

Giovanni Anselmi

Avaliação de variação de temperatura nos tecidos periodontais aquando das obturações termoplásticas – Revisão narrativa

Faculdade de Ciências da Saúde da

Universidade Fernando Pessoa

Porto, 2020

Giovanni Anselmi

Avaliação de variação de temperatura nos tecidos periodontais aquando das obturações termoplásticas - Revisão narrativa

Faculdade de Ciências da Saúde da

Universidade Fernando Pessoa

Porto, 2020

Giovanni Anselmi

Avaliação de variação de temperatura nos tecidos periodontais aquando das obturações termoplásticas - Revisão narrativa

Projeto de graduação à Universidade Fernando Pessoa
como parte dos requisitos para a obtenção do grau de
Mestre em Medicina Dentaria

Giovanni Anselmi

RESUMO

O sucesso do tratamento endodôntico depende da capacidade do médico dentista de eliminar tecido pulpar infetado através da desinfecção, instrumentação e preenchimento tridimensional do sistema de canais radiculares. Esta última fase é feita geralmente através de uma combinação de guta percha como material principal e um cimento selador endodôntico.

O objetivo deste trabalho de revisão narrativa foi investigar quais os possíveis efeitos da transferência de calor que a guta percha pode apresentar, durante as técnicas termoplásticas de obturação canal, ao nível dos tecidos periodontais.

Na realização desta revisão narrativa, foi realizada uma pesquisa bibliográfica em revistas científicas nas bases de dados *PubMed* e *Google Scholar* incluindo publicações em língua inglesa, portuguesa, espanhola e italiana.

Palavras-Chave: Guta percha, Variação térmica da guta percha, obturação termoplástica.

ABSTRACT

The success of endodontic treatment depends on the dentist's ability to eliminate pulp tissue infected by disinfection, instrumentation and three-dimensional filling of the root canal system. This last phase is usually done through a combination of gutta percha as the main material and an endodontic sealer.

An important objective during this filling is to investigate the heat transfer that gutta percha may present, which may be dependent either on the thermal transporters or on the various filling techniques used during non-surgical endodontic treatment, which may compromise the periodontal tissues.

In carrying out this narrative review, a bibliographic search was carried out in scientific journals in the PubMed and Google Scholar databases, including publications in English, Portuguese, Spanish and Italian.

Keywords: Gutta percha, Thermal variation of gutta percha, Thermoplastic filling.

DEDICATÓRIA

À minha família

AGRADECIMENTOS

Para agradecer como merecem todas as pessoas que me ajudaram neste percurso e a atingir este objetivo não chegava uma página.

Quero antes de tudo agradecer à minha orientadora Alexandra Martins pela dedicação, disponibilidade, e pelo apoio na realização deste trabalho.

Agradeço todos os docentes do curso, cada um deles tendo contribuído na minha formação e deixando algo que nunca me vou esquecer.

A todos os colegas e amigos que fizeram parte deste caminho.

A minha irmã Rossana que sempre me apoiou.

Finalmente à minha família, o mais importante de todos, porque só por mérito deles e que me permitiram a realização deste sonho, nunca vou parar de vos agradecer. Obrigado.

ÍNDICE

RESUMO	V
ABSTRACT	VI
DEDICATÓRIA.....	VII
AGRADECIMENTOS.....	VIII
ÍNDICE DE ABREVIATURAS	X
I. INTRODUÇÃO	1
1. Materiais e métodos	2
II. DESENVOLVIMENTO.....	3
1. Guta-percha	3
1.1. Fase da Guta percha	5
2. Obturação	7
2.1. Transportadores térmicos	9
2.2. Compactação vertical a quente Vs. Compactação lateral fria.....	11
III. DISCUSSÃO.....	14
IV. CONCLUSÃO	15
BIBLIOGRAFIA.....	16

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

°C	Graus Celsius
%	Porcentagem
BaSO ₄	Sulfato de bário
CLF	Condensação Lateral Fria
GP	Guta Percha
SCR	Sistema de canais radiculares
TCR	Terapia do Canal Radicular
TT	Técnica de Tagger
ZnO	Óxido de zinco

I. INTRODUÇÃO

O tratamento endodôntico consiste em diferentes procedimentos de trabalho, como o isolamento do campo operatório, o acesso à câmara pulpar, as fases de limpeza e conformação, associado à necessidade de um preenchimento tridimensional dos canais (Dioguardi *et al.*, 2020).

O selamento total e tridimensional do sistema de canais radiculares (SCR) é o componente final da tríade endodôntica. O material de longa data e mais próximo que atendeu a esse critério é a guta-percha (GP) (Rao e Vishwanath, 2019).

Muitas técnicas usando a GP estão descritas, todas envolvendo o uso da GP como material principal, juntamente com um cimento selador. O calor tem sido usado para melhorar a adaptação da GP sólida dentro da anatomia complexa do SCR, na tentativa de melhorar a qualidade do preenchimento radicular (Atmeh e AlShwaimi, 2017).

O material de preenchimento radicular utilizado não deve ser irritante para os tecidos periapicais, deve ter a menor contração possível e manter o volume estável (Yildirim, Lübbers e Yildirim, 2016).

O objetivo final do procedimento endodôntico deve ser a obturação total do espaço do canal radicular (Hammad *et al.*, 2009).

Segundo Schilder, em 1967, a necessidade biológica requer a eliminação de produtos de degradação de proteínas, bactérias e toxinas bacterianas, dos canais radiculares infetados e necróticos, que são realizados pela limpeza, conformação e obturação total do SCR (cit in: Tilakchand, Jain e Naik, 2016).

