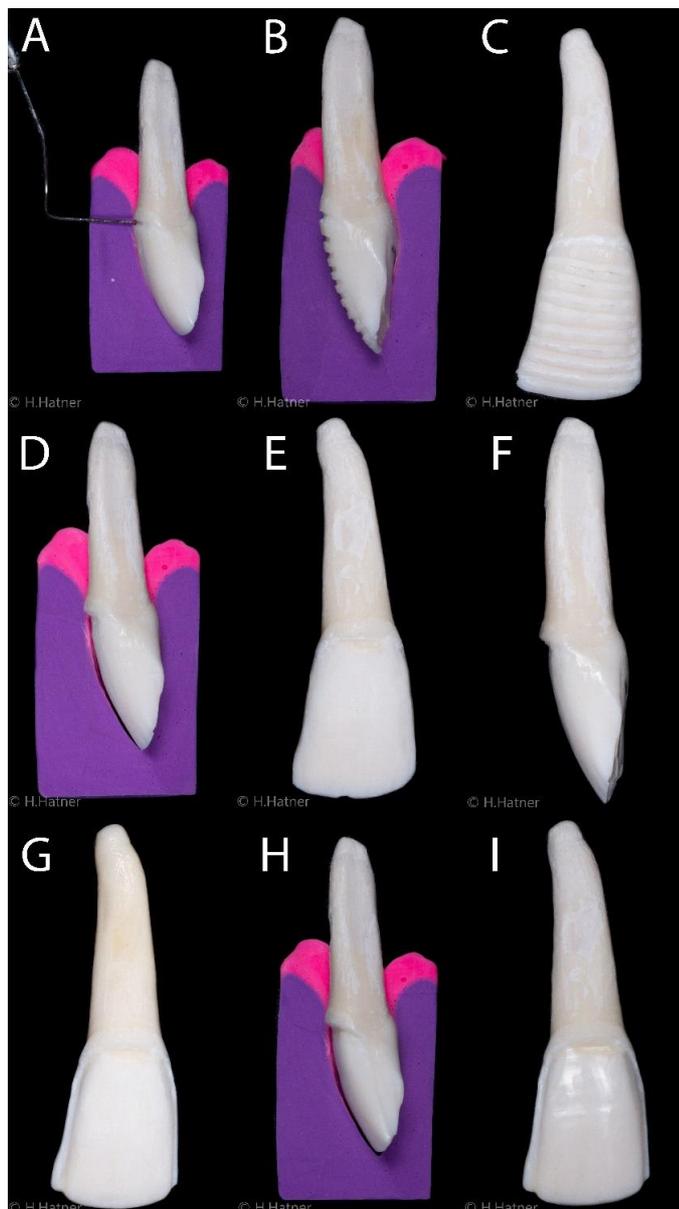


Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. vista lateral da delimitação cervical com auxílio da guia de preparo e sonda milimetrada
- B. canaletas de orientação horizontais vistas com auxílio da guia de preparo
- C. vista frontal do incisivo central após a confecção das canaletas de orientação horizontais
- D. checagem da espessura com sonda milimétrica e guia de preparo após a união das canaletas.
- E. vista lateral de incisivo central após definição do término cervical e proximal com auxílio da guia de preparo
- F. vista frontal de incisivo central após definição de término cervical e proximal
- G. vista lateral de incisivo central após definição de término cervical e proximal
- H. vista lateral de incisivo central após término de preparo de 1,0mm e polimento com auxílio da guia de preparo
- I. vista frontal de incisivo central após preparo de 1,0mm e polimento

Figura 9 – Preparo para faceta de 0,5mm



Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. vista lateral da delimitação cervical com auxílio da guia de preparo e sonda milimetrada
- B. canaletas de orientação horizontais vistas com auxílio da guia de preparo
- C. vista frontal do incisivo central após a confecção das canaletas de orientação horizontais
- D. checagem da espessura com guia de preparo
- E. vista frontal de incisivo central após união das canaletas
- F. vista lateral de incisivo central após união das canaletas
- G. vista frontal de incisivo central após definição de término cervical e proximal
- H. vista lateral de incisivo central após polimento com fresas multilaminadas com auxílio da guia de preparo
- I. vista frontal de incisivo central após preparo de 0,5mm e polimento

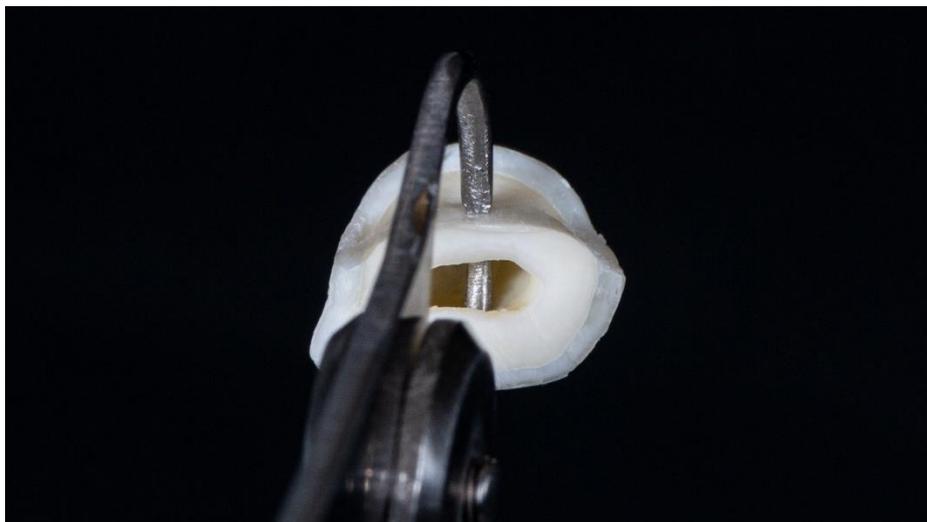
Seguindo os mesmos passos de preparo e acabamento, 12 dos dentes inicialmente descartados em função de trincas que se estendiam até a câmara pulpar foram sorteados via planilha no programa Excel e divididos em 4 grupos ( $n=3$ ) referentes aos preparos de 2,0mm (ER1); 1,5mm (ER2); 1,0mm (ER3) e 0,5mm (ER4) e preparados de acordo com o grupo selecionado. Foi traçada demarcação na metade da extensão das coroas preparadas, e utilizando disco carborundum (Keystone, Estados Unidos da América), os dentes foram seccionados transversalmente na área demarcada. Posteriormente utilizando ponta adiamantada 4137, foi feito orifício na face palatina, para permitir introdução da haste medidora do espessímetro, com intuito de averiguar espessura do remanescente de esmalte/dentina final relativo a cada grupo (FIGURAS 10 a 12).

Figura 10 – Dente preparado com demarcação para posterior corte transversal



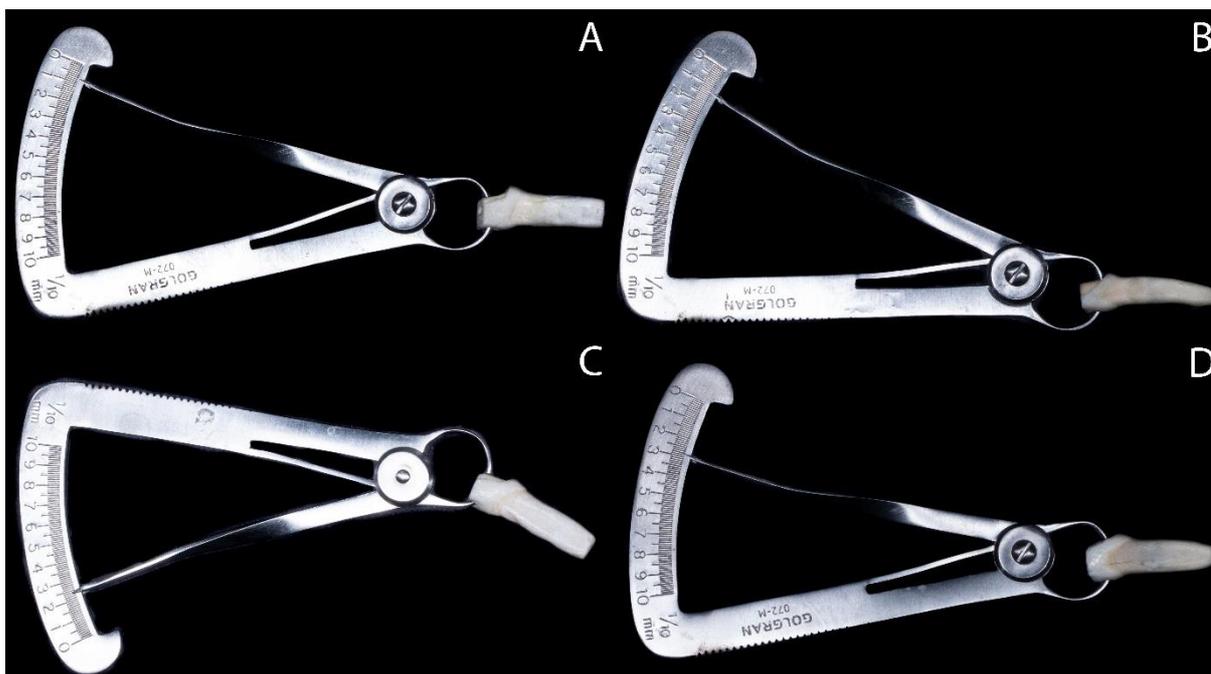
Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Figura 11 – Dente preparado com corte transversal, perfuração palatina e espessímetro acoplado



Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Figura 12: Dentes preparados com espessímetro acoplado aferindo espessura remanescente de esmalte/dentina:



Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. preparo de 2,0mm com remanescente de  $0,73(\pm 0,07)$  mm
- B. preparo de 1,5mm com remanescente de  $1,36(\pm 0,06)$  mm
- C. preparo de 1,0mm com remanescente de  $1,86(\pm 0,14)$  mm
- D. preparo de 0,5 mm com remanescente de  $2,66(\pm 0,17)$  mm

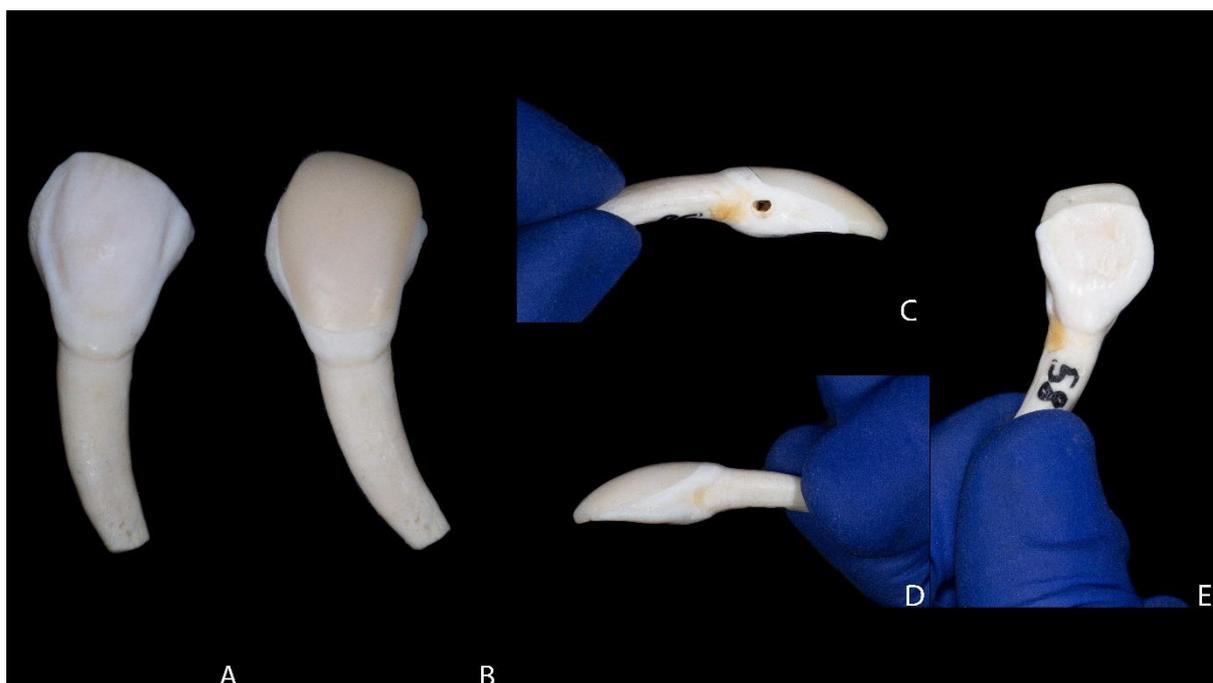
Após todos os dentes serem preparados, foi aplicada camada de lubrificante hidrossolúvel (KY, Johnson & Johnson, São Paulo) em toda superfície do preparo. Resina composta (Llis A1, FGM) foi esculpida/modelada à mão livre na superfície dentária, de forma a se obter uma faceta sobre cada dente. O tempo de fotoativação da recém esculpida faceta de resina composta (com fotoativador do tipo LED, Radii Cal, SDI) foi de 1 minuto. A posição de referência para o aparelho fotoativador foi o término cervical das facetas, sempre perpendicularmente à superfície irradiada. Na sequência, a faceta foi removida, e a restauração teve suas dimensões aferidas por um espessímetro para garantir uniformidade, devendo a espessura das restaurações corresponder à espessura dos preparos. Pequenos ajustes foram realizados na etapa de polimento (FIGURA 13 e 14).

