



**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU  
DOUTORADO EM CIÊNCIAS ODONTOLÓGICAS INTEGRADAS**

**THIAGO MACHADO PEREIRA**

**ESTUDO DAS PROPRIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS DE UM SISTEMA  
OBTURADOR MONOBLOCO À BASE DE COMPÓSITO**

Cuiabá  
2019

**THIAGO MACHADO PEREIRA**

**ESTUDO DAS PROPRIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS DE UM SISTEMA  
OBTURADOR MONOBLOCO À BASE DE COMPÓSITO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação Stricto Sensu em Ciências Odontológicas Integradas da Universidade de Cuiabá – UNIC / Universidade Federal de Pelotas – UFPel como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas Integradas.

Orientador: Prof. Dr. Álvaro Henrique Borges  
Co-orientador: Prof. Dr. Evandro Piva

Cuiabá  
2019



Esse trabalho foi realizado nos Laboratórios da Universidade de Cuiabá e Universidade Federal de Pelotas.

Programa em Associação Temporária UNIC e UFPel em Ciências Odontológicas Integradas

THIAGO MACHADO PEREIRA

ESTUDO DAS PROPRIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS DE UM SISTEMA  
OBTURADOR MONOBLOCO À BASE DE COMPÓSITO

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação Stricto Sensu em Ciências Odontológicas Integradas da Universidade de Cuiabá – UNIC / Universidade Federal de Pelotas – UFPel como requisito parcial para obtenção do Título de Doutor em Ciências Odontológicas Integradas.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Orientador Prof. Dr. Álvaro Henrique Borges  
UNIC

---

Membro Prof. Dr. Orlando Aguirre Guedes  
UNIC

---

Membro Prof. Dr. Mateus Rodrigues Tonetto  
UNIC

---

Membro Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora  
USP

---

Membro Prof. Dr. Rafael Guerra Lund  
UFPel

Cuiabá, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2019

Conceito Final: \_\_\_\_\_



Dedico esta etapa da minha  
vida à minha família, em  
especial à minha esposa  
Alexandra.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador **Prof. Dr. Álvaro Henrique Borges**,

Obrigado pelo eterno incentivo e por todas as oportunidades concedidas. Pela amizade, auxílio constante em todos os momentos, ensinamentos transmitidos, e, sobretudo, pelo privilégio da sua convivência e pelas inúmeras contribuições que levarei para toda a vida.

Ao **Prof. Dr. Evandro Piva**,

Pela confiança a mim despendida e pelo total apoio oferecido em Pelotas. Um grande exemplo de pessoa. Obrigado por tudo tchê!!

Ao **Prof. Dr. Luiz Evaristo Ricci Volpato**,

Pelo seu exemplo de dedicação, conhecimento e competência, incentivando a reflexão e questionamento dentro do mundo acadêmico.

Ao **Prof. Dr. Wellington Luiz de Oliveira da Rosa**,

Pelo tempo despendido no auxílio da construção da revisão sistemática e metanálise apresentadas nesta tese de doutorado.

Ao colega **Dr. Carlos Enrique Cuevas Suárez**,

Pelo apoio imprescindível na etapa laboratorial realizada no Centro de Desenvolvimento e Controle de Biomateriais da Universidade Federal de Pelotas. Obrigado pela paciência e por todos os ensinamentos.

Ao **Prof. Dr. Jesus Djalma Pécora**,

Pelos conselhos, carinho e ensinamentos oferecidos. Tenho muito orgulho de ter o senhor como amigo. Obrigado por ter transformado minha vida.

Ao **Programa de Pós-graduação Stricto Sensu do curso de Doutorado em Ciências Odontológicas Integradas da Universidade de Cuiabá** e aos Profs. Drs: Alessandra Nogueira Porto, Alexandre Meireles Borba, Andreza Maria Aranha, Cyntia Rodrigues de Araújo Estrela, Mateus Rodrigues Tonetto, Matheus Coelho Bandeca, Orlando Aguirre Guedes.

Ao **Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade Federal de Pelotas** e aos Profs. Drs: Evandro Piva, Marcos Britto Correa, Rafael Guerra Lund, Rafael Ratto de Moraes, Tatiana Pereira Cenci.

À **Coordenadoria de Pesquisa e Pós-graduação do Programa de Pós-graduação Stricto Sensu em Ciências Odontológicas Integradas da Universidade de Cuiabá**,

Na pessoa da coordenadora Lucélia de Oliveira Santos.

À **Diretoria de Pesquisa e Pós-graduação do Programa de Pós-graduação Stricto Sensu em Ciências Odontológicas Integradas da Universidade de Cuiabá**,

Na pessoa do diretor Hélio Hiroshi Suguimoto.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade de Cuiabá (FOC-UNIC)**,

Na pessoa do coordenador Alessandro Tadeu Corrêa Marques.