O passo final de obturação é um passo crucial na terapia endodôntica, porque o resultado terapêutico depende do selamento do SCR. Apesar de existirem muitos benefícios associados com a preservação dos dentes naturais através de terapias endodônticas, a terapia de canal radicular (TCR) pode falhar devido ao selamento inadequado de canais radiculares infetados, permitindo o crescimento bacteriano dentro do canal radicular, causando periodontite apical e abscesso (Kandaswamy e Venkateshbabu, 2010).

Schilder *et al.*, em 1967, disseram que: “O SCR possui uma anatomia complexa, caracterizada pela ocorrência de curvaturas, canais acessórios e laterais, deltas e istmos” (cit in: Maniglia-Ferreira *et al.*, 2008).

De acordo com Wene *et al.* (1984), Goldberg *et al.* (2001) e De Deus *et al.* (2002), os procedimentos de preenchimento do SCR devem preencher o canal radicular principal e canais acessórios. Estudos mostraram que a GP termoplástica é mais eficaz no preenchimento das complexidades do SCR (cit in: Gurgel-Filho *et al.*, 2006).

Com a realização desta revisão bibliográfica pretende-se avaliar os efeitos que a variação de temperatura pode ter nos tecidos periodontais durante a utilização de diferentes métodos de obturação e do uso de transportadores térmicos.

1. Materiais e métodos

Para a realização desta revisão narrativa da literatura foi realizada uma pesquisa bibliográfica utilizando as bases de dados online *Pubmed* e *Google Scholar* durante o presente ano académico. As palavras chave utilizadas foram “*Gutta percha*”, “*Thermal variation of gutta percha*”, “*Thermoplastic filling*” Quanto à escolha dos artigos, foram incluídas publicações de língua inglesa, portuguesa, espanhola e italiana, divulgados entre o 2006 e o 2020, com algumas exceções.

Foram encontrados 30 artigos, das quais só 20 resultaram ser idóneos para a realização deste trabalho, os restantes 10 artigos foram excluídos porque não se enquadravam no âmbito deste trabalho.

II. DESENVOLVIMENTO

1. Guta-percha

A história mostra que a GP tem sido usada para uma variedade de propósitos desde o século XVII. Por volta de 1656, o historiador natural inglês John Tradescant introduziu a GP na Europa e chamou-a de "mazer wood". Em 1843, o Dr. William Montgomerie introduziu a GP no Ocidente. O seu trabalho foi encaminhado ao Conselho Médico de Calcutá e recebeu uma medalha de ouro pela Royal Society of Arts em Londres. A primeira patente para a GP foi obtida em 1864 por Alexander, Cabriot e Duclos. Em 1845, Hancock e Bewley formaram a "GP Company" no Reino Unido. As pessoas ficaram apaixonadas por esse novo material que se tornou o primeiro isolamento bem-sucedido de um cabo subaquático. O seu uso multiplicou-se rapidamente na fabricação de rolhas, cimentos para tubos, fios, instrumentos cirúrgicos, vestuários, instrumentos musicais, suspensórios, persianas, tapetes, luvas, colchões, travesseiros, tendas, guarda-chuvas, bolas de golfe, bainhas para navios e barcos foram feitos inteiramente de GP (cit in: Rao e Vishwanath, 2019).

Bowman afirmou, em 1867, que havia usado a primeira GP como preenchimento de canais radiculares e desde então tem sido rotineiramente usado em endodontia. Em 1899, Obach descreveu as propriedades físicas dos diferentes tipos da GP de acordo com sua origem e relata que ela se torna macia a cerca de 40-49°C e flexível a cerca de 61-78°C. Segundo Saunders *et al.* (1993) uma plastificação insuficiente da GP influencia negativamente a qualidade do selamento do SCR e, conseqüentemente, o prognóstico para o sucesso do tratamento (cit in: Marroquin *et al.*, 2015).

Atualmente a GP é considerado o material de eleição para o selamento do canal radicular, devido às suas características físicas, biológicas e termomecânicas. Embora a GP ofereça inúmeras vantagens, incluindo biocompatibilidade, eficiência de custos, facilidade de remoção e um longo histórico de uso. Qualquer método de aquecimento da GP resultará em 1-2% de retração do material do núcleo. A exposição ao ar e à luz ao longo do tempo pode resultar em fragilidade da GP (Barattolo e Santarcangelo, 2011).

A GP é obtida submetendo a vários ciclos térmicos, extraída naturalmente da resina e da seiva de árvores pertencentes ao gênero *Palaquium* (família Sapotáceas), que crescem principalmente no sudeste da Ásia; existem muitas espécies do gênero *Palaquium* que produzem GP, das quais quatro são encontradas na Índia:

- *P. obovatum-Assam*
- *P. polyanthum-Assam*
- *P. ellipticum-ghats ocidental*
- Jardim botânico de *P. gutta-Lalbagh*, Bengaluru, Karnataka.

Sendo a GP um látex natural obtido da seiva da árvore, é importante durante o processamento permitir que esse fluido evapore e coagule ao sol produzindo um látex duro, durável, não quebradiço e não elástico, que pode ser flexibilizado novamente quando aquecido a temperaturas acima de 50°C e, em seguida, mantém qualquer forma fornecida durante o resfriamento (Rao e Vishwanath, 2019).

Para uso em Medicina Dentária, outros ingredientes são adicionados à matéria-prima para melhorar as propriedades do uso endodôntico. A GP dentária consiste em óxido de zinco (ZnO) (33-62,5%), GP (19-45%), sulfato de bário (BaSO₄) (1,5-31,2%), ceras e plásticos (1-4,1%), além de vários corantes (1,5-3,4%). A adição de BaSO₄ serve para a opacidade dos raios X; as ceras e os plásticos atuam como plastificantes (Yildirim, Lübbers e Yildirim, 2016).