Figura 13 – Faceta de 0,5mm concluída e aferida com espessímetro



Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Figura 14 – Conferência da adaptação da faceta no dente preparado



Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. Vista frontal de dente com preparo de 0,5mm finalizado
- B. Vista frontal de dente + faceta de 0,5mm
- C. Vista distal da adaptação da faceta de 0,5mm
- D. Vista mesial da adaptação da faceta de 0,5mm
- E. Vista palatina da adaptação da faceta de 0,5mm

### 6.3 Avaliação quantitativa da temperatura da câmara pulpar em dentes preparados submetidos à cimentação com cimento fotoativado e com RTM

Com objetivo de fornecer espaço para inserir sensor compacto de temperatura TSP-TH (Thorlabs GmbH PM 400, Alemanha), foi realizada perfuração de 2mm de diâmetro em uma das faces proximais dos dentes utilizando ponta adiamantada 4137 (FIGURA 15).

Figura 15 – Elemento com orifício de 2mm realizado na face mesial.



Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Para garantir limpeza e melhor leitura dos dados, o conduto radicular foi preparado utilizando instrumento rotatório endodôntico de diâmetro de ponta 0,30mm e conicidade 0,04, no sentido ápice coroa, e o remanescente de tecido pulpar foi removido com jatos contínuos de hipoclorito de sódio a 5,25% (Durey *et al.*, 2008).

Após limpeza do canal radicular, a raiz foi inserida em equipamento simulador da microcirculação, com sistema de saída e entrada de água, logo abaixo da junção cimento-esmalte, com reservatório de água controlado conectado a um segundo reservatório, ambos mantidos em temperatura controlada de  $\cong 37^{\circ}\text{C}$  ( $\pm 2^{\circ}\text{C}$ ). Este controle foi feito via termostatos posicionados em ambos reservatórios, os quais foram programados para aquecer a água caso a temperatura dos reservatórios caísse abaixo da faixa especificada. O equipamento desenvolvido mantinha bomba peristáltica à taxa de 1,0-1,4 ml/min dentro da câmara pulpar, entre os dois reservatórios e a câmara pulpar do dente, conforme sugerido anteriormente por Kodonas e colaboradores (2009). Em função da microcirculação, a temperatura da câmara pulpar foi mantida à  $\cong 34^{\circ}\text{C}$  ( $\pm 1,5^{\circ}\text{C}$ ).

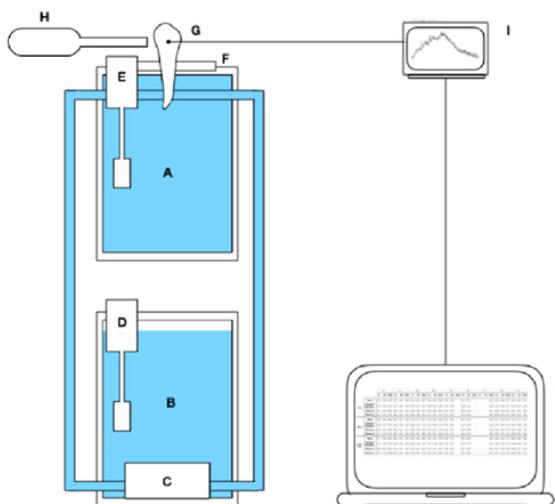
O sensor compacto de temperatura TSP-TH foi fixado e posicionado na câmara pulpar através do orifício previamente confeccionado. O sensor foi conectado ao equipamento PM 400 para registrar os dados de temperatura intra câmara pulpar nos dentes hígidos e variação de temperatura durante procedimentos de cimentação. (FIGURA 16 e 17)

Figura 16 – Imagem do protótipo com dente posicionado e sensor acoplado a câmara.



Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Figura 17 – Desenho esquemático do sistema elaborado para o experimento



Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. Banho controlado via termostato
- B. Reservatório controlado via termostato
- C. Bomba peristáltica a uma taxa de 1,0-1,4 mL/min
- D. Termômetro digital Termostato ajustado para 37°C
- E. Termômetro digital Termostato ajustado para 37°C
- F. Suporte dentário
- G. sensor de temperatura
- H. Aparelho fotoativador

- I. Aparelho PM400
- J. Computador

Com corpos de prova previamente preparados e restaurações indiretas (facetas) em resina composta confeccionadas, foi utilizado o seguinte protocolo adesivo (FIGURA 18 a 25):

- Aplicação de ácido fosfórico a 37% (CONDAC 37, FGM) por 30 segundos, em superfícies de esmalte, o ácido foi lavado com jato de água por 1 minuto e o dente foi seco com papel absorvente.
- Aplicação ativa de duas camadas de sistema adesivo universal (Ambar Universal APS, FGM) em toda área dental preparada seguindo as instruções do fabricante.
- Aplicação de ácido fosfórico a 37% (CONDAC 37, FGM) por 30 segundos na superfície interna da restauração indireta de resina composta do tipo faceta, o ácido foi lavado com jato de água por 1 minuto e a superfície interna seca por 1 minuto via jatos de ar.
- Aplicação de silano (Prosil, FGM) na superfície interna da restauração indireta de resina composta do tipo faceta por 1 minuto, sob ventilação de ar quente proveniente de um secador de cabelo.
- Aplicação ativa de duas camadas sistema adesivo universal (Ambar Universal APS, FGM) na superfície interna da restauração indireta de resina composta do tipo faceta seguindo as instruções do fabricante.
- Aplicação de cimento fotoativado (Allcem Veneer APS, FGM) na superfície interna condicionada da restauração indireta de resina composta do tipo faceta, ou;
- Aplicação de resina composta (Llis A1, FGM) termicamente modificada à 69°C (via aparelho HotSet, Technolife) na superfície interna condicionada da restauração indireta de resina composta do tipo faceta (Llis A1, FGM).
- Remoção de excessos do agente cimentante via espátulas e pincel descartável.
- Fotoativação do conjunto faceta+cimento/resina+dente utilizando aparelho fotoativador Radium Cal (SDI) por 1 minuto.

Figura 18 – Aparelho aquecedor de resinas HotSet



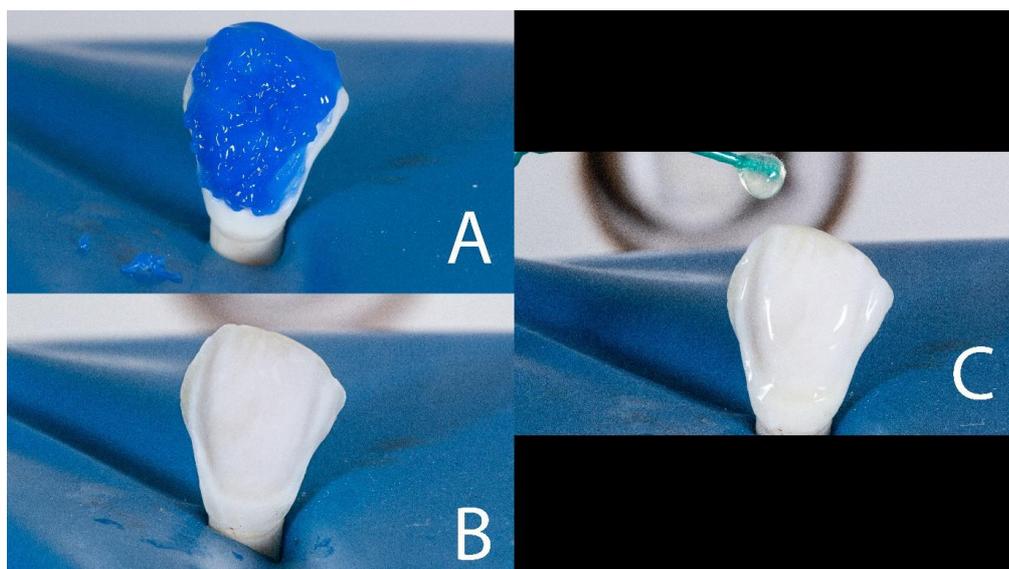
Fonte: <https://technolife.ind.br/wp-content/uploads/2020/04/HS-completo-Cinza-Site.jpg>

Figura 19 – Aparelho Thorlabs GmbH PM 400



Fonte: <https://www.thorlabs.com/images/xlarge/MTN007145-xl.jpg>

Figura 20 – Protocolo adesivo no dente

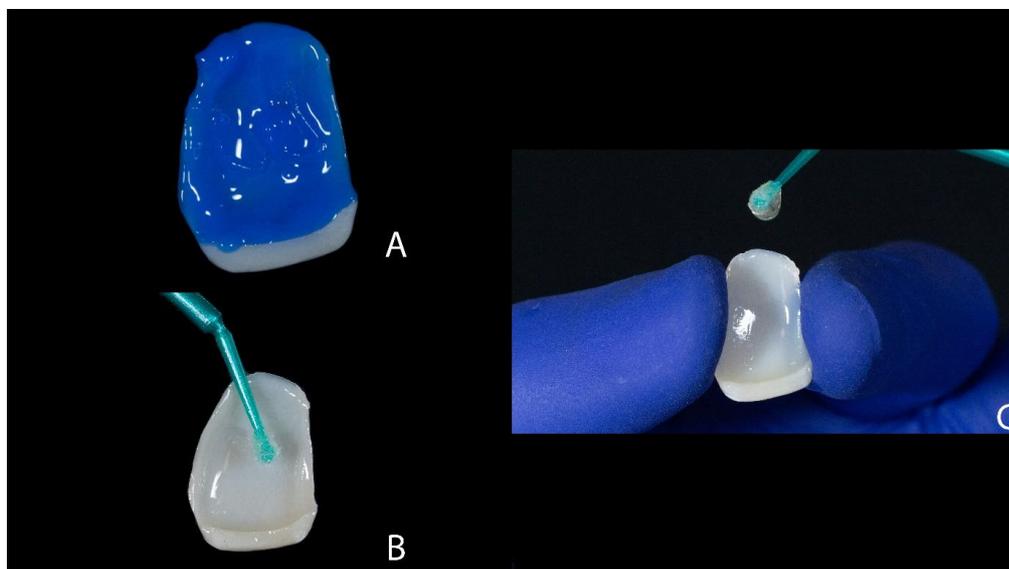


Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. Condicionamento com ácido fosfórico
- B. Dente seco evidenciando esmalte opaco condicionado
- C. Aplicação de adesivo universal fotopolimerizável sem fotoativação

Figura 21 – Protocolo adesivo na restauração

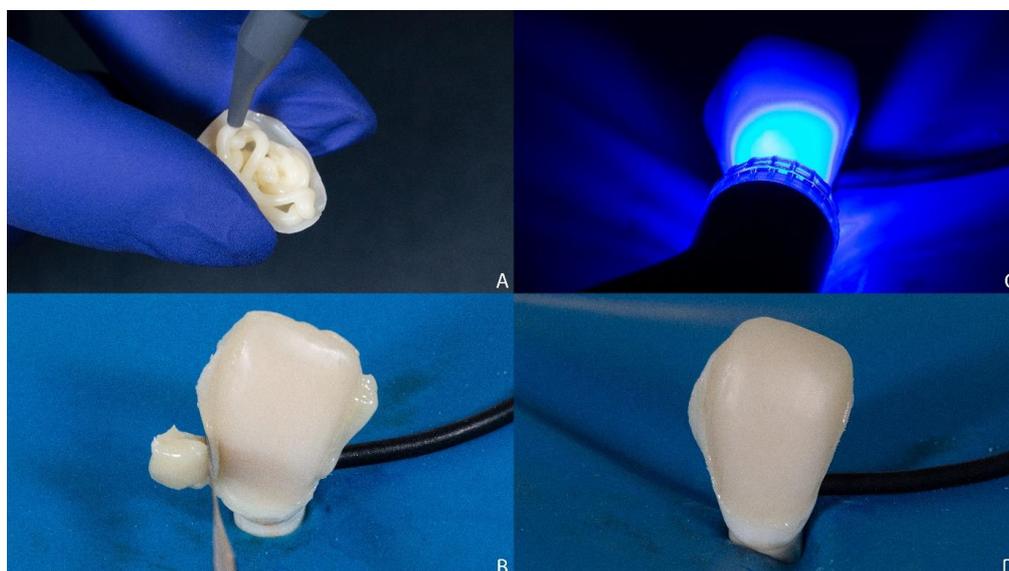


Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. Limpeza com ácido fosfórico
- B. Aplicação de silano
- C. Aplicação de adesivo universal fotopolimerizável sem fotoativação

Figura 22 – Cimentação via RTM

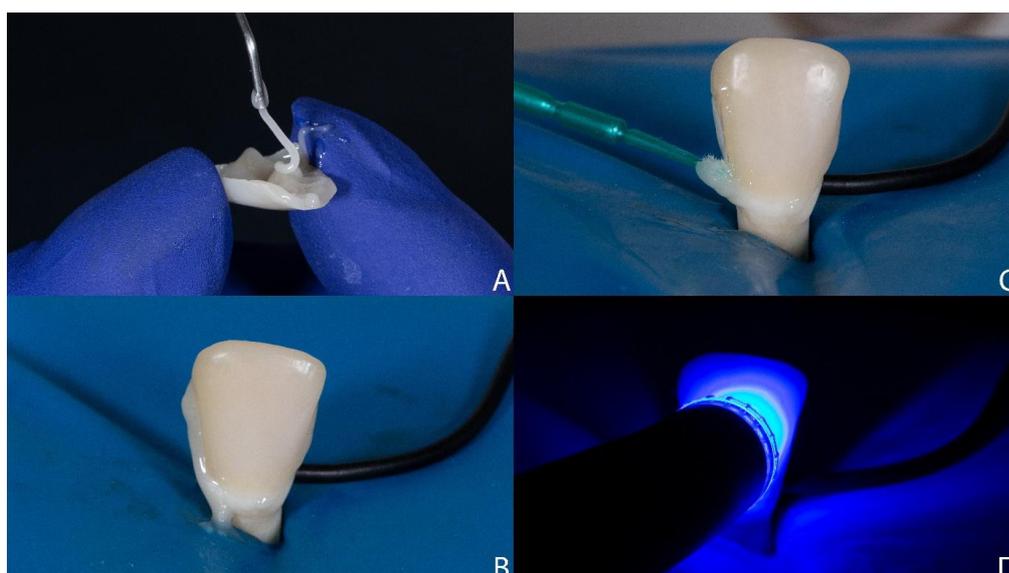


Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. Inserção de resina composta termicamente modificada via seringa tipo Centrix®.
- B. remoção dos excessos de agente cimentante.
- C. Fotoativação com o aparelho Radii-Cal.
- D. Cimentação com RTM finalizada.