**À Universidade de Cuiabá,**

Na pessoa da reitora Maria Angélica Motta da Silva Esser.

**À Faculdade do Norte de Mato Grosso - AJES,**

Na pessoa do diretor acadêmico Prof. Dr. Cláudio Maia e do diretor geral Dr. Clodis Antonio Menegaz. Obrigado pela confiança depositada em meu trabalho e por me possibilitarem a realização do Doutorado.

**À Prefeitura Municipal de Guarantã do Norte,**

Na pessoa da Secretária de Saúde Tatiane Aparecida Caseiro Aranda e do Prefeito Érico Estevão Gonçalves por oportunizarem este momento tão importante em minha vida. Muito obrigado.

**À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior–CAPES,**

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

**Obrigado a todos que colaboraram para realização deste trabalho!**

“vencer a si próprio é a maior das vitórias”.

**Platão**

## RESUMO

PEREIRA, TM. **Estudo das propriedades físico-químicas de um sistema obturador monobloco à base de compósito.** [Tese de Doutorado]. Programa de Pós-graduação Stricto Sensu em Ciências Odontológicas Integradas da Universidade de Cuiabá – UNIC / Universidade Federal de Pelotas – UFPel. 2019.

O objetivo deste estudo foi desenvolver análises físico-químicas de um sistema de obturação endodôntica monobloco à base de compósito. Este estudo foi dividido em dois capítulos principais, onde o capítulo 1 avaliou, por meio de revisão sistemática e metanálise, propriedades da obturação endodôntica por materiais que preconizassem a obturação monobloco terciário. O capítulo 2 realizou testes, a partir das normativas ANSI/ADA 78 e ANSI/ADA 57, em um sistema obturador endodôntico monobloco à base de compósito. As buscas para revisão sistemática e metanálise foram realizadas nas bases de dados Medline via PubMed, Web of Science, Scopus e Cochrane. Foram incluídos estudos que analisaram propriedades de resistência de união, adaptação do material obturador, capacidade de selamento, avaliação dos volumes percentuais de material obturador endodôntico e presença de espaços vazios. Os testes preliminares do material obturador monobloco experimental foram de resistência coesiva, estabilidade dimensional, liberação de íons cálcio, padronização do diâmetro e conicidade, radiopacidade, espessura de película e escoamento. Na revisão sistemática e metanálise as análises foram realizadas pelo software Review Manager versão 5.2 com um intervalo de confiança de 95%. Para os resultados experimentais a análise estatística foi realizada com a utilização de Análise de Variância e do Teste t de Student com nível de significância de 95%. Nove artigos foram incluídos na metanálise demonstrando resultados inferiores da força de adesão da obturação monobloco terciário utilizando a técnica de cone-único ( $p < 0,00001$ ) e de condensação lateral a frio ( $p = 0,002$ ) comparado a técnicas convencionais. Não houve diferença significativa quando utilizado na técnica de compactação vertical aquecida ( $p = 0,13$ ). Em relação aos testes experimentais, o material testado apresentou liberação de íons cálcio e atendeu totalmente às especificações recomendadas pela ANSI/ADA 78 e pela ANSI/ADA 57 exceto pelo teste de radiopacidade. Concluindo, futuros estudos avaliando outros radiopacificadores e o efeito de sua incorporação nas propriedades físicas dos cimentos endodônticos são necessárias para evolução das propriedades físico-químicas deste material.

**Palavras-chave:** Análise Físico-Química. Endodontia. Obturação do Canal Radicular. Tratamento do Canal Radicular.

## ABSTRACT

PEREIRA, TM. **Study of the physical-chemical properties of a composite based monoblock obturation system.** [Thesis - Doctorate degree] Stricto Sensu Post-Graduate Program in Integrated Dental Sciences, University of Cuiaba – UNIC / Federal University of Pelotas – UFPel. 2019.

The aim of this study was to develop physical-chemical analyses of a composite-based monoblock endodontic obturation system. This study was divided into two main chapters. Chapter 1 evaluated, through a systematic review and meta-analysis, properties of endodontic obturation by materials that advocated tertiary monoblock obturation. Chapter 2 tested, based on ANSI/ADA 78 and ANSI/ADA 57 standards, on a composite-based monoblock endodontic obturation system. The searches for systematic review and meta-analysis were performed in the Medline databases via PubMed, Web of Science, Scopus and Cochrane. It was included studies that analyzed the properties of bond strength, quality and adaptation of the material, sealing ability, evaluation of percent volumes of endodontic material and presence of voids. The preliminary tests of experimental monoblock material were of cohesive strength, dimensional stability, calcium ion release, standardization of the diameter and taper, radiopacity, film thickness and flow. Statistical analyzes in the systematic review and meta-analysis were performed by Review Manager Software version 5.2 with a confidence interval of 95%. For the experimental results the statistical analysis was performed using Analysis of Variance and Student's t-Test with a level of significance of 95%. Nine articles were included in the meta-analysis demonstrating inferior results of adhesion strength of tertiary monoblock obturation using the single-cone ( $p < 0.00001$ ) and cold lateral condensation ( $p = 0.002$ ) compared to conventional techniques. There was no significant difference when used in the warm vertical compaction technique ( $p = 0.13$ ). Regarding the experimental tests, the tested material presented release of calcium ions and fully complied with the specifications recommended by ANSI/ADA 78 and ANSI/ADA 57 except for the radiopacity test. Future studies evaluating other radiopacifiers and the effect of their incorporation on the physical properties of the endodontic cements are necessary for the evolution of the physicochemical properties of this material.