De acordo com Moorer *et al.* (1982) o principal conteúdo do cone é o ZnO, tendo alguma interação química com a GP, que parece ser responsável por algumas propriedades antibacterianas e funciona como agente vulcanizante. Altos níveis de ZnO tendem a aumentar a fragilidade e a reduzir o fluxo do material. No ano de 1989, Marciano *et al.* afirmaram que: “a plasticidade do cone é devida ao conteúdo relativamente baixo da GP onde o aumento nessa proporção leva à fragilidade do cone”. Estudos feitos por Friedman *et al.* (1977) mostraram que a resistência à tração e ao escoamento estão significativamente correlacionadas à percentagem da GP, no entanto, outras características como resiliência, módulo de elasticidade e resistência à tração final não estão relacionadas; assim a adição de pequenas quantidades de plastificantes aumenta a flexibilidade e a compactação do cone (cit in: Aminzadeh, Azimi e Shenan, 2006).

A seguir Friedman *et al.* (1977) demonstraram que a propriedade da viscoelasticidade é crítica durante a condensação da GP em procedimentos de obturação que permitem a deformação plástica do material sob carga contínua, causando fluxo do material (cit in: Rao e Vishwanath, 2019).

Tem sido demonstrado que a termoplasticidade da GP depende diretamente da sua composição química, sendo maior no seu estado puro do que quando industrializada. A quantidade das substâncias inorgânicas adicionadas, bem como as alterações térmicas induzidas durante o

processo de fabricação do cone, pode afetar as propriedades do material (Nascimento *et al.*, 2010).

Diferentes estudos mostram qual parâmetro é importante, durante as etapas de preenchimento da raiz, em aplicações clínicas, ao escolher a temperatura ideal para fazer fluir o cone da GP. Durante o tratamento clínico, a GP deve ser plastificada sob condições adequadas e controladas, para não ser permanentemente alterada e/ou perder suas características químicas (Maniglia-Ferreira *et al.*, 2008).

1.1. Fase da Guta percha

Goodman *et al.*, em 1974, demonstraram que a GP existe na natureza sob a forma de um polímero de isopreno, tendo a molécula desse polímero orgânico, como aspeto característico, pequenas unidades simples formando uma cadeia longa de alto peso molecular, de átomos ligados por covalência (cit in: Maniglia-Ferreira *et al.*, 2013).

Segundo Schilder *et al.* (1974) o seu tamanho elevado e a estrutura em cadeia resultam em campos de atração entre moléculas individuais (ligações de Van der Waals). O mesmo autor, referiu que esta união, aliada ao comportamento físico das cadeias longas, conferem propriedades interessantes e únicas a toda a estrutura (cit in: Maniglia-Ferreira *et al.*, 2008).

A interação mecânica entre ligações das cadeias de polímeros varia com o comprimento da molécula e a orientação e característica dos seus radicais livres, havendo diferenças mecânicas e térmicas muito grandes, mesmo quando há pequena mudança na orientação das ligações de dois polímeros ao contrário (isomerismo) (cit in: Alhashimi *et al.*, 2013).

Friedman *et al.* (1977) verificaram que a GP é um material termoplástico e viscoelástico que é sensível à temperatura, afetando o estado físico e o arranjo molecular do polímero linear. Em faixas de temperatura ambiente, existe em estado rígido e sólido. Torna-se quebradiço com a exposição prolongada à luz e ao ar devido à oxidação. Torna-se macio a 60°C e derrete a uma temperatura de 95°C a 100°C, com degradação parcial. A diminuição da temperatura aumenta a resistência e a resiliência e vice-versa, especialmente quando a temperatura excede 30°C (cit in: Rao e Vishwanath, 2019).

Do ponto de vista químico, a GP é um poliisopreno, composto por várias subunidades de isopreno. Segundo Marciano *et al.* (1993) na cadeia de poliisopreno podem existir quatro tipos estereoquímicos 1-2, 3-4, 1-4 cis e 1-4 trans. Marciano *et al.* (1993) descobriram a deteção de

concentrações menores de 1-4 cis, indicando assim que a maioria dos cones comerciais continha 1-4 trans (cit in: Aminzadeh, Azimi e Shenan, 2006).

O poliisopreno (1-4 trans) é um dos componentes da GP usada na Medicina Dentária e representa 14,5–21,8% de seu peso. Infelizmente, a degradação do poliisopreno pode ocorrer como resultado de vários fatores, como envelhecimento, aumento da temperatura, exposição à luz e alterações ambientais, químicas e biológicas (Maniglia-Ferreira *et al.*, 2008).

Foi relatado que os produtos da GP sofreram algumas alterações após a fabricação, que inicialmente se pensava serem devidos a processos oxidativos, mas que mais tarde foram relatados mais devido à transformação do polímero da GP em uma forma cristalina (Miner *et al.*, 2006).

Bunn *et al.*, em 1942, relataram que o polímero GP poderia existir em duas formas cristalinas distintamente diferentes, que ele denominou modificações "alfa" e "beta". Essas formas eram isômeros "trans", diferindo apenas na configuração de ligação única e na distância de repetição molecular e, portanto, podiam ser convertidas uma na outra (cit in: Rao e Vishwanath, 2019).

A seguir também Schilder *et al.* (1974), confirmaram que a GP apresenta dois picos endotérmicos. O primeiro pico endotérmico (aproximadamente entre 42 e 49°C) onde ocorria transformação da fase β cristalina na fase α -cristalina. O segundo pico (aproximadamente entre 50 e 59°C) é devido à conversão da forma α -cristalina em uma GP amorfa. Deve-se notar que essas temperaturas para GP endodôntica comercial serão ligeiramente diferentes, uma vez que esses valores de temperatura são para GP pura (cit in: Nascimento *et al.*, 2010).