Figura 23 – Cimentação via cimento resinoso fotoativável



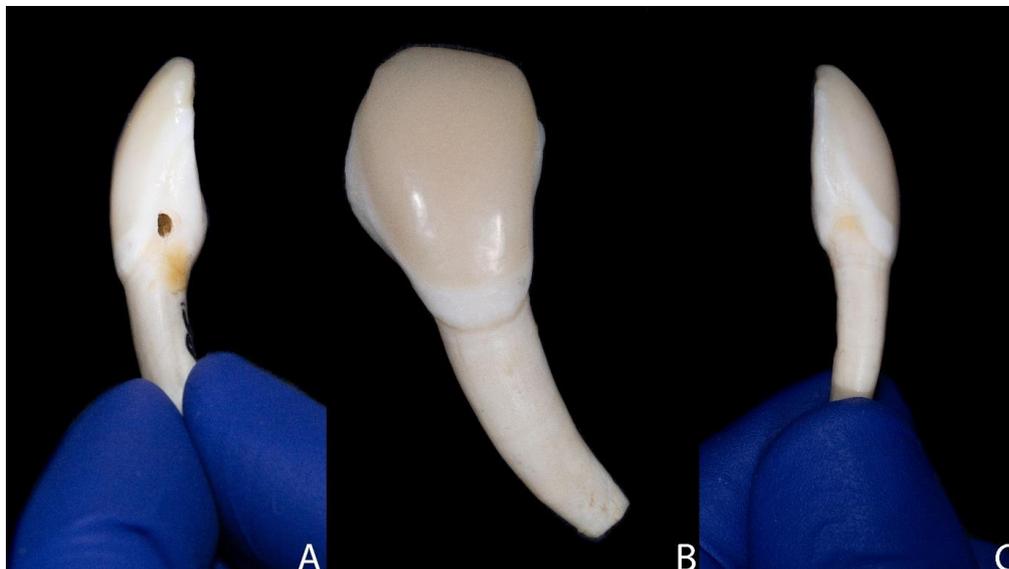
Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. Inserção de cimento resinoso fotoativável.
- B. Excesso de cimento resinoso pós posicionamento da faceta.
- C. Remoção do excesso de cimento resinoso.

D. Fotoativação.

Figura 24 – Aspecto final da restauração cimentada via RTM



Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. Vista mesial da restauração cimentada com RTM pós acabamento.
- B. Vista frontal da restauração cimentada com RTM pós acabamento.
- C. Vista distal da restauração cimentada com RTM pós acabamento.

Figura 25 – Aspecto final da restauração cimentada via cimento resinoso fotoativável



Fonte: Acervo pessoal, 2022.

Legenda:

- A. Vista mesial da restauração cimentada com cimento resinoso pós acabamento.
- B. Vista frontal da restauração cimentada com cimento resinoso pós acabamento.
- C. Vista distal da restauração cimentada com cimento resinoso pós acabamento.

Tabela 2 - Informação dos materiais utilizados no estudo.

<b>Classificação</b>	<b>Fabricante e número do lote</b>	<b>Composição</b>
Scan Putty - Silicone por Adição Odontológico	Yllor Biomateriais – Lote: 8847	Vinilpolisiloxano; Polidimetilmetilhidrogeniosiloxano; Hidrocarbonetos; Sílica; Pigmentos complexo platínico
Scan Ultra Light - Silicone por Adição Odontológico	Yllor Biomateriais – Lote: 7174	Vinilpolisiloxano; Polidimetilmetilhidrogeniosiloxano; Hidrocarbonetos; Sílica; Pigmentos, complexo platínico
Llis (Cor EA1) – Resina Composta Microíbrida.	FGM – Lote: 230321.	Monômeros de Bis-GMA (Bis-Fenol A di-Glicidil Metacrilato etoxilado), TEGDMA (Trietileno glicol dimetacrilato), canforoquinona, co-iniciador e silano, vidro de Bário-alumínio silicato micronizado, pigmentos e sílica nanométrica.
Allcem Veneer (Cor A1) - Cimento fofotivável	FGM – Lote: 260121	Monômeros metacrílicos, canforquinona, co-iniciadores, estabilizadores, pigmentos, partículas de Bário-Alumínio-Silicato silanizados e dióxido de silício.

Adesivo Ambar Universal APS - adesivo autocondicionante fotopolimerizável de frasco único (sétima geração).	FGM – Lote 201120	Ingredientes ativos: MDP (10- metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato), monômeros metacrilatos, complexo fotoiniciador (APS), co-iniciadores e estabilizantes, partículas de sílica e etanol.
Prosil – Silano – Agente de união	FGM – Lote: 230221	3- Metacriloxipropiltrimetoxisilano <5%; Etanol > 85%; Água <10%
CONDAC 37 – Ácido Fosfórico a 37%	FGM – Lote: 250121	Ácido fosfórico a 37%, Espessante, Corante e Água Deionizada.

Fonte: Autoria própria, 2022.

#### 6.4 Análise dos dados

A análise estatística foi realizada por meio do programa SPSS – Statistical Package for the Social Sciences (versão 21.0 SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

Foram realizadas análises descritivas por meio das frequências absolutas, média, mediana, desvio padrão e amplitude. Em seguida, foi verificada a distribuição da variável ‘ $\Delta T$ ’ entre grupos de comparação das variáveis ‘Grupos’, ‘Material’ e ‘Espessura’, utilizando teste de normalidade Shapiro-Wilk.

Foram realizados testes Mann-Whitney e Kruskal-Wallis e post-hoc para variáveis com distribuição não-normal, ‘Material’ e ‘Espessura’, respectivamente.

Para variável ‘Grupo’, com distribuição normal entre grupos, foi realizado teste ANOVA. O pressuposto de homogeneidade de variância da variável ‘Grupo’ foi avaliado por meio do teste de Levene. Considerando heterogeneidade de variância, foi avaliado o post-hoc por meio do teste de Tuckey.

O nível de significância estatístico para as análises foi de 5% ( $P < 0,05$ ).

## 7 RESULTADOS

Considerando diferenças de temperatura entre os dois tipos de materiais (TABELA 3), observou-se que grupos que utilizaram a técnica da RTM apresentaram valores de variação de temperatura ( $\Delta T$ ) superiores aos dos grupos que utilizaram cimentos resinosos fotoativáveis ( $P < 0,001$ ).

Tabela 3 – Análise da comparação de  $\Delta T$  nos diferentes materiais.

Material	$\Delta T$		P-valor*
	Média ( $\pm$ DP)	Mediana [Min – Max]	
RTM	3,56 ( $\pm$ 1,92)	3,05 [1,10 – 8,60]	<b>&lt;,001</b>
Cimento fotoativável	1,88 ( $\pm$ 0,58)	1,90 [0,70 – 3,00]	

DP = Desvio Padrão; Min = Mínimo; Max = Máximo; P-valor = Valor de probabilidade. \*Teste de Mann-Whitney. Valores em negrito representam significância estatística.

Fonte – Autoria própria, 2022.

Considerando diferenças de temperatura entre diferentes espessuras do preparo (TABELA 4), observou-se que preparos com espessura 0,5 apresentaram valores de  $\Delta T$  menores quando comparados a preparos de espessura 2,0 e 1,5 ( $P < 0,001$ ).

Tabela 4 – Análise da comparação de  $\Delta T$  nas diferentes espessuras.

Espessura	Delta-T		P-valor <sup>†</sup>
	Média ( $\pm$ DP)	Mediana [Min – Max]	
2,0	3,94 ( $\pm$ 2,35)	2,95 [1,70 – 8,60] <sup>a</sup>	<b>&lt;,001</b>
1,5	3,19 ( $\pm$ 1,28)	2,85 [1,20 – 5,50] <sup>a</sup>	
1,0	2,12 ( $\pm$ 0,65)	2,10 [1,00 – 3,40] <sup>a,b</sup>	
0,5	1,63 ( $\pm$ 0,51)	1,65 [0,70 – 2,60] <sup>b</sup>	

DP = Desvio Padrão; Min = Mínimo; Max = Máximo; P-valor = Valor de probabilidade. <sup>†</sup>Teste de Kruskal-Wallis. Valores em negrito representam significância estatística. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes.

Fonte – Autoria própria, 2022.

Dos grupos com preparo de 0,5mm para os de 2,0mm de profundidade há aumento no valor de  $\Delta T$  de  $\cong 241\%$ , o que corresponderia a cerca de  $\cong 16\%$  a cada 0,1mm de profundidade.

Ao avaliar a variação de temperatura entre grupos com espessuras de desgaste mais similares, o  $\Delta T$  do grupo de 1,0mm teve aumento de  $\cong 130\%$  em relação ao valor de  $\Delta T$  de 0,5mm, correspondendo ao aumento no valor de  $\Delta T$  de  $\cong 26\%$  a cada 0,1mm de profundidade; o  $\Delta T$  do grupo de 1,5mm apresentou aumento de  $\cong 150\%$  em relação ao valor de  $\Delta T$  de 1,0mm, correspondendo ao aumento no valor de  $\Delta T$  de  $\cong 30\%$  a cada 0,1mm de profundidade; o  $\Delta T$  do grupo de 2,0mm exibiu aumento de  $\cong 123\%$  em relação ao valor de  $\Delta T$  de 1,5mm, correspondendo ao aumento no valor de  $\Delta T$  de  $\cong 24\%$  a cada 0,1mm de profundidade.

Quanto às diferenças de temperatura entre grupos considerando material e espessura (Tabela 5), observou-se que amostras do grupo 1 apresentaram valores de  $\Delta T$  superiores a todos os demais grupos, e amostras do grupo 2 apresentaram valores de  $\Delta T$  superiores aos dos grupos 3, 4, 5, 6, 7 e 8 ( $P < 0,001$ ).

Tabela 5 – Análise da comparação de  $\Delta T$  nas diferentes espessuras

Grupo	Delta-T		P-valor <sup>‡</sup>
	Média ( $\pm$ DP)	Mediana [Min – Max]	
1	5,70 ( $\pm$ 2,14) <sup>a</sup>	5,65 [2,50 – 8,60]	<b>&lt;,001</b>
2	4,28 ( $\pm$ 0,71) <sup>b</sup>	4,50 [2,90 – 5,50]	
3	2,41 ( $\pm$ 0,64) <sup>c</sup>	2,40 [1,60 – 3,40]	
4	1,87 ( $\pm$ 0,47) <sup>c</sup>	1,90 [1,10 – 2,60]	
5	2,19 ( $\pm$ 0,47) <sup>c</sup>	1,95 [1,70 – 3,00]	
6	2,10 ( $\pm$ 0,57) <sup>c</sup>	2,05 [1,20 – 2,80]	
7	1,83 ( $\pm$ 0,54) <sup>c</sup>	1,85 [1,00 – 2,80]	
8	1,40 ( $\pm$ 0,46) <sup>c</sup>	1,30 [0,70 – 2,20]	

DP = Desvio Padrão; Min = Mínimo; Max = Máximo; P-valor = Valor de probabilidade. <sup>‡</sup>Teste de ANOVA e post-hoc Teste de Tukey. Valores em

negrito representam significância estatística. Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes.

Fonte – Autoria própria, 2022.

Para espessura de esmalte/dentina remanescente (ER), a profundidade de preparo 2,0mm foi denominada grupo ER1; profundidade de preparo 1,5mm, grupo ER2; profundidade de preparo 1,0mm, grupo ER3: e profundidade de preparo 0,5mm, grupo ER4. A análise descritiva se encontra na tabela 6.

Tabela 6 – Análise descritiva das médias de remanescente esmalte/dentina em função da profundidade de preparo

<b>GRUPO</b>	<b>MÉDIA (±DP)</b>
ER1 (2,0mm)	0,73(±0,07)
ER2 (1,5mm)	1,36(±0,06)
ER3 (1,0mm)	1,86(±0,14)
ER4 (0,5mm)	2,66(±0,17)

DP = Desvio Padrão

Fonte – Autoria própria, 2022

## 8 DISCUSSÃO

Esse estudo laboratorial analisou variação da temperatura da câmara pulpar associada à cimentação de facetas em resina composta utilizando dois agentes cimentantes distintos: cimento resinoso fotoativável e resina composta termicamente modificada. Para isso, foram utilizados dentes bovinos devido à sua facilidade de obtenção em relação aos dentes humanos hígidos. Utilização de dentes bovinos não prejudica os resultados, pois vários estudos disponíveis na literatura já compararam a composição química de dentes humanos com a de outros mamíferos, e concluíram que dentina e esmalte bovino são muito semelhantes aos mesmos substratos dos dentes humanos (CARVALHO *et al.*, 2018; TERUELET *et al.*, 2015; YASSEN; PLATT; HARA, 2011).