**Keywords:** Endodontics. Physicochemical analysis. Root canal obturation. Root canal therapy.

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1 –</b>	Estratégia de busca aplicada para Pubmed (Medline).	<b>36</b>
<b>Tabela 2 –</b>	Apresentação e descrição dos artigos selecionados para análise descritiva.	<b>42</b>
<b>Tabela 3 –</b>	Autores, testes e resultados distribuídos de acordo com os tipos de propriedades analisadas.	<b>46</b>
<b>Tabela 4 –</b>	Estudos selecionados para metanálise.	<b>51</b>
<b>Tabela 5 –</b>	Valores das médias e desvios padrões dos testes aplicados.	<b>73</b>
<b>Tabela 6 –</b>	Médias e desvios padrões ( $M \pm DP$ ), apresentadas em mm, dos diâmetros em D(0) e D(16) dos guias experimentais de conicidade .02.	<b>74</b>

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Fluxograma PRISMA representando a estratégia completa de busca para seleção dos artigos.	<b>39</b>
<b>Figura 2</b>	Análise do risco de viés apresentados pelos estudos selecionados.	<b>40</b>
<b>Figura 3</b>	<i>Forest plot</i> para metanálise da força de adesão entre os grupos monobloco terciário e grupo controle e subgrupos representados por material obturador sólido de guta-percha e de não-guta-percha utilizando a técnica de obturação de cone-único.	<b>53</b>
<b>Figura 4</b>	<i>Forest plot</i> para metanálise da força de adesão entre os grupos monobloco terciário e grupo controle e subgrupos representados por material obturador sólido de guta-percha e de não-guta-percha utilizando a técnica de obturação de condensação lateral a frio.	<b>54</b>
<b>Figura 5</b>	<i>Forest plot</i> para metanálise da força de adesão entre os grupos monobloco terciário e grupo controle e subgrupos representados por material obturador sólido de guta-percha e de não-guta-percha utilizando a técnica de obturação de compactação vertical aquecida.	<b>55</b>
<b>Figura 6</b>	Pasta base e pasta catalisadora do cimento endodôntico experimental.	<b>64</b>
<b>Figura 7</b>	Material experimental inserido no molde metálico e preparado para fotopolimerização.	<b>65</b>
<b>Figura 8</b>	Aferição do comprimento do corpo de prova com auxílio de paquímetro universal digital.	<b>66</b>
<b>Figura 9</b>	<b>A:</b> Silicona de adição utilizada para confecção das matrizes. <b>B:</b> Remoção do cone de guta-percha após a presa da silicona de adição. <b>C:</b> Matriz para confecção dos guias experimentais. <b>D:</b> Inserção do material experimental preenchendo todo o orifício da matriz. <b>E:</b> Remoção do guia experimental após fotopolimerização. <b>F:</b> Apresentação do cone de guta-percha (a cima) e do guia obturador experimental (a baixo).	<b>68</b>
<b>Figura 10</b>	Mensuração do diâmetro do guia em sua extremidade menos calibrosa.	<b>69</b>
<b>Figura 11</b>	Escoamento do material obturador após a remoção do peso de 100 gramas.	<b>72</b>



## LISTA DE ABREVIATURAS

#	Número
%	Porcentagem
°C	Graus centígrados Celsius
ADA	American dental association
ANOVA	Análise de variância
ANSI	American national standards institute
C	Comprimento inicial
C30	Comprimento após 30 dias
cm	Centímetro
CT	Tomografia computadorizada
E	Espessura sem o cimento
EC	Espessura com cimento
ED	Porcentagem da alteração dimensional
EDTA	Ácido etilenodiaminotetracético
EP	Espessura de película
EUA	Estados Unidos da América
GP	Guta-percha
h	Hora
ISO	International organization for standardization
kVp	Quilovoltagem
mA	Miliampere
mL	Mililitro
mm	Milímetro
mm <sup>2</sup>	Milímetro quadrado
Mpa	Megapascal
mV	Milivolts
mW/cm <sup>2</sup>	Megawatt por centímetro quadrado
N	Newtons
n	Número
pH	Potencial hidrogeniônico
ppm	Partes por milhão