Como a fase α é pegajosa e fluida, é utilizada no processo termoplástico, devido à consistência suave, não é adequado para a tecnologia de frio convencional, porque não pode ser condensado o suficiente (Yildirim, Lübbers e Yildirim, 2016).

Miner *et al.* (2006) relataram que o ponto de fusão da GP ocorre a 60°C.

A GP de ocorrência natural existe na fase α -cristalina e se a α -GP é resfriada a uma temperatura superior a 0,5°C por hora, pode ser transformado na fase β . A GP tem sido descrita como existindo extensivamente no estado β semicristalino, embora alguns fabricantes afirmem produzir uma GP fase α (Roberts, Kirkpatrick e Bergeron, 2017).

O pensamento aceita segundo Leeper *et al.* (1952) sobre a existência de uma forma α ou β da GP baseia-se no movimento rotativo estereoquímico das unidades de carbono em torno das unidades de isopreno. Pensa-se que as unidades de carbono oscilam entre duas, senão três

posições preferidas, limitadas devido a ligações de valência em átomos de carbono adjacentes. Ainda este autor refere que a uma temperatura ambiente, no estado mais cristalino ou ordenado, essas oscilações são limitadas em uma posição estereoquímica que identifica a cadeia como na configuração α ou β . Assim, a forma obtida depende da estabilidade térmica da mistura comercial específica. De acordo com o conhecimento consolidado, as amostras da GP dentária provavelmente deveriam existir em um estado amorfo com as fases α e β (cit in: Roberts, Kirkpatrick e Bergeron, 2017).

A boa biocompatibilidade, o bom selamento contra a umidade, a não reabsorção e a possibilidade de armazenamento estéril são propriedades da GP que explicam o amplo uso em Medicina Dentária. Por outro lado, se armazenada por muito tempo, a influência da luz e do calor faz com que a GP se torne frágil e quebradiça (Yildirim, Lübbers e Yildirim, 2016).

Um rápido aumento da temperatura acima de 70°C deve causar a liquefação do material e um subsequente resfriamento rápido deve favorecer a formação de um material principalmente na fase β . Tornou-se evidente, segundo Schilder *et al.* (1985) que o fator determinante do ponto de fusão das fases da GP depende da forma de arrefecimento, que por seu lado controla a extensão e características da cristalização do material quando este solidifica. Até agora, o consenso da investigação científica sugere que as formulações comerciais da GP endodôntica existem em grande parte no estado β semicristalino, enquanto algumas formas α foram relatadas à temperatura ambiente (cit in: Roberts, Kirkpatrick e Bergeron, 2017).

Os cones da GP apresentam diferentes propriedades de termoplastificação, sendo esta característica importante na seleção das técnicas de obturação termoplásticas (Nascimento *et al.*, 2010).

Como Bunn *et al.* (1942) apontaram: “a fase α -semicristalina está associada a um encolhimento menor devido ao aquecimento comparado à fase β e provavelmente foi projetada para fornecer um melhor selamento apical” (cit in: Roberts, Kirkpatrick e Bergeron, 2017).

Deve-se tomar cuidado ao aplicar técnicas de aquecimento em cones de GP durante os procedimentos de obturação. A termocompactação e a técnica de condensação vertical com fontes de calor não controladas promovem aquecimento intracanal excessivo, causando degradação do polímero GP (Maniglia-Ferreira *et al.*, 2008).

2. Obturação

O objetivo da obturação é selar o SCR, após limpeza, conformação e desinfecção e evitar a

reinfeção (Miner *et al.*, 2006).

Além da técnica tradicional de preenchimento do canal radicular por condensação lateral, várias técnicas usando GP foram desenvolvidas, uma dessas é a técnica da GP quente que tem sido amplamente utilizada para o preenchimento dos canais radiculares, pois fornece preenchimento denso homogêneo em pouco tempo em comparação com o método de compactação lateral (Moon *et al.*, 2014).

As técnicas que promovem a termoplastificação da GP dependem das propriedades físicas e químicas do material (Sant'Anna-Junior *et al.*, 2009).

A GP quando aquecida, permite que o poliisopreno, possa ser degradado, resultando numa perda de estabilidade do material e redução da massa molar. Isso pode afetar negativamente a capacidade de selamento do preenchimento de raízes em diferentes níveis de calor com diferentes tipos e marcas de GP (Maniglia-Ferreira *et al.*, 2008).

Na técnica GP quente, uma barra termoplástica GP ou material termoplástico revestido em um suporte é amolecido por meio de uma pistola de aquecimento ou forno e injetado ou inserido nos canais radiculares. Friedman *et al.* (1977) apontaram que a GP é indicada como um material termoplástico, que amolece e flui a temperaturas elevadas. Esta termoplasticidade dependente da temperatura dos polímeros e é vantajosa para o preenchimento tridimensional das raízes. Para permitir que o material termoplástico da GP amoleça e flua, é necessário aquecimento a alta temperatura. A fluidez da GP nas temperaturas de injeção e compactação é uma propriedade importante. Um material GP termoplástico ideal seria amolecido a uma temperatura o mais baixa possível com fluidez suficiente para preencher o SCR mantendo a capacidade de se transformar em um estado sólido quando arrefecido à temperatura corporal (cit in: Moon *et al.*, 2014).

A seleção de uma técnica termoplástica está diretamente relacionada à transferência de calor para um material de preenchimento do canal radicular. No entanto, temperaturas muito altas podem causar degradação da GP e retração (Sant'Anna-Junior *et al.*, 2009).