Há na literatura diversos trabalhos, como Sartori *et al.*, (2016); Sampaio *et al.*, (2017); Goulart *et al.*, (2018); Reboul *et al.*, 2018; Gugelmin *et al.*, (2020); Coelho *et al.*, (2019); Urcuyo *et al.*, (2020); Marcondes *et al.*, (2020); Barbon *et al.*, (2022) que avaliaram resina composta termicamente modificada como agente cimentante. Esses estudos analisaram propriedades físicas, químicas e ópticas desses materiais, contudo, não há dados que demonstrem o aquecimento da câmara pulpar provocado por esse tipo de cimentação. Dessa forma, para preencher essa lacuna do conhecimento, foi desenvolvido dispositivo para medir temperatura intrapulpar durante a cimentação. Esse dispositivo foi capaz de aferir o calor transmitido pela cimentação ao tecido pulpar de modo padronizado. Isso tornou o experimento mais fidedigno uma vez que não somente demonstrou a transferência de calor da cimentação, como também simulou a dispersão deste calor via fluxo sanguíneo intrapulpar. No entanto, é importante citar que a transferência de calor do sangue é mais eficiente do que a da água, o que não foi contemplado na metodologia em questão (XIE; ZHANG, 2017).

Diante da análise estatística dos dados, as hipóteses nulas do trabalho foram rejeitadas. Os resultados mostraram que a técnica de cimentação utilizando resina composta termicamente modificada (RTM) apresentou média de variação de temperatura pulpar maior ( $\Delta T = 3,56^\circ \text{C}$ ), quando comparada à técnica de cimentação convencional utilizando cimento resinoso ( $\Delta T = 1,88^\circ \text{C}$ ) e que houve diferença

significativa de temperatura na câmara pulpar em função da profundidade de preparo, havendo acréscimo na temperatura em função do aumento na profundidade de preparo (0,5mm  $\Delta T = 1,63$ ; 1,0mm  $\Delta T = 2,12$ ; 1,5mm  $\Delta T = 3,19$ ; 2,0mm  $\Delta T = 3,94$ ).

Diferentemente dos resultados desse estudo, Daronch e colaboradores (2007) observaram variação de temperatura inferior a 5,00°C utilizando a técnica de RTM para restaurações do tipo classe V. Nesse estudo, a variação de temperatura registrada foi inferida mais em função da fotoativação do que da RTM. No entanto, é importante destacar que, apesar de estabelecer o remanescente de dentinário de 1,0 mm da parede axial até a polpa, o estudo considerou os dados referentes a somente um único espécime e avaliou a variação de temperatura na realização de restaurações diretas.

Ainda diferentemente aos nossos achados, porém também avaliando a temperatura simulando restaurações diretas, El-Deeb e colaboradores (2014) observaram variação de temperatura entre 1,50 e 2,00°C utilizando compósito à base de silorano como material restaurador. Foi observada manutenção da temperatura intrapulpar após fotoativação nos grupos restaurados por RTM, e os autores concluíram que a fotoativação foi a maior responsável pelo aumento de temperatura em seus experimentos. Na metodologia desse estudo, foram utilizadas lâminas de dentina de 0,5 ( $\pm 0,05$ ) mm de espessura, cortadas horizontalmente, de pré-molares humanos hígidos, acopladas a um sistema que permitisse leitura da alteração de temperatura. No entanto, a metodologia em questão não representa de forma fiel a transmissão de calor ao longo da estrutura dental. Uma vez que o substrato dentinário apresenta variações em quantidade e diâmetro de túbulos dentinários em função da profundidade, as lâminas selecionadas de uma área específica do dente não representariam essas características, e principalmente a conformação geométrica utilizada, que favorece a dissipação de calor, podem ter contribuído para obtenção desses resultados (FORSSELL-AHLBERG *et al.*, 1975; MAGALHÃES *et al.*, 2008). Importante notar também que o estudo não estabelece de forma clara a área da qual os discos de dentina foram obtidos.

Já no estudo de Karacan e Ozyurt (2019) foi observada variação de temperatura maior no grupo restaurado com RTM, em relação ao grupo restaurado

com compósito à temperatura ambiente, corroborando com nossos achados, apesar da técnica RTM ter sido empregada na modalidade restauradora direta. Nos grupos onde a RTM foi utilizada, observou-se aumento de  $\pm 5,10^{\circ}\text{C}$  após finalizar o contorno de restaurações classe II MOD, em terceiros molares inferiores. Esse estudo padronizou seus preparos dentais estabelecendo remanescente dentinário em 1,0mm, e apresentou  $n=10$  elementos por grupo. Entretanto, o estudo não simulou fluxo sanguíneo intrapulpar, além de não ter utilizado um equipamento específico, para o aquecimento de compósitos, mas sim um forno, alterando a técnica e, dessa maneira, não havendo um padrão confiável.

Além da maior variação de temperatura utilizando a técnica RTM, nossos resultados mostraram que a média de variação da temperatura intra câmara pulpar aumentou conforme preparos se tornavam mais profundos e, portanto, mais próximos da câmara pulpar. A hipótese que suporta o fato de preparos com maior profundidade apresentarem maiores variações de temperatura está diretamente relacionada com a espessura de dentina até o tecido pulpar, negando a hipótese nula (2).

Dos grupos com preparo de 0,5mm para os de 2,0mm de profundidade, foi encontrado aumento no valor de  $\Delta T$  de  $\cong 241\%$ , o que corresponderia ao aumento no valor de  $\Delta T$  de  $\cong 16\%$  a cada 0,1mm de profundidade. A diferença no percentual do valor de  $\Delta T$  do grupo de menor desgaste (0,5mm, com espessura de remanescente de dentina/esmalte de 2,66mm) para o grupo de maior desgaste (2,0mm, com remanescente de dentina/esmalte de 0,73mm) de  $\Delta T$  de  $\cong 16\%$  a cada 0,1mm, em relação às diferenças individuais entre os grupos de valores de desgaste mais próximos, provavelmente se deve as diferentes proporções de dentina e esmalte desgastados e seus diferentes valores relativos à sua propriedade de difusão térmica (esmalte  $\cong 2.27-4.69 \times 10^{-7}\text{m}^2/\text{s}$ , dentina  $\cong 1.83-2.6 \times 10^{-7}\text{m}^2/\text{s}$ ) e condutividade térmica (esmalte  $\cong 0.45-0.93 \text{ W/mK}$ , dentina  $\cong 0.11-0.96 \text{ W/mK}$ ) (LIN *et al.*, 2010).

Entre o grupo de 0,5mm e 1,0mm, o desgaste proporcionou mais esmalte na estrutura remanescente, já entre 1,0mm e 1,5mm o desgaste removeu totalmente ou grande parte do esmalte remanescente além de boa espessura de dentina. Provavelmente em função dessa transição nos tecidos desgastados entre 1,0 e

1,5mm, a variação no valor de  $\Delta T$  foi de  $\cong 30\%$  a cada 0,1mm, maior variação por 0,1mm de profundidade dentre todas analisadas.

Estes achados são suportados por estudos acerca da condutividade térmica das estruturas dentais, como afirmam Lin e colaboradores (2010): “tanto dentina quanto o esmalte possuem baixa condutividade térmica, portanto protegem a polpa contra estímulos térmicos nocivos.” Altintas e colaboradores (2008) e Lipski e colaboradores (2020) demonstraram que corpos de prova com maiores espessuras de dentina tiveram menores variações de temperatura, quando comparados com aqueles com menor espessura de dentina, assim como os resultados deste estudo.

É válido destacar que o tecido dentinário é afetado não somente pela sua espessura remanescente em si, mas também pelo fato de ser um tecido dinâmico, visto que há um aumento acentuado no número e no diâmetro dos túbulos do tecido dentinário mais próximo à câmara pulpar, sendo possível observar na junção dentina-esmalte concentração de 10.000 a 25.000/mm<sup>2</sup> e, na interface dentina-polpa, ocorre variação na concentração de túbulos de 50.000 a 90.000/mm<sup>2</sup>, com diâmetro médio de  $\cong 1,2\mu\text{m}$ . E em função dessa diferença, há melhor isolamento térmico na dentina próxima da junção dentina-esmalte, onde há maior quantidade de tecido mineralizado capaz de dissipar o calor (FORSSELL-AHLBERG *et al.*, 1975; MAGALHÃES *et al.*, 2008).

A partir dos resultados deste estudo, considerando variação de 5,50°C como limiar crítico para o tecido pulpar, com possibilidade de necrose tecidual, conforme reportado por Zach e Cohen (1965), podemos inferir que variações de temperatura promovidas pela RTM e/ou em preparos mais profundos com menores espessuras de dentina remanescente podem desencadear processo inflamatório irreversível no tecido pulpar, levando ao conseqüente insucesso do tratamento restaurador.

Portanto, para dentes vitais é sempre importante levar em consideração profundidade do preparo e considerar remanescente de tecido dentinário (i.e idade biológica, qualidade da dentina e tipo de dente) no planejamento e execução da técnica de cimentação já que, conforme resultados deste estudo, quanto mais

profundo o preparo e menor estrutura dentinária remanescente, maiores são as variações de temperatura intra câmara pulpar. Dessa forma, em preparos minimamente invasivos, com muita espessura de dentina remanescente, esse aquecimento pode não ser significativo. Já os cuidados na seleção do agente de cimentação para os preparos mais profundos, com pouca espessura de dentina, devem ser levados em consideração.

É importante salientar que durante a polimerização do composto resinoso há liberação de calor, porém sem relevância para o estudo em questão já que, de acordo com Shortall e Harrington (1998), na reação de cura da resina composta com espessura de 2mm ocorre reação exotérmica, com pico de geração de calor de  $\pm 2^{\circ}\text{C}$ . Sampaio e colaboradores (2020) obtiveram, como maior média de espessura para linha de cimentação de facetas utilizando como agente cimentante uma resina *flow*, o valor de 0,32mm. Desta forma, considerando a maior média de espessura para linha de cimentação apresentada por Sampaio *et al.*, 2020 e a reação exotérmica da resina composta de aproximadamente  $0,1^{\circ}\text{C}$  a para uma espessura de 0,1mm de resina composta observado no trabalho de Shortall e Harrington (1998), a técnica de RTM neste estudo produziria  $\pm 0,32^{\circ}\text{C}$ , um valor baixo em relação aos  $69^{\circ}\text{C}$  gerados pelo aquecimento requerido pela técnica.

O modelo metodológico do presente estudo não levou em conta possíveis estratégias para contrapor estímulos térmicos advindos da aplicação do conjunto faceta e compósito aquecido para redução da temperatura durante a cimentação. Dessa forma, mais estudos são necessários acerca da técnica de RTM e de sua influência sobre temperatura intrapulpar, levando em conta estratégias de controle da temperatura. Demais estudos acerca da possibilidade de compósitos aquecidos produzirem substâncias citotóxicas, como levantado por Knezevic e colaboradores (2018), também devem ser melhor estudados.

## 9 CONCLUSÃO

A partir dos achados deste estudo, é possível concluir que:

- O fator que mais contribuiu com a geração de calor dentre os grupos avaliados foi o aquecimento da própria resina composta para o protocolo de RTM.

- Quanto maior a profundidade de preparo, ocasionando menor remanescente de espessura dentinária, maior variação de temperatura na câmara pulpar.

## REFERÊNCIAS

ACQUAVIVA, P. A. *et al.* Degree of conversion of three composite materials employed in the adhesive cementation of indirect restorations: a micro-Raman analysis. **Journal of dentistry**, v. 37, n. 8, p. 610–615, 2009.

ALGHAZALI, N. *et al.* An investigation into the effect of try-in pastes, uncured and cured resin cements on the overall color of ceramic veneer restorations: an in vitro study. **Journal of dentistry**, v. 38, n. 2, p. e78-86, 2010.

ALMEIDA, J. R. *et al.* Resin-based luting agents and color stability of bonded ceramic veneers. **The journal of prosthetic dentistry**, v. 114, n. 2, p. 272–277, 2015.

ALTINTAS, S. H. *et al.* Temperature rise during polymerization of three different provisional materials. **Clinical oral investigations**, v. 12, n. 3, p. 283–286, 2008.

ANUSAVICE, K.J; SHEN, C; RAWLS, H.R. Cimentos Dentários. In: **Phillips Materiais Dentários**. 12<sup>a</sup> Edição. Rio de Janeiro: *Elsevier*, 2013. cap. 14, p. 307-339.

ARCHEGAS, L. R. *et al.* Color stability and opacity of resin cements and flowable composites for ceramic veneer luting after accelerated ageing. **Journal of Dentistry**, v. 39, p. 804-810, 2011.

ALVIM, H. H. *et al.* Analysis of camphorquinone in composite resins as a function of shade. **Dental materials**, v. 23, n. 10, p. 1245–1249, 2007.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.11.002>

BALDISSARA, P.; CATAPANO, S.; SCOTTI, R. Clinical and histological evaluation of thermal injury thresholds in human teeth: a preliminary study. **Journal of oral rehabilitation**, v. 24, n. 11, p. 791–801, 1997.  
<https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1997.00566.x>

BARBON, F. J. *et al.* A systematic review and meta-analysis on using preheated resin composites as luting agents for indirect restorations. **Clinical oral investigations**, v. 26, n. 4, p. 3383–3393, 2022. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04406-z>

BAUSCH, J. R.; DE LANGE, C.; DAVIDSON, C. L. The influence of temperature on some physical properties of dental composites. **Journal of oral rehabilitation**, v. 8, n. 4, p. 309–317, 1981. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1981.tb00505.x>

BARTOLD P. M. Dentinal hypersensitivity: a review. **Australian dental journal**, v. 51, n. 3, p. 212–276, 2006.

BOWEN R. L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. **Journal of the American Dental Association**, v. 66, p. 57–64, 1963. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1963.0010>

BLALOCK, J. S.; HOLMES, R. G.; RUEGGERBERG, F. A. Effect of temperature on unpolymerized composite resin film thickness. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 96, n. 6, p. 424–432, 2006. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2006.09.022>

BRUDEVOLD, F.; BUONOCORE, M.; WILEMAN, W. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **Journal of Dental research**, v. 35, n. 6, p. 846–851, 1956. <https://doi.org/10.1177/00220345560350060401>

CALAMIA J. R. Etched porcelain facial veneers: a new treatment modality based on scientific and clinical evidence. **The New York journal of dentistry**, v. 53, n. 6, p. 255–259, 1983.