## **SUMÁRIO**

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO GERAL</b>	<b>15</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>18</b>
<b>3</b>	<b>PROPOSIÇÃO</b>	<b>32</b>
<b>4</b>	<b>CAPÍTULO 1 – OBTURAÇÃO ENDODÔNTICA MONOBLOCO TERCIÁRIO: REVISÃO SISTEMÁTICA E METANÁLISE</b>	<b>33</b>
4.1	INTRODUÇÃO	33
4.2	MATERIAIS E MÉTODOS	35
4.3	RESULTADOS	38
4.4	DISCUSSÃO	56
4.5	CONCLUSÃO	59
<b>5</b>	<b>CAPÍTULO 2 – TESTES PRELIMINARES PARA DESENVOLVIMENTO DE MATERIAL OBTURADOR MONOBLOCO À BASE DE COMPÓSITO</b>	<b>60</b>
5.1	INTRODUÇÃO	60
5.2	MATERIAIS E MÉTODOS	63
5.3	RESULTADOS	72
5.4	DISCUSSÃO	74
5.5	CONCLUSÃO	77
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO GERAL</b>	<b>78</b>
<b>7</b>	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>79</b>
<b>8</b>	<b>ANEXOS</b>	<b>86</b>
8.1	ANEXO 1 – NORMATIVA ANSI/ADA 57	86
8.2	ANEXO 2 – NORMATIVA ANSI/ADA 78	102

## 1 INTRODUÇÃO GERAL

A cárie é considerada como uma das mais importantes doenças bucais (POLLICK, 2018). Sua evolução tem potencial de envolvimento do tecido pulpar e, sequencialmente, perirradicular gerando agravos à saúde do indivíduo (ZHANG et al., 2018). O tratamento endodôntico preconiza a aplicação de sequência de procedimentos tais como, cirurgia de acesso, preparo de canal radicular, medicação intracanal e obturação, que em conjunto são realizadas objetivando a manutenção ou o reestabelecimento da saúde dos tecidos periapicais (ESTRELA et al., 2014; MOHAMED e STEIER, 2017). Dentre essas etapas, a obturação dos sistemas de canais radiculares é considerada fase crítica da terapia endodôntica (AL-HADDAD e CHE AB AZIZ, 2016). Tem como objetivo vedar completamente o sistema de canais radiculares, eliminando quaisquer possibilidades de infiltração proveniente da cavidade bucal, produzindo obturação tridimensional o mais próximo possível da junção cimento-dentinária (ESTRELA et al., 2014; DEL FABBRO et al., 2016).

O material obturador ideal, recomendado para esta fase, além de impermeável, deve ser volumetricamente estável, facilmente introduzido; capaz de selar o canal coronalmente, lateralmente e apicalmente, não encolher após a inserção, ser bacteriostático, se não bactericida, ser radiopaco, não descolorir a superfície do dente, ser biocompatível, estéril, facilmente removido do canal, se necessário, e preferencialmente semissólido na inserção, se tornando sólido sequencialmente (ESTRELA et al., 2014; DEL FABBRO et al., 2016). Falhas nesta etapa estão relacionadas à adesão ineficaz do material obturador às paredes dentinárias e também à propriedades físico-químicas insatisfatórias (AMINSOBHANI et al., 2015; DEL FABBRO et al., 2016). No entanto, o sucesso da obturação está relacionado não apenas com a indicação dos materiais utilizados, mas também com a técnica aplicada (BARBORKA et al., 2017; OLCZAK e PAWLICKA, 2017). Sendo assim, diversas técnicas e materiais obturadores endodônticos foram desenvolvidos ao longo das últimas décadas com o propósito de garantir tais propriedades ideais e obter barreira microbiológica dentro dos limites do sistema de canais radiculares. Por esse motivo, estudos analisaram o desempenho de técnicas e materiais de obturação em diferentes aspectos, entretanto com resultados distintos, não havendo consenso na literatura (KIERKLO et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; SCHÄFER et al., 2016; ÖZKURT-KAYAHAN et al., 2017; SCHROEDER et al., 2017).