Molyvdas *et al.* (1989) afirmaram que a termoplasticidade da GP causa um aumento de temperatura no interior do canal radicular que é dissipado na superfície externa da raiz. Há relatos de que aumentos de temperatura podem causar danos aos tecidos circundantes. Esse aquecimento varia de acordo com a técnica utilizada e se o calor subir acima de 10°C no corpo humano, o fluxo sanguíneo será interrompido e ocorrerá necrose óssea (cit in: Beraldo *et al.*, 2016).

O osso é mais suscetível à lesão térmica do que a membrana periodontal, devido ao seu menor grau de vascularização. Portanto, o conhecimento da geração de calor durante procedimentos endodônticos, a condutividade térmica dos tecidos dentários e a capacidade de dissipação de calor dos tecidos periodontais são essenciais para evitar complicações relacionadas ao calor (Dimopoulos *et al.*, 2017).

Por conseguinte, um aumento de 10°C é o limite para preservar os tecidos dentários circundantes (cit in: Beraldo *et al.*, 2016).

Foi relatado que a temperatura da superfície das raízes com uma fina parede de dentina aumentou além desse limiar quando os canais foram preenchidos com técnicas termoplásticas da GP (Lipski *et al.*, 2006).

Embora a dentina seja um isolante relativamente bom, um aumento de temperatura nas superfícies radiculares externas com consequente reação óssea alveolar foi relatado após o uso de algumas técnicas comuns de obturação assistidas por calor. Raízes com defeitos de reabsorção interna têm áreas de finas paredes dentinárias, comparadas com raízes sem reabsorção. Portanto, o aumento da temperatura na superfície da raiz externa deve ser considerado ao preencher o canal com técnicas termoplásticas da GP (Moon *et al.*, 2014).

2.1. Transportadores térmicos

Segundo Wu (2002) o calor tem sido usado para melhorar a adaptação da GP sólida dentro da anatomia complexa do canal radicular, na tentativa de melhorar a qualidade do selamento e do preenchimento radicular (cit in: Atmeh, Hadis e Camilleri, 2020).

Vários dispositivos de aquecimento foram desenvolvidos para aquecer a GP para procedimentos clínicos. Esses sistemas consistem basicamente em um aquecedor elétrico com temperatura controlada que aquece um *plugger* metálico. Castellucci (1993) demonstrou que na técnica originalmente descrita por Schilder, as únicas ferramentas necessárias para realizar o preenchimento do canal radicular com GP termoplástica eram os obturadores de aço (*plugger*) o transportador de calor, que nada mais é do que um espalhador cuja ponta é aquecida sobre uma chama até vermelho cereja, a fim de transferir calor para o cone dentro do canal (cit in: Barattolo e Santarcangelo, 2011).

Eriksson *et al.* (1983) apontaram que a complexidade da arquitetura tridimensional do SCR em alguns casos impede o posicionamento do *plugger* aquecido próximo ao ápice radicular; assim, a temperatura pode ser insuficiente para aquecer a GP adequadamente na região apical. Por

outro lado, níveis mais altos de temperatura do plugger podem ser prejudiciais para os tecidos envolvidos na articulação do dente (ligamento periodontal) (cit in: Simeone *et al.*, 2014).

Castellucci (1993) demonstrou que o princípio que regula o uso de pluggers baseia-se no fato de que eles devem exercer pressão sobre a maior superfície possível da GP amolecida, sem fazer contato com as paredes dentinárias. O calor, que era originalmente fornecido pela chama de um queimador de bunsen com o qual a ponta do transportador de calor era incandescente (até à “cor vermelho cereja”); atualmente dependendo das várias técnicas que se utilizam é fornecido por dispositivos elétricos especiais (Barattolo e Santarcangelo, 2011).

Foram propostos diferentes sistemas de aquecimento endodôntico para garantir o aquecimento correto dos cones da GP após sua colocação nos canais radiculares instrumentados. Em particular, um desses sistemas combina o procedimento de aquecimento com condensação vertical, a fim de obter a pressão correta na GP que exigem muito esforço e permitem a distribuição homogênea do preenchimento no terço apical do sistema endodôntico. Este dispositivo é chamado de fonte de calor do “System B” (Analytic Technology, Redmond, WA, EUA) e a sua aplicação clínica está relacionada a uma técnica de condensação vertical modificada chamada “onda contínua de condensação” (Dimopoulos *et al.*, 2017).

Alem do *System B*, existem vários sistemas usados para plastificar a GP como: *Touch'n Heat* (TH) e Técnica de Tagger (TT).

A principal vantagem do TH é a simplicidade da técnica, na qual o *downpack* da GP pode ser alcançado em 1 movimento contínuo com 1 plugger aquecido. Outras vantagens decorrentes do uso do calor TH são uma maior velocidade da técnica, mas, sobretudo, um controle perfeito do momento e da quantidade de calor trazido para dentro do canal, com conseqüente menor risco de queimar o paciente e menor risco de remover todo o cone do canal. A técnica de Tagger (TT) utiliza termoplastia com condensadores de guta nos cones da GP no interior do SCR. Existe uma hipótese de que o atrito produzido entre o condensador de guta, a GP e a parede do canal radicular pode causar um aumento de temperatura, que pode ser transferido para a superfície externa (cit in: Beraldo *et al.*, 2016).

Embora a transformação de fase da GP ocorra a cerca de 60°C, muitos dos portadores de calor disponíveis são programados a 200°C ou acima (Viapiana *et al.*, 2014; Atmeh, Hadis e Camilleri, 2020).

Os profissionais devem estar conscientes das temperaturas reais geradas por esses dispositivos e da adequação dos seladores a serem usados nos níveis de temperatura atingidos. Vários

estudos verificaram que o calor real gerado pelos transportadores não atinge a temperatura definida no mostrador do equipamento (Viapiana *et al.*, 2015).