CALAMIA, J. R.; SIMONSEN, R. J. Effect of coupling agents on bond strength of etched porcelain. **Journal of Dental Research**, v. 63, p. 179, 1984.

CALHEIROS, F. C. *et al.* Effect of temperature on composite polymerization stress and degree of conversion. **Dental materials**, v. 30, n. 6, p. 613–618, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.02.024>

CARVALHO, M. *et al.* Viability of Bovine Teeth as a Substrate in Bond Strength Tests: A Systematic Review and Meta-analysis. **The journal of adhesive dentistry**, v. 20, n. 6, p.471–479, 2018. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a41636>

COELHO, N. F. *et al.* R. Response of composite resins to preheating and the resulting strengthening of luted feldspar ceramic. **Dental materials**, v. 35, n. 10, p.1430–1438, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.07.021>

COSTA, J. B.; HILTON, T. J.; SWIFT, E. J., JR Critical appraisal: preheating composites. **Journal of esthetic and restorative dentistry**, v. 23, n. 4, p.269–275, 2011. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2011.00461.x>

DARONCH, M. *et al.* Effect of composite temperature on in vitro intrapulpal temperature rise. **Dental materials**, v. 23, n. 10, p. 1283–1288, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.11.024>

DARONCH, M. *et al.* Clinically relevant issues related to preheating composites. **Journal of esthetic and restorative dentistry**, v. 18, n. 6, p.340–351, 2006. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2006.00046.x>

DARONCH, M.; RUEGGERBERG, F. A.; DE GOES, M. F. Monomer conversion of pre-heated composite. **Journal of dental research**, v. 84, n. 7, p. 663–667, 2005. <https://doi.org/10.1177/154405910508400716>

DARR, A. H.; JACOBSEN, P. H. Conversion of dual cure luting cements. **Journal of oral rehabilitation**, v. 22, n. 1, p. 43–47, 1995. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1995.tb00209.x>

DELLA BONA, A.; KELLY, J. R. The clinical success of all-ceramic restorations. **Journal of the American Dental Association**, v. 139, p. 8–13, 2008. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2008.0361>

DOWELL, P.; ADDY, M. Dentine hypersensitivity--a review. Aetiology, symptoms and theories of pain production. **Journal of clinical periodontology**, v. 10, n. 4, p. 341–350, 1983. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051x.1983.tb01283.x>

DUREY, K.; SANTINI, A.; MILETIC, V. Pulp chamber temperature rise during curing of resin-based composites with different light-curing units. **Primary dental care**, v. 15, n. 1, p. 33–38, 2008. <https://doi.org/10.1308/135576108783328409>

EL-DEEB, H. A.; ABD EL-AZIZ, S.; MOBARAK, E. H. Effect of preheating of low shrinking resin composite on intrapulpal temperature and microtensile bond strength to dentin. **Journal of advanced research**, v. 6, n. 3, p. 471–478, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.jare.2014.11.013>

ELKAFFAS, A. A. *et al.* 36-Month Randomized Clinical Trial Evaluation of Preheated and Room Temperature Resin Composite. **Operative dentistry**, v. 47, n. 1, p. 11–19, 2022. <https://doi.org/10.2341/20-301-C>

FAN, J. *et al.* Long-term Clinical Performance of Composite Resin or Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. **Operative dentistry**, v. 46, n. 1, p. 25–44, 2021. <https://doi.org/10.2341/19-107-LIT>

FIGUEIREDO DE MAGALHÃES, M. *et al.* Measurement of thermophysical properties of human dentin: effect of open porosity. **Journal of dentistry**, v. 36, n. 8, p. 588–594, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.04.006>

FORSSELL-AHLBERG, K.; BRÄNNSTRÖM, M.; EDWALL, L. The diameter and number of dentinal tubules in rat, cat, dog and monkey. A comparative scanning electron microscopic study. **Acta odontologica Scandinavica**, v. 33, n. 5), p. 243–250, 1975. <https://doi.org/10.3109/00016357509004629>

FRÓES-SALGADO, N. R. *et al.* Composite pre-heating: effects on marginal adaptation, degree of conversion and mechanical properties. **Dental materials**, v. 26, n. 9, p. 908–914 2010. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.03.023>

FUENTES, M. V. *et al.* Effect of indirect composite treatment microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. **Journal of clinical and experimental dentistry**, v.8, n. 1, p. 14–21, 2016. <https://doi.org/10.4317/jced.52754>

GOULART, M. *et al.* Preheated composite resin used as a luting agent for indirect restorations: effects on bond strength and resin-dentin interfaces. **The international journal of esthetic dentistry**, v. 13, n. 1, p. 86–97, 2018.

GUESS, P. C.; STAPPERT, C. F. Midterm results of a 5-year prospective clinical investigation of extended ceramic veneers. **Dental materials**, v.24, n. 6, p. 804–813, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.09.009>

GUGELMIN, B. P. *et al.* Color Stability of Ceramic Veneers Luted With Resin Cements and Pre-Heated Composites: 12 Months Follow-Up. **Brazilian dental journal**, v. 31, n. 1, p. 69–77, 2020. <https://doi.org/10.1590/0103-6440202002842>

HOFSTEENGE, J. W. *et al.* Influence of Preparation Design and Restorative Material on Fatigue and Fracture Strength of Restored Maxillary Premolars. **Operative dentistry**, v. 46, n. 2, p. 68–79, 2021. <https://doi.org/10.2341/20-032-L>

HEKIMOĞLU, C.; ANIL, N.; ETIKAN, I. Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. **The International journal of prosthodontics**, v. 13, n. 1, p. 29–33, 2000.

JACKER-GUHR, S.; SANDER, J.; LUEHRS, A. K. How "Universal" is Adhesion? Shear Bond Strength of Multi-mode Adhesives to Enamel and Dentin. **The journal of adhesive dentistry**, v. 21, n. 1, p. 87–95, 2019. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a41974>

JULIUS, D.; BASBAUM, A. I. Molecular mechanisms of nociception. **Nature**, v. 413, n. 6852, p. 203–210, 2001. <https://doi.org/10.1038/35093019>

KARACAN, A. O.; OZYURT, P. Effect of preheated bulk-fill composite temperature on intrapulpal temperature increase in vitro. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, v. 36, n. 1, p. 583-588, 2019. doi:10.1111/jerd.12503

KNEZEVIC, A. *et al.* Toxicity of pre-heated composites polymerized directly and through CAD/CAM overlay. **Acta Stomatologica Croatica**, v. 52, n. 3, p. 203–217, 2018. <https://doi.org/10.15644/asc52/3/4>

KOISHI, Y. *et al.* Influence of visible-light exposure on colour stability of current dual-curable luting composites. **Journal of oral rehabilitation**, v. 29, n. 4, p. 387–393, 2002. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2002.00823.x>

KODONAS K.; GOGOS C.; TZIAFAS D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. **International Endodontic Journal**, v. 42, n. 3, p. 247-52, 2009.

KUGUIMIYA, R. N. *et al.* Influence of Curing Units and Indirect Restorative Materials on the Hardness of Two Dual-curing Resin Cements Evaluated by the Nanoindentation Test. **The journal of adhesive dentistry**, v. 17, n.3, p. 243–248, 2015. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a34399>

LEE, I. B. *et al.* Influence of ceramic thickness and curing mode on the polymerization shrinkage kinetics of dual-cured resin cements. **Dental**

**materials**, v. 24, n. 8, p. 1141–1147, 2008.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.03.015>

LIN, M. *et al.* A review of heat transfer in human tooth--experimental characterization and mathematical modeling. **Dental materials**, v. 26, n. 6, p. 501–513, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.02.009>

LIPSKI, M. *et al.* In vitro infrared thermographic assessment of temperature change in the pulp chamber during provisionalization: Effect of remaining dentin thickness. **Journal of healthcare engineering**, v. 2020, p. 8838329, 2020.

LOHBAUER, U. *et al.* The effect of resin composite pre-heating on monomer conversion and polymerization shrinkage. **Dental material**, v. 25, p. 4, p. 514–519, 2009. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.10.006>

LUCEY, S. *et al.* Effect of pre-heating on the viscosity and microhardness of a resin composite. **Journal of oral rehabilitation**, v. 37, n. 4, p. 278–282, 2010. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.02045.x>

MAGNE, P. *et al.* Luting of inlays, onlays, and overlays with preheated restorative composite resin does not prevent seating accuracy. **The international journal of esthetic dentistry**, v. 13, n. 3, p. 318–332, 2018.

MANSOUR, Y. F. *et al.* Clinical performance of IPS-Empress 2 ceramic crowns inserted by general dental practitioners. **The journal of contemporary dental practice**, v. 9, n. 4, p. 9–16, 2008.

MARCONDES, R. L. *et al.* Viscosity and thermal kinetics of 10 preheated restorative resin composites and effect of ultrasound energy on film thickness. **Dental materials**, v. 36 n. 10, p.1356–1364, 2020.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.08.004>

MJÖR, I. A. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 7: The exposed pulp. **Quintessence International**, v. 33, n. 2, p. 113-135, 2002.

MOUHAT, M. *et al.* Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development-potential risk for patients. **Clinical oral investigations**, v. 21, n. 5, p. 1687–1696, 2017. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1962-5>

MOUHAT, M. *et al.* Light-curing units used in dentistry: Effect of their characteristics on temperature development in teeth. **Dental materials**, v. 40, n. 5, p. 1177–1188, 2021. <https://doi.org/10.4012/dmj.2020-305>

MUNDIM, F. M. *et al.* Color stability, opacity and degree of conversion of pre-heated composites. **Journal of dentistry**, v. 39, n. 1, p. 25–29, 2011. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.12.001>

NOIE, F.; O'KEEFE, K. L.; POWERS, J. M. Color stability of resin cements after accelerated aging. **The International journal of prosthodontics**, v. 8, n. 1, p. 51–55, 1995.

ÖZDEMİR, H.; ALADAĞ, L. Effect of different surface treatments on bond strength of different resin cements to lithium disilicate glass ceramic: An in vitro study. **Biotechnology, Biotechnological Equipment**, v. 31, n. 4, p. 815-820, 2017.

PEUMANS, M. *et al.* Porcelain veneers: a review of the literature. **Journal of dentistry**, 28(3), p.163–177, 2000. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(99\)00066-4](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(99)00066-4)

PICK, B. *et al.* Influence of curing light attenuation caused by aesthetic indirect restorative materials on resin cement polymerization. **European journal of dentistry**, v. 4, n. 3, p. 314–323, 2010.

RAIGRODSKI A. J. All-ceramic full-coverage restorations: concepts and guidelines for material selection. **Practical procedures & aesthetic dentistry**, v. 17, n. 4, p. 249–258, 2005.

REICH, S. M. *et al.* Clinical performance of large, all-ceramic CAD/CAM-generated restorations after three years: a pilot study. **Journal of the American Dental Association**, v. 135, n. 5, p. 605–612, 2004. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2004.0248>

REBOUL, T. *et al.* Comparison between shear forces applied on the overlay-dental tissue interface using different bonding techniques: An in vitro study. **Journal of Indian Prosthodontic Society**, v18, n. 3, p. 21. 2–218, 2018. [https://doi.org/10.4103/jips.jips\\_165\\_17](https://doi.org/10.4103/jips.jips_165_17)

SAMPAIO, C. S. *et al.* Volumetric shrinkage and film thickness of cementation materials for veneers: An in vitro 3D microcomputed tomography analysis. **The**

**Journal of prosthetic dentistry**, v. 117, n. 6, p. 784–791, 2017.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.08.029>

SAMPAIO, C. S. *et al.* Microcomputed tomography evaluation of cement film thickness of veneers and crowns made with conventional and 3D printed provisional materials. **Journal of esthetic and restorative dentistry**, v. 33, n. 3, p. 487–495, 2020. <https://doi.org/10.1111/jerd.12651/>

SARTORI, N. *et al.* The influence of intrinsic water permeation on different dentin bonded interfaces formation. **Journal of dentistry**, v. 48, p. 46–54, 2016.  
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.03.005>

SIMONSEN, R.J.; CALAMIA, J.R. Tensile Bond Strength of Etched Porcelain. **Journal of Dental Research**, v. 62, p. 297, 1983.

SHORTALL, A. C.; HARRINGTON, E. (). Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. **Journal of oral rehabilitation**, v. 25, n. 12, p. 908–913, 1998. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1998.00336.x>

SULIEMAN, M.; REES, J. S.; ADDY, M. Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. **British dental journal**, v. 200, n. 11, p. 631–619, 2006. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4813644>

SUPUTTAMONGKOL, K. *et al.* Clinical performance and wear characteristics of veneered lithia-disilicate-based ceramic crowns. **Dental materials**, v. 24, n. 5, p. 667–673, 2008. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.033>

TURGUT, S.; BAGIS, B.. Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. **The Journal of prosthetic dentistry**, p. 109, n. 3, p. 179–186, 2013. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60039-6](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60039-6)

TURGUT, S.; BAGIS, B.. Colour stability of laminate veneers: an in vitro study. **Journal of dentistry**, v. 39, n.3, p. e57–e64, 2011.  
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.11.006>

TERUEL, J. *et al.* Comparison of chemical composition of enamel and dentine in human, bovine, porcine and ovine teeth. **Archives of oral biology**, v. 60, n. 5, p. 768–775, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2015.01.014>

THORDRUP, M.; ISIDOR, F.; HÖRSTED-BINDSLEV, P. A prospective clinical study of indirect and direct composite and ceramic inlays: ten-year results. **Quintessence international**, v. 37, n. 2, p.139–144, 2006.

TOKSAVUL, S.; TOMAN, M. A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns. **The International journal of prosthodontics**, v. 20, n. 2, p. 168–172, 2007.