A obturação do sistema de canais radiculares é alcançada, historicamente, a partir da associação entre cone obturador e cimento endodôntico (CARRILLO VARGUEZ et al., 2016). A utilização em associação da guta-percha (GP) e o cimento AH Plus é considerada “Padrão Ouro” em Odontologia (DEL FABBRO et al., 2016; AL-HADDAD et al., 2018). Apresentam propriedades como biocompatibilidade (CARDOSO et al., 2013), estabilidade dimensional (LEE et al., 1997) e facilidade de remoção (KARAMIFAR et al., 2017), sendo esta associação a mais comumente utilizada (CASTRO et al., 2018). AH Plus é um cimento com propriedades físico-químicas satisfatórias, apresentando baixa solubilidade e desintegração (SCHÄFER e ZANDBIGLARI, 2003), boa adesividade (NUNES et al., 2008), ação antimicrobiana e propriedades biológicas adequadas (ONAY et al., 2007). GP consiste de composto de polímero natural, extraído em forma de látex de árvores da família das sapotáceas (*Mimusops balata* e *Mimusops luberi*), encontrada em duas formas, alfa e beta (CAMILLERI, 2015). Parte dos cones de guta-percha se apresentam na forma beta, na qual a mesma é mais estável e flexível à temperatura ambiente. Ao contrário da forma beta, a forma alfa é mais frágil à temperatura ambiente, onde se torna mais adesiva e pegajosa quando aquecida (CAMILLERI, 2015). Embora a guta-percha ofereça excelente aceitação, independente da técnica utilizada, esta apresenta ausência de adesão com as paredes dentinárias, tão pouco com os cimentos endodônticos (BRISEÑO MARROQUÍN et al., 2015; SILVA ALMEIDA et al., 2017; AL-HADDAD et al., 2018), sendo então uma lacuna encontrada na busca do material obturador ideal, justificando assim desenvolvimento de novos materiais e maior investigação neste contexto.

Com a incorporação de conceitos de Odontologia adesiva na Endodontia, materiais e técnicas foram desenvolvidos no intuito de gerar adesão entre material obturador e parede dentinária. Porém, testes de força de união como o teste *push-out* não demonstraram resultados superiores aos materiais convencionais como GP e AH Plus (FISHER et al., 2007; PATIL et al., 2013; YAP et al., 2017; AL-HADDAD et al., 2018). A American National Standards Institute/American Dental Association (ANSI/ADA) determina normas e testes para o desenvolvimento destes novos materiais e para a avaliação de propriedades físico-químicas dos cones obturadores, sob o título de Especificação número 78, com a finalidade de padronizar os testes e promover maior rigor científico nas pesquisas. Esta especificação foi revisada no ano 2013 e contempla os seguintes testes: dimensões de diâmetro, conicidade e

comprimento do cone obturador, radiopacidade, resistência e inspeção visual onde os cones devem ser arredondados, superfície lisa e aparência uniforme (ANSI/ADA 78). Para o desenvolvimento e estudo das características dos cimentos endodônticos, a ANSI/ADA determinou uma série de normas e testes para a avaliação de propriedades físico-químicas sob o título de Especificação número 57. Esta especificação foi revisada no ano 2000 e passou a contemplar os seguintes testes: escoamento, espessura de película, tempo de trabalho, tempo de presa, solubilidade e desintegração, radiopacidade e estabilidade dimensional (ANSI/ADA 57). Esta tese foi dividida em dois capítulos. O capítulo 1 aborda revisão sistemática e metanálise sobre o tema monobloco terciário. O capítulo 2 apresenta testes preliminares a partir da normativa ANSI/ADA 78 para cones obturadores endodônticos e da normativa ANSI/ADA 57 para cimentos endodônticos com o objetivo de desenvolvimento de um sistema obturador endodôntico monobloco composto por cimento à base de compósito dual e guia obturador de compósito fotopolimerizável. Partindo desse princípio, é bastante promissor o desenvolvimento de novos materiais obturadores endodônticos que preconizam a evolução das propriedades adesivas oportunizando redução na taxa de insucesso do tratamento endodôntico. Esta tese visa o desenvolvimento de material endodôntico inserido do conceito obturador monobloco, avaliando propriedades físico-químicas.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Castilho et al (2014) analisaram o diâmetro da ponta de cones de guta-percha com diferentes conicidades, considerando a especificação do fabricante. Cento e quarenta cones de guta percha (Dentsply): F2, F3, e 25, 30, 35 e 40 de conicidade .02, .04 e .06 (n=10) foram utilizados neste estudo. Os cones foram presos em uma régua calibradora, e observados em microscópio ótico com aumento de 40x. Então, o diâmetro da ponta de cada cone foi medido com paquímetro digital. Os dados foram categorizados como corretos ou incorretos utilizando margem de erro de  $\pm 0,01$  mm e submetidos ao teste Exato de Fisher. Somente 4 cones de guta percha estavam incorretos, porém não houve diferença estatisticamente significativa entre os cones em relação ao padrão estabelecido pelo fabricante. Concluindo, este estudo apontou que os cones principais da marca Dentsply, independente de sua conicidade, possuem o diâmetro da ponta calibrado de acordo com a especificação do fabricante.