Isso pode ser benéfico, já que os altos níveis de temperatura recomendados para a compactação a quente (180°C - 200°C) seriam prejudiciais ao periodonto (Atmeh, Hadis e Camilleri, 2020).

Em 2014, Viapiana *et al.* afirmaram que: “O calor pode ser ainda mais atenuado pela capacidade de dissipação de calor dos dentes, bem como pelos seladores endodônticos que reduzem ainda mais a temperatura conduzida às superfícies das raízes”.

Isso explica o aumento mínimo na temperatura da superfície externa da raiz alguns graus acima da temperatura corporal durante o aquecimento (Viapiana *et al.*, 2015; Atmeh, Hadis e Camilleri, 2020).

É importante fornecer um incremento de temperatura de pelo menos de 5°C para suavizar a GP e se beneficiar da compactação a quente. A distância entre o calor e o ápice da raiz é provavelmente o fator mais importante que afeta os níveis de temperatura de pico no ápice da raiz. Diferentes estudos demonstraram que ao posicionar o aquecedor a uma distância de 5 mm do ápice da raiz, os níveis de temperatura de pico eram inferiores a 40°C e, portanto, não eram suficientes para amolecer a GP (De Santis *et al.*, 2010).

Portanto, a forma do plugger de calor também é importante para superar as restrições geométricas relacionadas à complexidade da arquitetura tridimensional do SCR, o que impede a inserção profunda do plugger de calor no canal radicular. A aplicação prolongada de calor pode comprometer os tecidos e afetar a integridade dos seladores (Atmeh e AlShwaimi, 2017).

2.2. Compactação vertical a quente Vs. Compactação lateral fria

As técnicas termoplásticas da GP têm sido usadas na maioria dos tratamentos endodônticos realizados em todo o mundo, porque apresentam vantagens, como um tempo mais curto para preencher e melhor preenchimento, do que a condensação lateral fria (CLF) (cit in: Beraldo *et al.*, 2016).

Desde 1967, quando Schilder *et al.* introduziram a técnica de condensação vertical da GP aquecida, um grande número de métodos termoplásticos tem sido proposto para melhorar o selamento dos canais radiculares (cit in: Nascimento *et al.*, 2010).

A técnica de obturação com cone único tem sido considerada menos eficaz no preenchimento dos canais radiculares que a condensação vertical com GP aquecida. Entretanto, a técnica de

cone único tem sido utilizada em técnicas associadas aos preparos com sistemas rotatórios com conicidade (Taper). A obturação endodôntica após preparo com instrumentos de níquel titânio pode possibilitar espaços vazios pela técnica de cone único, sendo sugerida complementação por cones acessórios ou por técnica termoplástica (Nascimento *et al.*, 2010).

Monticelli *et al.* (2007) compararam dois sistemas de obturação com cone único à condensação vertical com GP aquecida e verificaram que o selamento apical com cone único foi inferior. O emprego de técnica de obturação termoplástica tem sido sugerido para melhor selamento do SCR.

O preenchimento dos canais por compactação termoplástica da GP tem sido recomendado porque sela o SCR reduzindo o conteúdo microbiano (Zhang *et al.*, 2011).

Buchanan (1996) demonstrou que a técnica de compactação vertical a quente fornece uma adaptação superior a irregularidades na parede do canal, como a região oval e um preenchimento mais completo dos canais laterais (cit in: Barattolo e Santarcangelo, 2011).

Nos estudos de Dulac *et al.* (1999) demonstraram que a compactação vertical quente da GP leva a resultados significativamente melhores que o método de compactação lateral no que diz respeito à homogeneidade do preenchimento do canal radicular e à capacidade de selamento. A seguir Schilder *et al.* (1967) demonstraram que a maior qualidade dos preenchimentos do canal radicular com GP compactada verticalmente é refletida por uma taxa de sucesso clínico significativamente mais alta do tratamento do canal radicular usando esse método (cit in: Venturi *et al.*, 2007).

De acordo com alguns estudos (Viapiana *et al.*, 2015; Mc Cullagh *et al.*, 2000), que compararam a geração de calor nas superfícies radiculares, durante a aplicação da compactação vertical quente, usando várias unidades de obturação comercialmente disponíveis, que apresentam uma temperatura predefinida de 200°C (recomendada), propuseram que o aquecimento suprafisiológico da superfície da raiz possa ser induzido, principalmente devido à aplicação clínica inadequada dessa técnica. As diferenças no aumento da temperatura nas superfícies radiculares durante a compactação vertical podem ser parcialmente explicadas de acordo com a temperatura realmente gerada pela fonte de calor (cit in: Diegritz *et al.*, 2019).

Stephan *et al.* (1973) e Jarret *et al.* (2004) afirmaram que a CLF comparada com a GP aquecida não preenche efetivamente o SCR, mas geralmente deixa lacunas e uma distribuição desigual do selante, além de que o nível de força usado para compactar a GP podem resultar em fratura da raiz (cit in: Farias *et al.*, 2016; Simeone *et al.*, 2014).

Além disso, a GP aquecida fornece um preenchimento mais denso e homogêneo do canal radicular com uma percentagem menor de espaços vazios e maior massa da GP que a CLF (Canakci, Sungur e Er, 2019).

No entanto, alguns estudos (Floren *et al.*, 1999; Ulusoy, Yılmazoglu e Gorgul, 2014), também mostraram que o calor usado para plastificar a GP favorece um aumento de temperatura na superfície da raiz externa. Aumentar até 10°C, continuando por 1 minuto, não é prejudicial, o que é compatível com o reparo ósseo normal, mas temperaturas mais altas ou tempos de aplicação mais longos podem causar danos ao ligamento periodontal e necrose óssea (cit in: Beraldo *et al.*, 2016; Ulusoy, Yılmazoglu e Gorgul, 2014).