URCUYO ALVARADO, M. S. *et al.* Evaluation of the Bond Strength and Marginal Seal of Indirect Restorations of Composites Bonded with Preheating Resin. **European journal of dentistry**, v.14, n. 4, p. 644–650, 2020.<https://doi.org/10.1055/s-0040-1716630>

VARGAS, M. A. BERGERON, C.; DIAZ-ARNOLD, A. Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. **Journal of the American Dental Association**, v. 142, n. 2, p. 20–24, 2011.  
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2011.0339>

XIE, H.; ZHANG, Y. The effect of red blood cells on blood heat transfer. **International Journal of Heat and Mass Transfer**, v. 113, p. 840-849, 2017.

YASSEN, G.H.; PLATT, J.A.; HARA, A.T. Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. **Journal of Oral Science**, v. 53, p. 273-282, 2011.

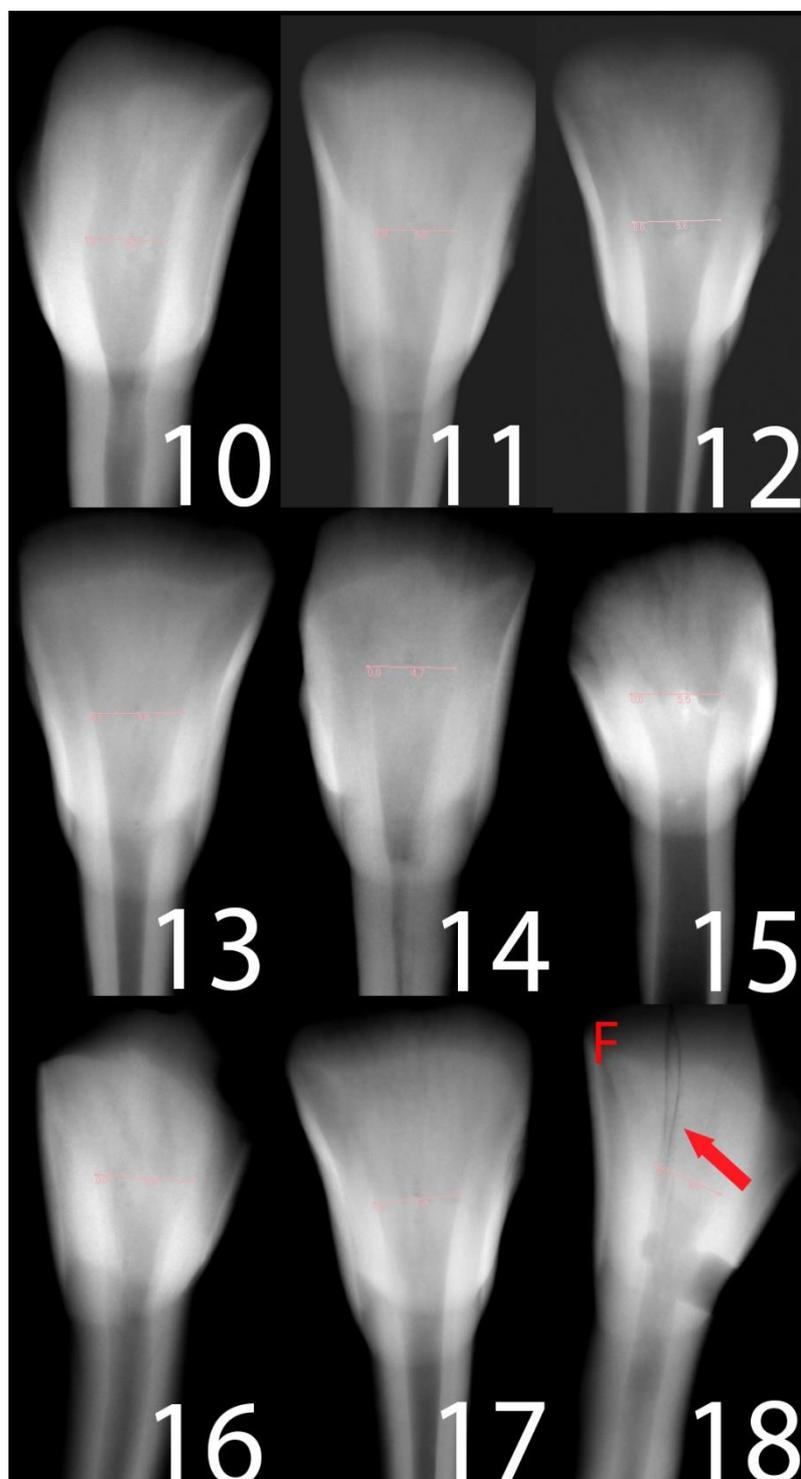
YU, C.; ABBOTT, P. V. An overview of the dental pulp: its functions and responses to injury. **Australian dental journal**, v. 52, n. 1, p. 4–16, 2007.  
<https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2007.tb00525.x>

ZACH, L.; COHEN, G. Pulp response to externally applied heat. **Oral surgery, oral medicine, and oral pathology**, v. 19, p.515–530, 1965.  
[https://doi.org/10.1016/0030-4220\(65\)90015-0](https://doi.org/10.1016/0030-4220(65)90015-0)

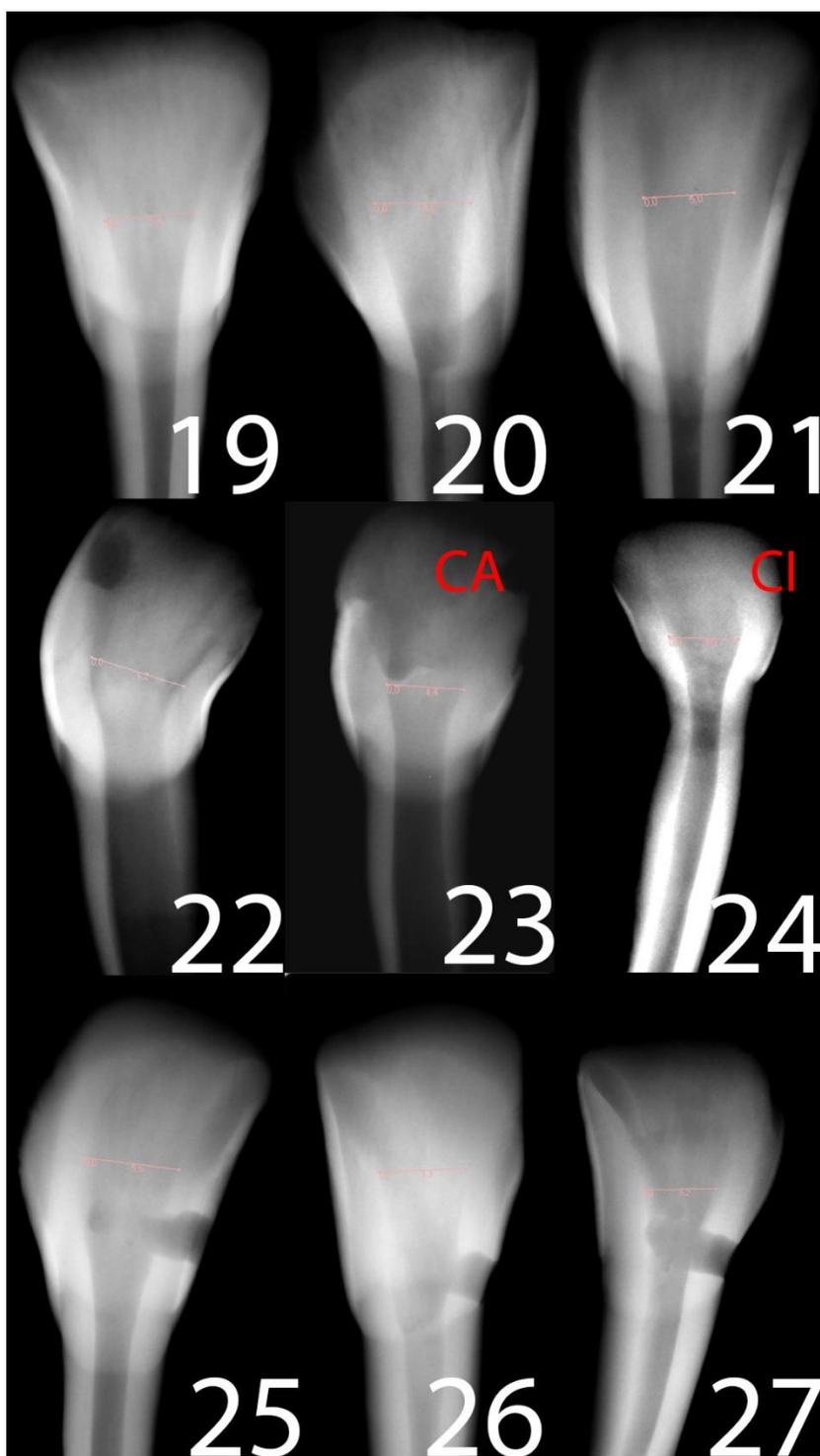
## APÊNDICES

APÊNDICE A – Tomadas radiográficas dos dentes 1 ao 9, todos aprovados para o estudo.