Rodríguez-Martínez et al. (2014) objetivaram determinar a força de adesão à dentina radicular por cimentos endodônticos associados ou não à sistemas adesivos. Os terços coronários e médios de seis dentes bovinos unirradiculares foram divididos longitudinalmente em direção mesio-distal. As duas metades foram unidas com AH Plus ou EndoREZ, com e sem o uso dos sistemas adesivos Clearfil Liner Bond 2V e Optibond Solo Plus. Os espécimes foram seccionados verticalmente em barras quadrangulares e submetidos a ensaios de tração a uma velocidade constante da cabeça cruzada até a descolagem. Optibond Solo Plus em combinação com AH Plus e EndoREZ apresentara maiores valores médios de força de adesão à microtração, nos terços coronais e médios. Os menores resultados foram observados nos grupos em que não foi aplicado adesivo dentinário, e naqueles em que foi utilizado o adesivo autocondicionante Clearfil Liner Bond 2V. Concluindo, a aplicação de sistema adesivo em associação ao cimento endodôntico pode estar relacionado ao aumento de adesão às paredes dentinárias.

Ulusoy et al. (2014) compararam os efeitos do ácido etilenodiaminotetracético (EDTA) e do ácido maleico na capacidade de vedação de cimentos endodônticos. Oitenta canais radiculares foram instrumentados e irrigados com EDTA ou ácido maleico. Foram distribuídos em oito grupos experimentais e obturados da seguinte forma: Grupo 1: ácido maleico+Hybrid Root SEAL/guta-percha. Grupo 2: EDTA+Hybrid Root SEAL/guta-percha. Grupo 3: ácido maleico+iRoot

SP/guta-percha. Grupo 4: EDTA+iRoot SP/guta-percha. Grupo 5: ácido maleico+Sistema EndoREZ. Grupo 6: EDTA+ Sistema EndoREZ. Grupo 7: ácido maleico+AH Plus/guta-percha. Grupo 8: EDTA+AH Plus/guta-percha. A microinfiltração de cada amostra foi medida em intervalos de 2 minutos durante 8 minutos, utilizando o método de filtração de fluidos. Os dados foram analisados estatisticamente com teste one-way ANOVA, post-hoc de Tukey e teste t de amostras pareadas. Os valores mínimos de microinfiltração foram obtidos a partir dos dentes obturados com os cremes AH Plus e EndoREZ. As amostras com Hybrid Root SEAL mostraram os maiores valores de microinfiltração. Houve diferenças significativas entre os grupos irrigados com ácido maleico e EDTA. O uso de ácido maleico resultou em valores de microinfiltração mais elevados em comparação com aqueles que usam EDTA. Concluindo, a utilização dos cimentos AH Plus e EndoREZ e associação com EDTA mostrou melhor capacidade de vedação do sistema de canais radiculares.

Schäfer et al. (2015) avaliaram propriedades físico-químicas de três cimentos endodônticos. Avaliou-se a solubilidade, tempo de presa e radiopacidade de AH Plus, EndoREZ e RealSeal SE. A solubilidade foi determinada pela perda de peso dos espécimes em água ao longo de um período de 28 dias. O tempo de endurecimento e a radiopacidade foram avaliados de acordo com as especificações ANSI/ADA e ISO. Os dados foram analisados pelos testes ANOVA e de Student-Newman-Keuls para comparações pareadas. AH Plus foi significativamente menos solúvel, demonstrou radiopacidade significativamente mais alta e exibiu o tempo de presa significativamente mais longo comparado a todos os cimentos. EndoREZ foi significativamente mais solúvel que os outros cimentos e apresentou os valores significativamente mais baixos em relação à radiopacidade. Concluindo, AH Plus obteve os melhores valores para todas as propriedades.

Al-Afifi et al. (2016) compararam a qualidade de obturação de canais obturados com gutta-percha associado ao cimento AH Plus e com Cimento e cone do sistema EndoREZ. Uma amostra total de 90 pré-molares mandibulares foi dividida em 2 grupos de acordo com o material. Cada grupo foi distribuído em 3 subgrupos (n=15) de acordo com a técnica utilizada: compactação lateral fria, compactação lateral quente e cone-único. Os dentes foram posteriormente embebidos em resina e seccionados horizontalmente a 1, 3, 6 e 9 mm do ápice. Todas as seções foram avaliadas por estereomicroscópio na ampliação de 40 vezes. A área ocupada pelos

materiais obturadores, cone e cimento, foi determinada por software de computador. Utilizando a técnica de compactação lateral fria, a porcentagem cone obturador, na totalidade do material obturador, no grupo obturado pelo sistema EndoREZ foi significativamente superior do que no grupo obturado por guta-percha e AH Plus nos níveis de 1 e 3 mm do ápice. Da mesma forma, com a compactação lateral quente, a porcentagem de cone obturador no grupo EndoREZ foi significativamente maior nos níveis de 1, 3 e 9 mm. Com a técnica de cone-único, a porcentagem de cone no material obturador do sistema EndoREZ foi significativamente maior do que no grupo obturado com guta-percha e AH Plus em todos os níveis. Concluindo, o sistema EndoREZ revestido com resina é superior à guta-percha associada ao cimento AH Plus na porcentagem de cone no material obturador.