Esse aquecimento varia de acordo com a técnica utilizada e se o calor subir acima de 10°C no corpo humano, o fluxo sanguíneo será interrompido e ocorrerá necrose óssea. Portanto, um aumento de 10°C é o limite para a preservação dos tecidos dentários circundantes (cit in: Beraldo *et al.*, 2016).

Schilder *et al.* (1967) demonstraram que a técnica de compactação vertical a quente envolve a fonte de uso de calor para suavizar os cones de GP e adaptá-los ao SCR. Craig e Peyton (1961) descobriram que vários parâmetros influenciam o aquecimento da GP durante a compactação vertical, principalmente porque os SCR são complexos e estreitos. O principal parâmetro a ser considerado é a baixa capacidade condutora de calor da dentina; outros fatores que influenciam o aquecimento da GP são a espessura da dentina, a dimensão das raízes residuais e a circulação sanguínea perirradicular. Essas técnicas, entretanto, exigem um maior controle longitudinal, pois existe maior probabilidade de ocorrer extravasamento de material além do comprimento de trabalho, trazendo como consequência agressões aos tecidos periapicais pela presença física do material obturador, influenciando na reparação pós-tratamento endodôntico, em virtude do desencadeamento de intensas reações inflamatórias em curto prazo e posteriormente reações crônicas como resposta a presença de corpo estranho. Estas reações promovem atraso ou impedem a reparação dos tecidos adjacentes ao material extravasado, podendo provocar em casos mais graves, danos químicos e mecânicos em estruturas anatómicas adjacentes ao ápice dos dentes envolvidos (cit in: Venturi *et al.*, 2007).

III. DISCUSSÃO

Existem muitas diferenças de pensamento entre vários autores nas várias publicações sobre os diferentes métodos de obturação de um material termoplástico em comparação com a variação de temperatura nos tecidos periodontais assim como a utilização de transportadores térmicos.

O uso de técnicas termoplásticas de preenchimento da GP é uma abordagem de tratamento comum; no entanto, o preenchimento de canais com técnicas quentes de GP demonstrou aumentar a temperatura da superfície da raiz, o que pode causar danos potenciais aos tecidos circundantes (Ulusoy, Yilmazoglu e Gorgul, 2014).

Vários estudos *in vitro* registaram diferentes valores de temperatura da GP durante a técnica de compactação vertical quente. Os diferentes resultados provavelmente dependem de três fatores: a dimensão dos canais, a temperatura periradicular e do uso de um sistema de termodispersão que pode simular a circulação sanguínea periradicular, mantendo-a a uma temperatura constante de 37°C. Em geral, nos canais estreitos, há uma pequena área de contato entre a ponta do instrumento e a parte coronal da GP apical, reduzindo a transferência de calor. Estudos anteriores revelaram que os portadores de calor tradicionais e o Touch'n Heat podem criar um aumento de 10°C na superfície externa da raiz, enquanto a Fonte de Calor System-B normalmente não atinge esse nível. Alguns estudos confirmaram a segurança do uso clínico da Fonte de Calor do System-B. Além disso, em condições clínicas normais, o cimento endodôntico, aumentando o isolamento térmico do SCR, reduz a possibilidade de causar danos aos tecidos perirradiculares usando a Fonte de Calor System-B (Venturi *et al.*, 2007).

IV. CONCLUSÃO

Durante a obturação termoplástica, para evitar dano nos tecidos periodontais, além de escolher uma técnica de obturação que reduz o aporte de uma quantidade de calor excessiva no interior do canal radicular, é oportuno, sempre dependendo do tipo de técnica utilizada, escolher um transportador térmico (plugger) com diâmetro adequado para permitir uma correta obturação.

É recomendado de não subir acima de 10°C o calor do corpo humano, sendo este o valor limite para a preservação dos tecidos circundantes, assim como a aplicação de calor do plugger superior a 1 minuto pode comprometer o tecido periodontal.

No entanto as variações de temperatura nos tecidos periodontais durante as obturações termoplásticas são ainda hoje questionáveis, sendo assim necessários mais estudos, para entender como a temperatura pode variar durante as obturações termoplásticas.

BIBLIOGRAFIA

- Alhashimi, R. *et al.* (2014). Fabrication and characterization of polymer composites for endodontic use. *International Endodontic Journal*, 47(6), pp. 574-82.
- Aminzadeh, N., Azimi, S. S., Shenasa, M. H. (2006). Component Analysis of Four Commercial Brands of Gutta-Percha. *Iranian Endodontics Journal*, 1(2), pp. 49-52.
- Atmeh, A. R. e AlShwaimi, E. (2017). The Effect of Heating Time and Temperature on Epoxy Resin and Calcium Silicate-based Endodontic Sealers. *Journal of Endodontics*, 43(12), pp. 2112-2118.
- Atmeh, A. R., Hadis, M., Camilleri, J. (2020). Real-time chemical analysis of root filling materials with heating; guidelines for safe temperature levels. *International Endodontic Journal*, 53(5), pp. 698-708.
- Barattolo, R. e Santarcangelo, F. (2011). Filling the root canal system with warm gutta-percha: principles materials and techniques. *Giornale Italiano di Endodonzia*, 25(3), pp. 112-124.
- Beraldo, D. Z. *et al.* (2016). Temperature Changes on External Root Surfaces with the Use of Several Thermoplastic Filling Techniques. *American Association of Endodontists*, 42(7), pp. 1131-1134.
- Canakci, B. C., Sungur, R., Er, O. (2019). Comparison of warm vertical compaction and cold lateral condensation of α , β gutta-percha and resilon on apically extruded debris during retreatment. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 22(7), pp. 926-931.
- De Santis, R. *et al.* (2010). Fast curing of restorative materials through the soft light energy release. *Dental Materials*, 26(9), pp. 891-900.
- Diegritz, C. *et al.* (2019). Temperature changes on the root surface during application of warm vertical compaction using three different obturation units. *Odontology*, pp. 1-8.
- Dimopoulos, F. *et al.* (2017). Temperature Rise on the Plugger Surface of 2 Commercially Available Gutta-percha Heating Devices. *Journal of Endodontics*, 43(11), pp. 1885-1887.
- Dioguardi, M. *et al.* (2020). Management of Instrument Sterilization Workflow in Endodontics: A Systematic Review and Meta-Analysis, *International Journal of Dentistry*, 2020, pp. 1-20.