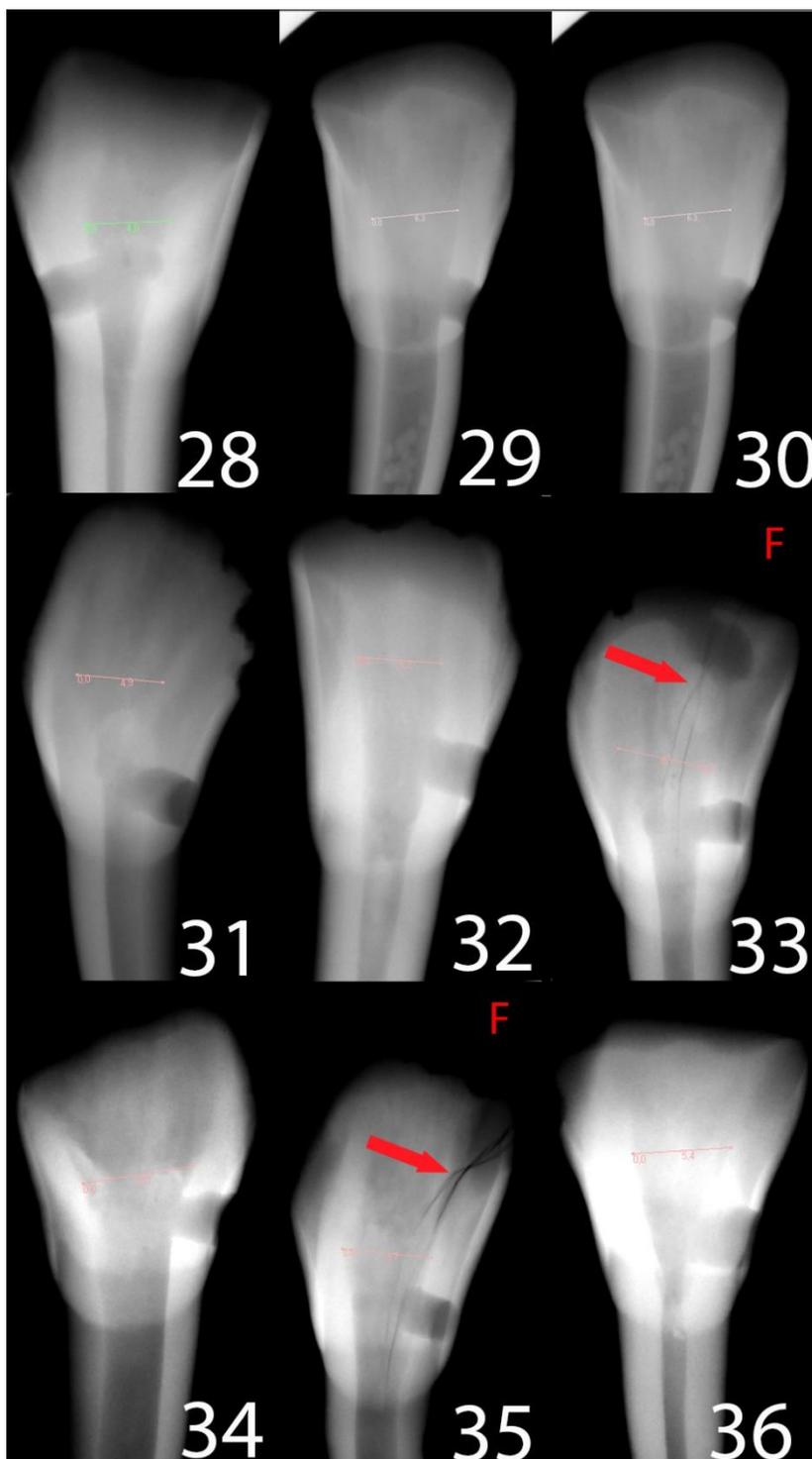


**APÊNDICE B – Tomadas radiográficas, dente 18 eliminado por fratura (F)**

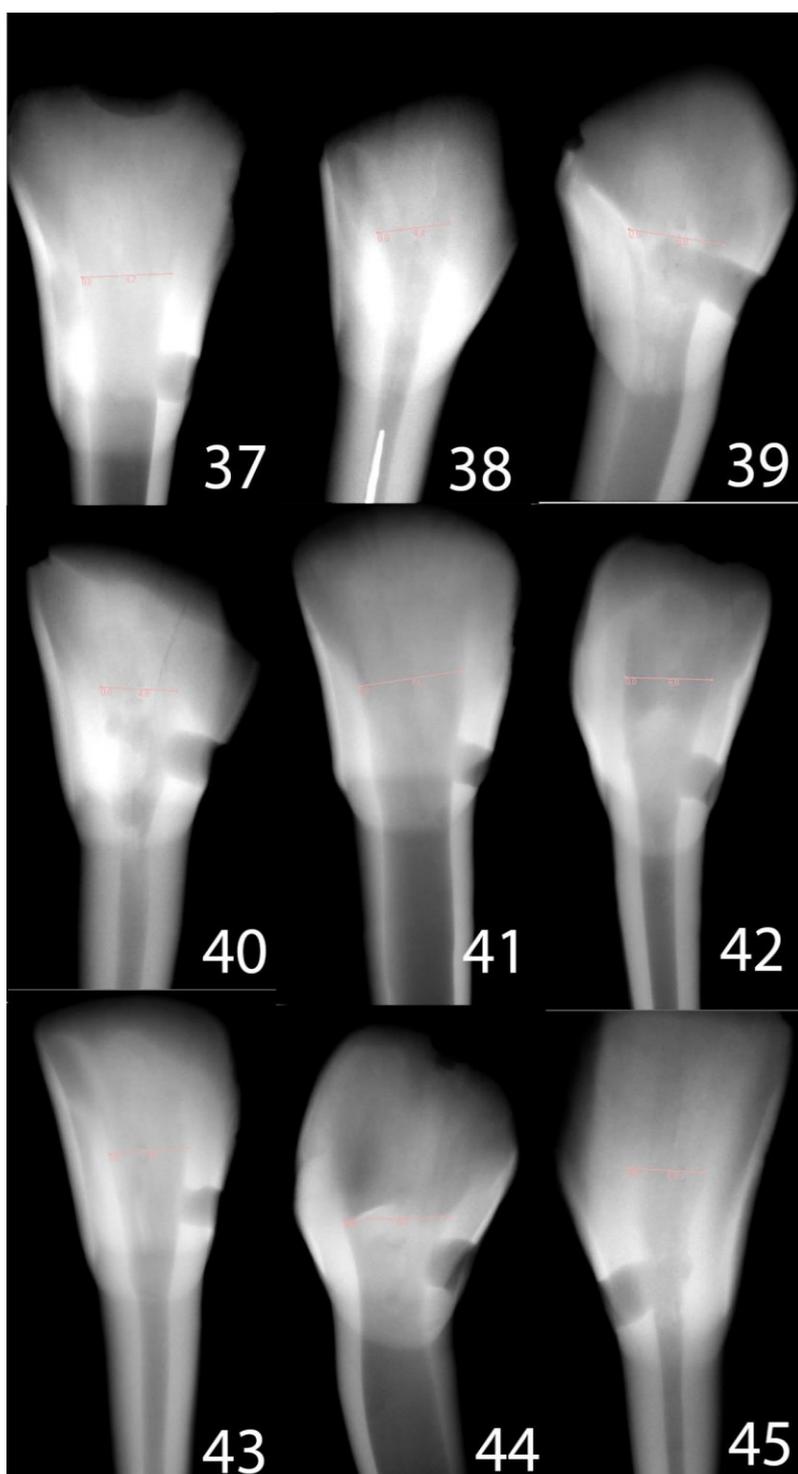
**APÊNDICE C – Tomadas radiográficas, dente 23 eliminado por câmara pulpar anômala (CA) e dente 24 por largura de câmara pulpar insuficiente (CI)**



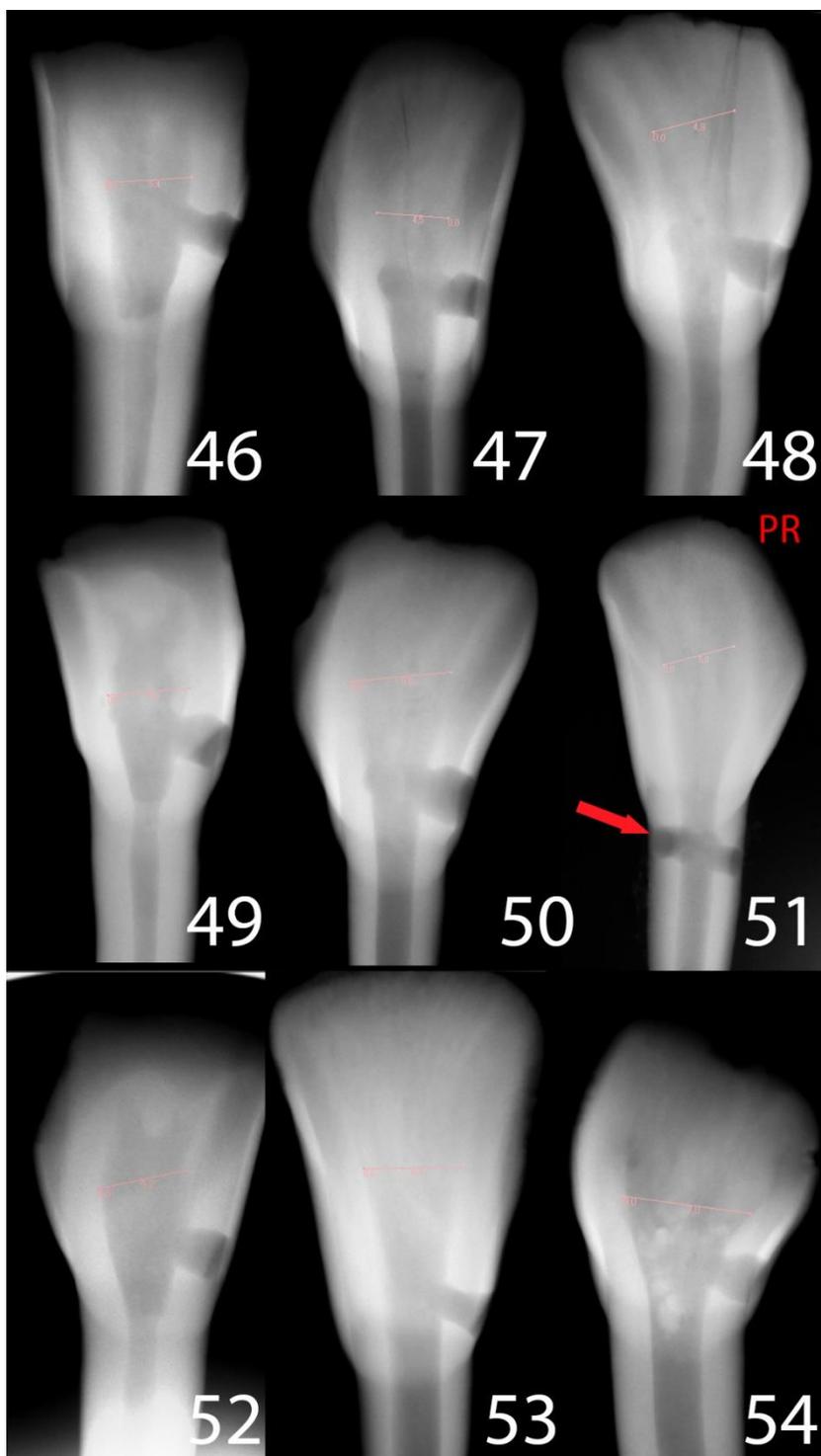
**APÊNDICE D – Tomadas radiográficas, dentes 33 e 35 eliminados por fratura (F), demais aprovados para estudo.**



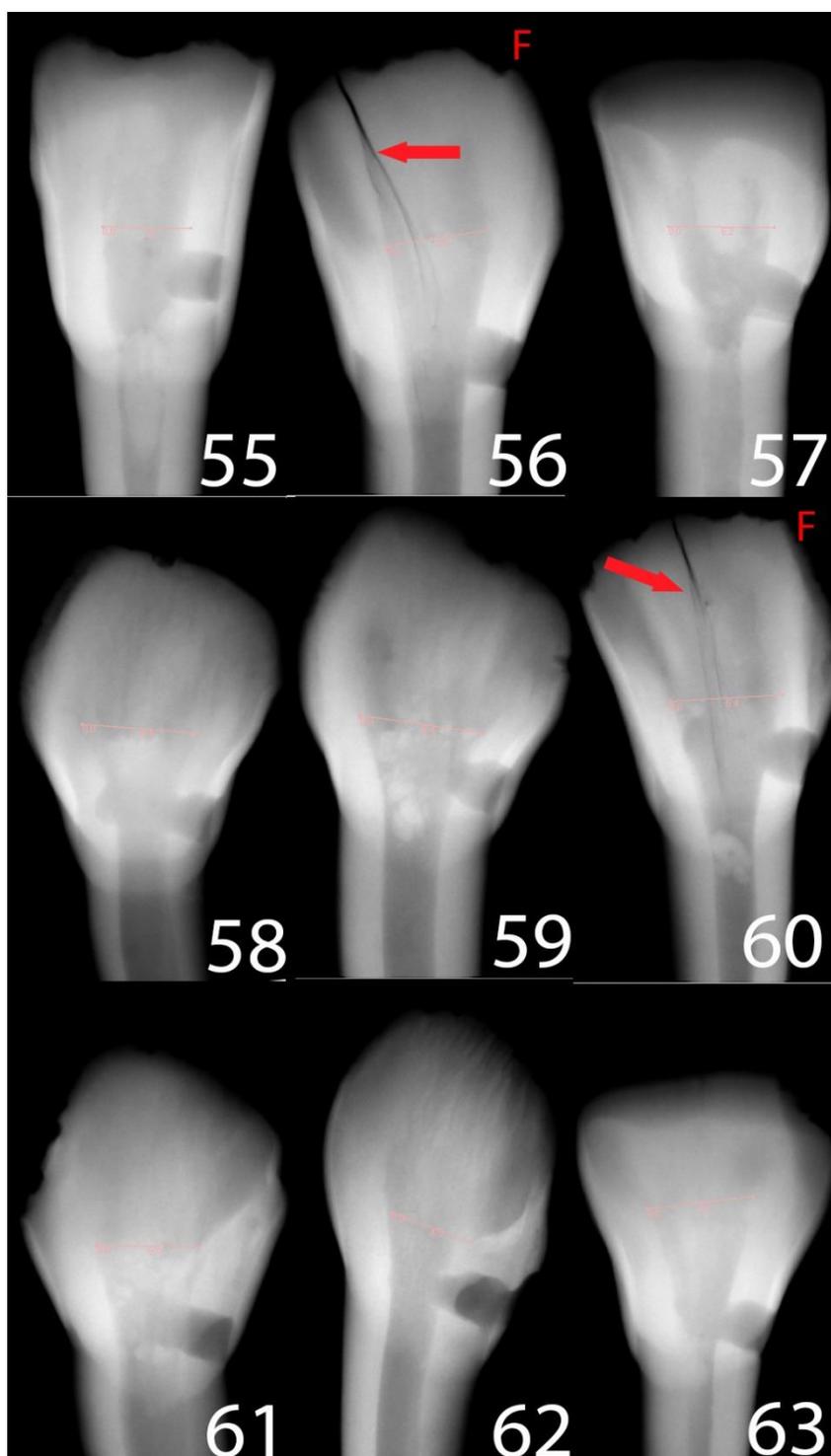
**APÊNDICE E – Tomadas radiográficas dos dentes 37 ao 45, todos aprovados para o estudo.**



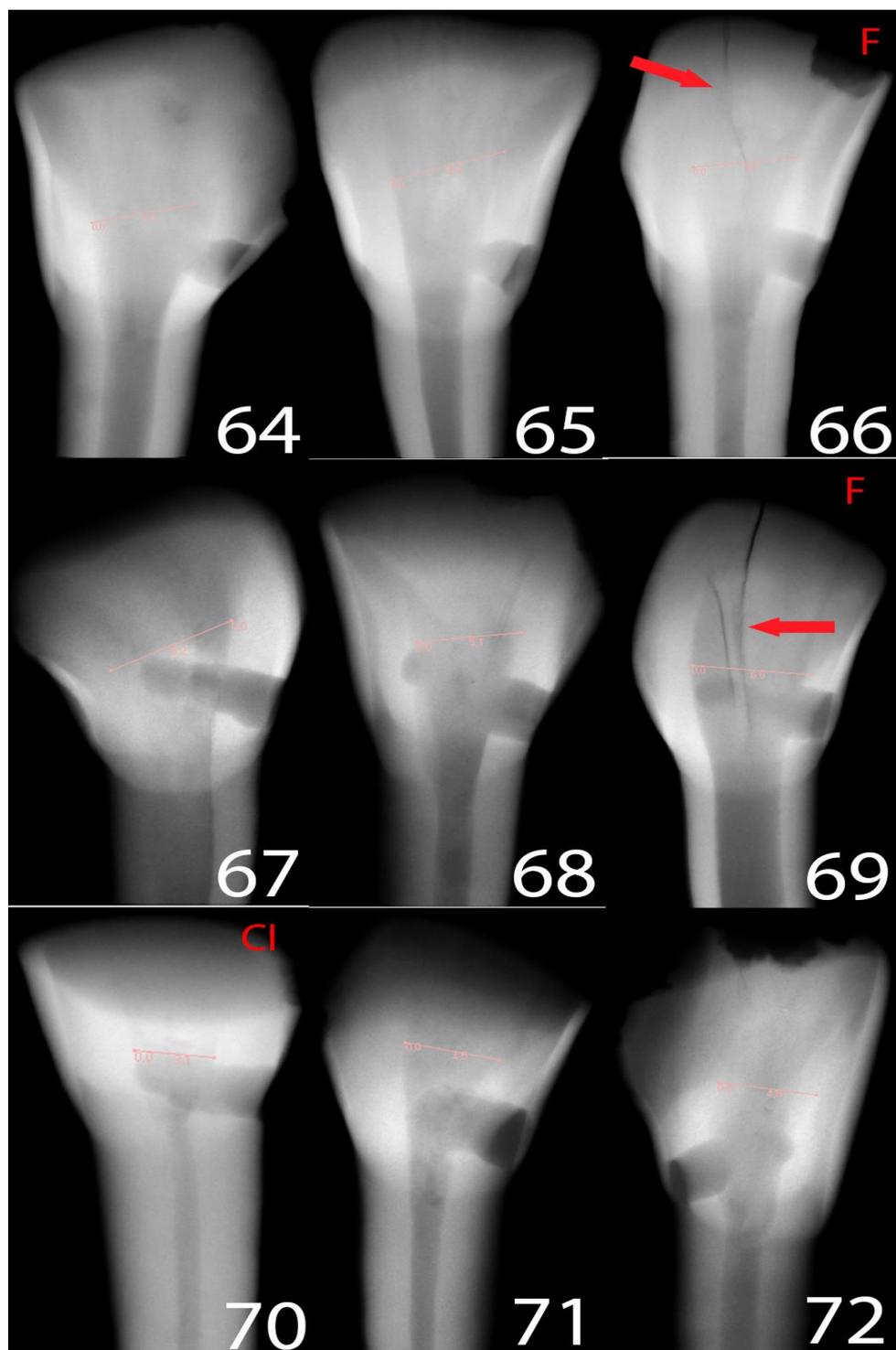
**APÊNDICE F –Tomadas radiográficas, dente 51 eliminado por perfuração radicular (PR), demais aprovados para estudo**