Carvalho et al. (2016) investigaram os materiais: hidroxiapatita, bastão de guta-percha, guta-percha do sistema ProTaper, guta-percha do sistema EndoSequence BC, guta-percha experimental associada ao vidro de fosfato de nióbio. Para a medição do pH, espécimes de cada material (n=3) foram imersos em solução salina tamponada com fosfato a 37°C, e o pH foi monitorado em múltiplos intervalos, até 30 dias. Para análise de elementos, espécimes adicionais (n=3) foram imersos em água deionizada e a liberação de íons foi analisada por espectrometria de emissão óptica com plasma indutivamente acoplado em intervalos de tempo de 3, 14 e 30 dias. As diferenças entre os grupos foram avaliadas pela análise de variação bidirecional (anova) com teste post hoc de Tukey. Guta-percha associada ao nióbio-fosfato teve maior valor de pH (8,45) após 30 dias, apresentou a maior liberação de zinco e sódio em todos os intervalos de tempo e apresentou significativamente maior liberação de cálcio aos 14 e 30 dias.

Deniz Sungur et al. (2016a) investigaram a força de adesão e penetração do túbulo dentinário de cimentos endodônticos utilizados com cones revestidos e guta-percha convencional. Um total de 72 incisivos inferiores humanos unirradiculares foram instrumentados com limas rotatórias de níquel-titânio e receberam irrigação de hipoclorito de sódio a 2,5%. A camada de lama dentinária foi removida com ácido etilenodiaminotetracético a 17%. Os espécimes foram distribuídos em quatro grupos de acordo com o sistema de obturação: Grupo 1, EndoREZ; Grupo 2, Activ GP; Grupo 3, SmartSeal; Grupo 4, AH 26/guta-percha. Para a mensuração da força de adesão, duas secções horizontais foram obtidas de cada amostra (n=20). Para comparação



da penetração dos túbulos dentinários, restaram 32 raízes atribuídas a 4 grupos, seguido o modelo anterior. Estes foram obturados com corantes rotulados com Rodamina B a 0,1%. Secções horizontais foram obtidas a partir do terço médio de cada espécime (n=8) e escaneada sob microscopia eletrônica de varredura a laser confocal. A área de penetração do túbulo, a profundidade e a porcentagem foram mensuradas. O teste de Kruskal-Wallis foi utilizado para análise estatística. EndoREZ mostrou força de adesão significativamente menor do que os outros. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os grupos em termos de porcentagem de penetração. SmartSeal apresentou significativamente menor penetração que os demais. Concluindo, a força de adesão e a penetração do cimento endodôntico é considerado fator decisivo na qualidade final da obturação. O uso de guta-percha convencional parece ser suficiente em termos de força de adesão.

Deniz Sungur et al. (2016b) compararam a eficácia de vedação de obturação dos canais radiculares realizadas por técnica de cone-único com três diferentes cimentos e técnica de compactação lateral fria com cimento epóxi. Oitenta dentes humanos unirradiculares extraídos foram distribuídos em quatro grupos experimentais: grupo 1, cone-único e cimento epóxi; grupo 2, cone-único e cimento à base de silicato de cálcio; grupo 3, cone-único e cimento à base de metacrilato; e grupo 4, compactação lateral a frio e cimento de epóxi. Vinte dentes extras serviram como controles negativos e positivos. Após a preparo para pina radicular, a eficácia de vedação da obturação radicular foi avaliada em uma configuração de transporte de fluido. Os resultados foram analisados pelo teste U de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney. Nenhum transporte de fluido foi detectado para os controles negativos, enquanto todos os controles positivos mostraram transporte rápido de fluido. Nenhuma diferença significativa foi detectada entre os grupos 1, 3 e 4, enquanto o grupo 2 demonstrou significativamente maior transporte de fluidos do que todos os outros grupos experimentais. Concluindo, a escolha da técnica apresentou maior relevância do que a escolha do material.

Gandolfi et al. (2016) avaliaram propriedades físico-químicas de um novo cimento de obturação do canal radicular à base polisiloxano-guta-percha contendo silicato de cálcio (GuttaFlow bioseal). O GuttaFlow Bioseal foi examinado e comparado com os cimentos GuttaFlow2, RoekoSeal e MTA Fillapex. Foram avaliados tempos de presa, porosidade, sorção de água, perda de peso, liberação de

cálcio e atividade alcalinizante. Diferenças foram obtidas entre os materiais. O GuttaFlow bioseal apresentou baixa solubilidade e porosidade, alta sorção de água, moderada liberação de cálcio e boa atividade alcalinizante. MTA Fillapex apresentou a maior liberação de cálcio, atividade alcalinizante e solubilidade. RoekoSeal a menor liberação de cálcio, sem atividade alcalinizante, baixíssima solubilidade e sorção de água. Concluindo, GuttaFlow Bioseal apresentou características apontam para capacidade de formação de apatita.