- Farias, A. B. *et al.* (2016). Efficacy of three thermoplastic obturation techniques in filling oval-shaped root canal. *Acta Odontologica Latinoamerica*, 29(1), pp. 76-81.
- Gurgel-Filho, E. D. *et al.* (2006). Assessment of different gutta-percha brands during the filling of simulated lateral canals. *International Endodontic Journal*, 39, pp.113-8.
- Hammad, M. *et al.* (2009). Evaluation of Root Canal Obturation: A Three-dimensional In Vitro Study. *International Endodontic Journal*, 35(4), pp. 541–544.
- Kandaswamy, D. e Venkateshbabu, N. (2010). Root Canal Irrigants. *Journal of Conservative Dentistry*, 13, pp. 256–264.
- Lipski, M. *et al.* (2006). In vitro infrared thermographic assessment of root surface temperatures generated by high-temperature thermoplasticized injectable gutta-percha obturation technique. *International Endodontic Journal*, 32, pp. 438–41.
- Maniglia-Ferreira, C. *et al.* (2008). Degradation of trans-polyisoprene after root filling with thermoplasticized techniques. *International Endodontic Journal*, 41, pp. 296-302.
- Maniglia-Ferreira, C. *et al.* (2013). Chemical composition and thermal behavior of five brands of thermoplasticized gutta-percha. *European Journal Dentistry*, 7(2), pp. 201-6.
- Marroqum, B. B. *et al.* (2015). Thermoplastic Properties of Endodontic Gutta-percha: A Thermographic In Vitro Study. *International Endodontic Journal*, 41(1), pp. 79-82.
- Miner, M. R. *et al.* (2006). A Comparison of Thermal Properties Between Gutta- Percha and a Synthetic Polymer Based Root Canal Filling Material (Resilon). *Journal of Endodontics*, 32(7), pp. 683-686.
- Monticelli, F. *et al.* (2007). Sealing properties of two contemporary single cone obturation systems. *International Endodontic Journal*, 40, pp. 374-85. [11]
- Moon, H.J. *et al.* (2014). Temperature-dependent rheological property changes of thermoplastic gutta-percha root filling materials. *International Endodontic Journal*, 48(6), pp. 556-563.
- Nascimento, C. A. *et al.* (2010). Capacidade de termoplastificação da gutta-percha com diferentes conicidades. *Revista Odontologica UNESP*, 39(6), pp. 351-354.

Rao, H. M. e Vishwanath, V. (2019). Gutta-percha in endodontics - A comprehensive review of material science. *Journal of Conservative Dentistry*, 22(3), pp. 216-222.

Roberts, H. W., Kirkpatrick, T. C., Bergeron, B. E. (2017). Thermal analysis and stability of commercially available endodontic obturation materials. *Clinical Oral Investigation*, 21(8), pp. 2589-2602.

Sant'Anna-Junior, A. *et al.* (2009). Temperature Changes in Gutta-Percha and Resilon Cones Induced by a Thermomechanical Compaction Technique. *American Association of Endodontists*, 35(6), pp. 879-882.

Simeone, M. *et al.* (2014). Temperature Profiles Along the Root with Gutta-percha Warmed through Different Heat Sources. *Open Dentistry Journal*, 8, pp. 229–235.

Tilakchand, M., Jain, A., Naik, B. (2016). Expansion of Gutta-percha in contact with various concentrations of zinc oxide-eugenol sealer: A three-dimensional volumetric study using spiral computed tomography. *Journal of Conservative Dentistry*, 19(4), pp. 317–322.

Ulusoy, O. I., Yilmazoglu, M. Z., Gorgul, G. (2014). Effect of several thermoplastic canal filling techniques on surface temperature rise on roots with simulated internal resorption cavities: an infrared thermographic analysis. *International Endodontic Journal*, 48(2), pp. 171-176.

Venturi, M. *et al.* (2007). Temperature change within gutta-percha induced by the System-B Heat Source. *International Endodontic Journal*, 35, pp. 740-46.

Viapiana, R. *et al.* (2014). Investigation of the effect of sealer use on the heat generated at the external root surface during root canal obturation using warm vertical compaction technique with System B heat source. *Journal of Endodontics*, 40, pp. 555-61.

Viapiana, R. *et al.* (2015). Investigation of chemical changes in sealers during application of the warm vertical compaction technique. *International Endodontic Journal*, 48, pp. 16-27.

Yildirim A., Lübbers, H. T., Yildirim, V. (2016). Wurzelkanalfüllungen mit Guttapercha – Anforderungen, Zusammensetzung und Eigenschaften. *Swiss Dental Journal*, 126, pp. 40-41.

Zhang, C. *et al.* (2011). A comparison of two gutta-percha master points consisting of different phases in filling of artificial lateral canals and depressions in the apical region of root canals when using a warm vertical compaction technique. *International Endodontic Journal*, 44, pp. 1041–46.