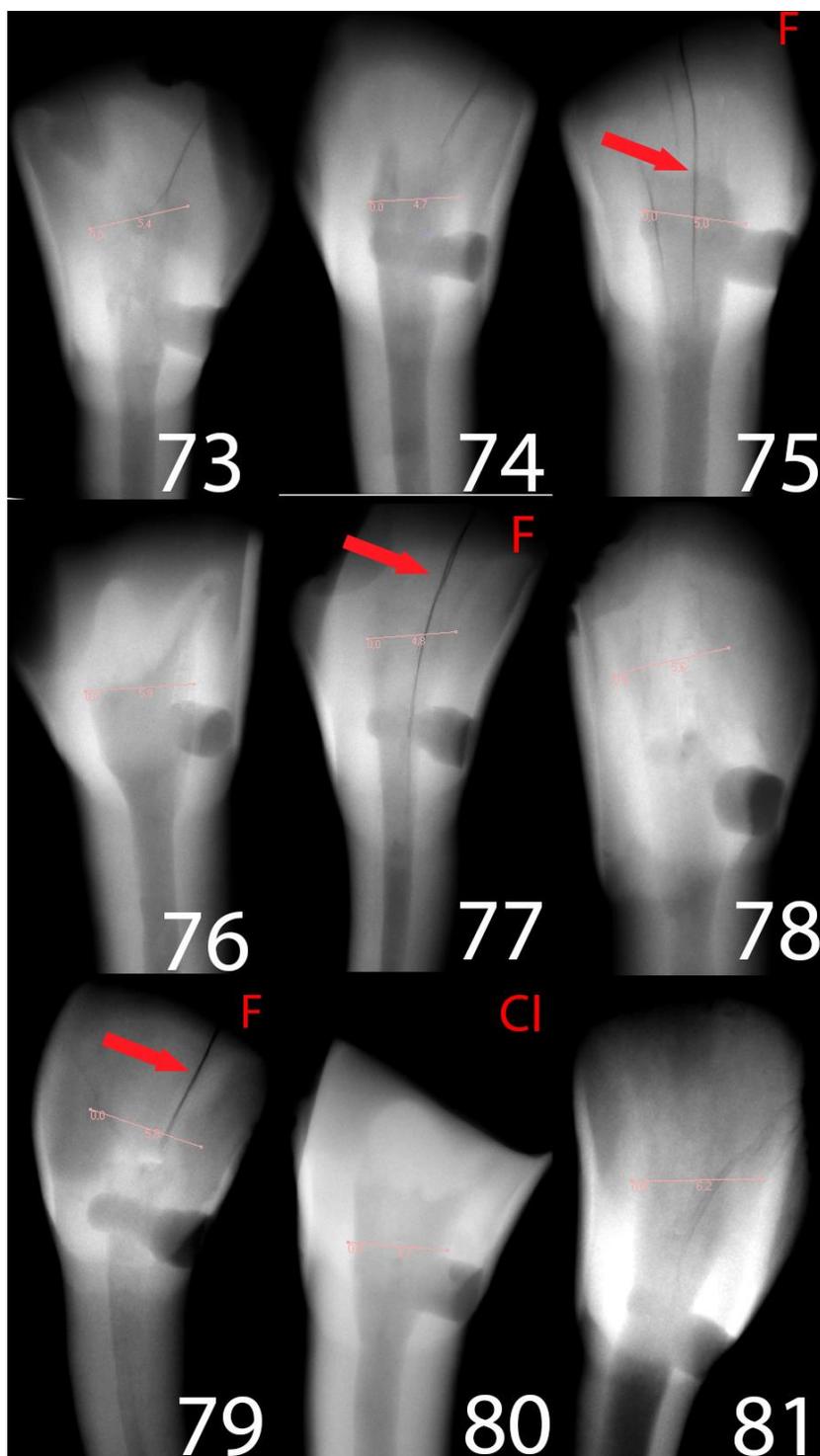
**APÊNDICE G –Tomadas radiográficas, dentes 56 e 60 eliminados por fratura (F), demais aprovados para estudo.**



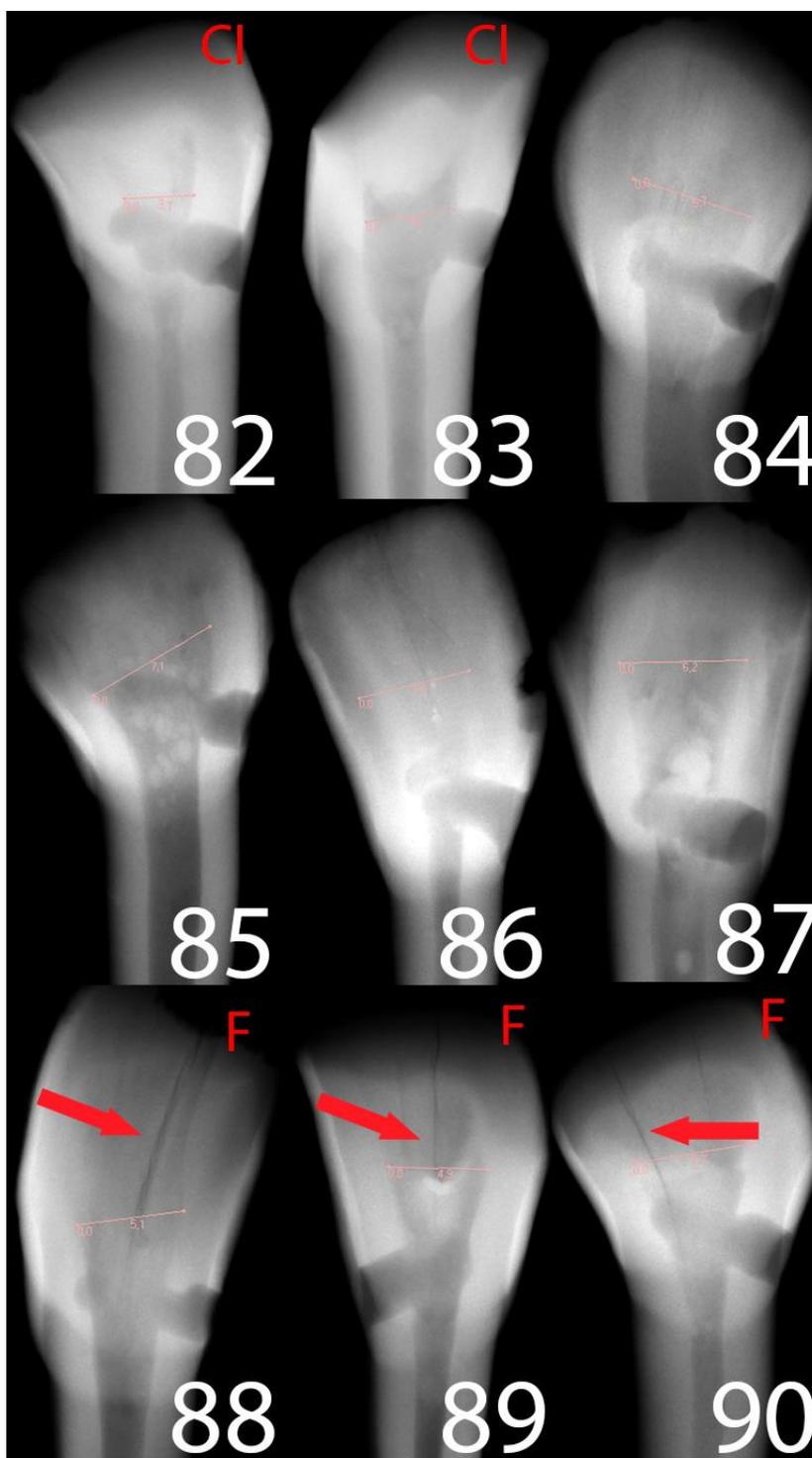
**APÊNDICE H –Tomadas radiográficas, dentes 66 e 69 eliminados por fratura (F), e dente 70 eliminado por largura de câmara insuficiente (CI), demais dentes aprovados para estudo.**



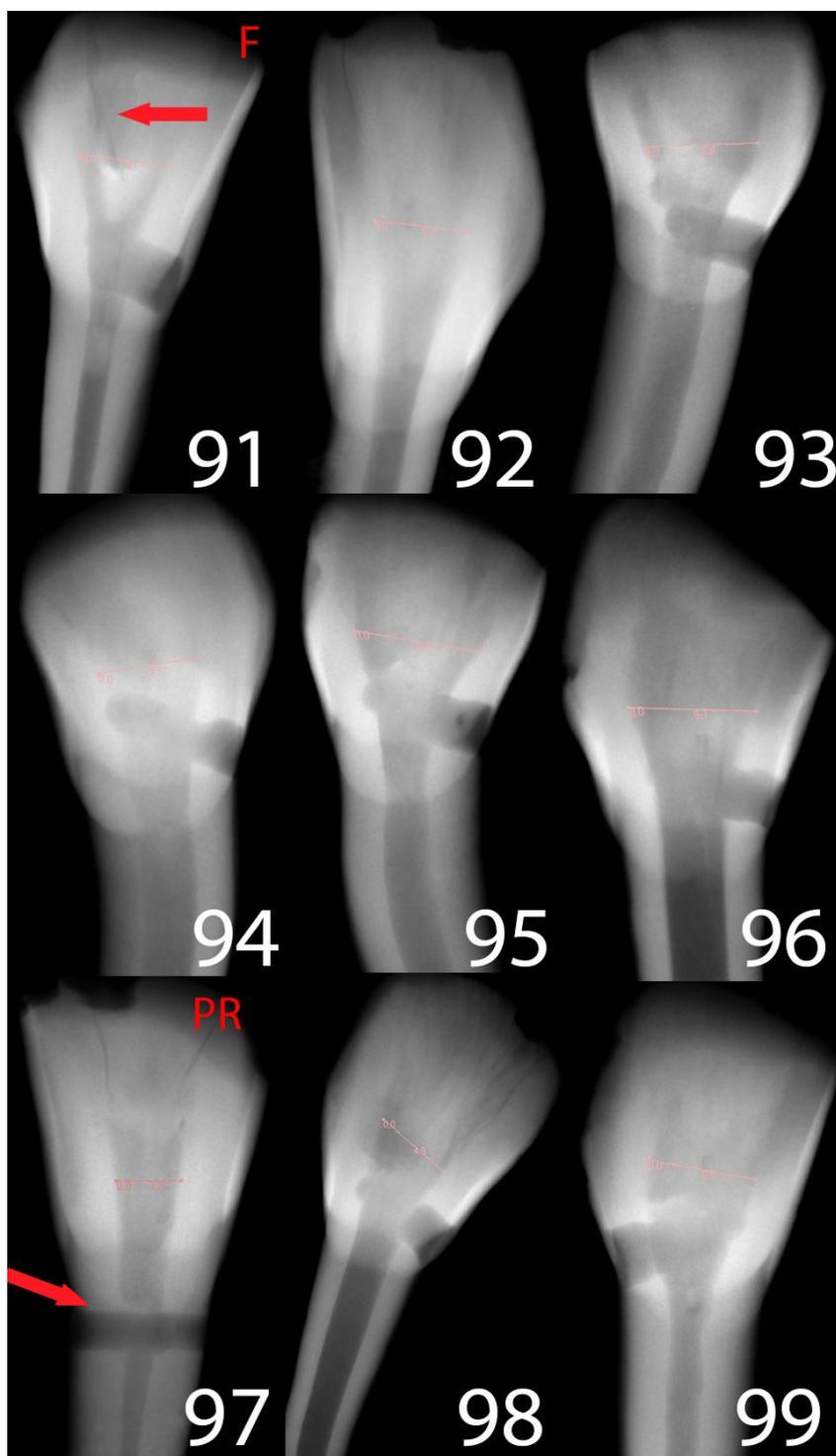
**APÊNDICE I –Tomadas radiográficas, dentes 75, 77 e 79 eliminados por fratura (F), e dente 80 eliminado por largura de câmara insuficiente (CI), demais dentes aprovados para estudo.**



**APÊNDICE J –Tomadas radiográficas, dentes 82 e 83 eliminados por largura de câmara insuficiente (CI), e dentes 88, 89 e 90 eliminados por fratura (F), demais dentes aprovados para estudo.**



**APÊNDICE K –Tomadas radiográficas, dente 91 eliminado por fratura (F), e dente 97 eliminado por perfuração radicular (PR), demais dentes aprovados para o estudo.**



**APÊNDICE L –Tomadas radiográficas dos dentes 100 ao 103, todos aprovados para o estudo.**