Ormiga et al. (2016) analisaram a qualidade de obturação do sistema de canais radiculares pelos cimentos endodônticos AH Plus, Pulp Canal Sealer e EndoREZ em associação com a guta-percha. Noventa pré-molares mandibulares foram preparados e distribuídos em três grupos de 30 dentes cada, de acordo com o cimento utilizado. Todos os dentes foram obturados pela técnica de onda contínua de condensação. Os espécimes foram então descalcificados, desidratados, tornados transparentes e analisados por três avaliadores independentes com ampliação de 8x. O teste qui-quadrado foi utilizado para comparar os grupos em relação qualidade da obturação e pela presença de obturação de canais acessórios. EndoREZ preencheu um número significativamente maior de canais acessórios do que AH Plus e Pulp Canal Sealer. Concluindo, EndoREZ apresentou melhores resultados quanto à qualidade de obturação do sistema de canais radiculares.

Tilakchand et al. (2016) avaliaram a expansão tridimensional de guta-percha, em várias proporções de pó e líquido, de um cimento à base de óxido de zinco e eugenol usando tomografia computadorizada. Trinta e cinco pré-molares mandibulares humanos recentemente extraídos foram selecionados para este estudo. Os dentes foram instrumentados e distribuídos aleatoriamente em cinco grupos (n=7). Os espécimes foram digitalizados e analisados tanto transversalmente e longitudinalmente, com uma espessura constante de 1 mm por secção. A obturação foi realizada por cones de guta-percha (25/04) e cimento à base de óxido de zinco e eugenol em todos os grupos com diferentes relações pó-líquido. Os grupos 1, 2, 3 e 4 apresentaram razão de pó para líquido de 1:1, 1:2, 1:3 e 1:4, respectivamente, enquanto no grupo controle (grupo 5) não foi utilizado cimento. A obturação foi realizada pela técnica do cone-único. Uma segunda imagem foi realizada para determinar o volume de guta-percha e cimento em todos os quatro grupos 1 dia após a obturação. A terceira e quarta tomografia computadorizada foram realizadas 7 e 30

dias após a obturação, respectivamente. O volume médio de guta-percha por grupo foi calculado. Os dados foram analisados estatisticamente usando One-Way ANOVA. Comparações entre grupos foram feitas usando o teste de comparações múltiplas post hoc de Scheffe. Todos os grupos com cimento mostraram expansão de guta-percha tanto no sétimo dia como no trigésimo dia. Os grupos com razão de pó para líquido de 1:2 e 1:3 apresentaram os maiores volumes médios durante 30 dias e mostraram expansão significativa em comparação aos grupos com relação de pó para líquido de 1:1 e 1:4, respectivamente. Concluindo, Aumentar a proporção de eugenol no cimento resultou na expansão volumétrica da guta-percha.

Ashraf et al. (2017) analisaram o tempo de presa, fluidez, espessura do filme, solubilidade, radiopacidade e análise de caracterização de três cimentos à base de resina epóxi, incluindo dois cimentos experimentais e o cimento AH-26. Cinco amostras de cada material foram avaliadas quanto ao tempo, fluidez, espessura do filme, solubilidade e radiopacidade de acordo com a Norma ISO 6876. A caracterização dos cimentos foi realizada sob microscopia eletrônica de varredura, espectroscopia de energia dispersiva de raios X, difração de raios-X e espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier. A avaliação estatística foi realizada pelo teste de Kruskal-Wallis. AH-26 mostrou maior radiopacidade e fluidez em comparação com os outros dois cimentos experimentais. No entanto, ambos os cimentos apresentaram menor tempo de presa que o AH-26. Não foram encontradas diferenças estatísticas em relação à espessura, solubilidade e radiopacidade do filme. A análise de caracterização exibiu uma microestrutura relativamente similar do cimento AH-26 aos cimentos experimentais. Concluindo, de acordo com o resultado deste estudo, todos os cimentos endodônticos testados apresentaram propriedades aceitáveis com base nos critérios da norma ISO 6876.

Başer Can et al. (2017) avaliaram os volumes percentuais dos materiais utilizados na obturação do sistema de canais radiculares e a presença de espaços vazios em dentes unirradiculares obturados com três diferentes sistemas diferentes utilizando tomografia micro-computadorizada. Trinta dentes humanos unirradiculares foram utilizados. Após o preparo dos canais radiculares, os dentes foram distribuídos aleatoriamente em três grupos (n=10). Os canais foram obturados pelos sistemas EndoREZ, ActiV GP ou pela associação entre o cimento AH Plus e guta-percha. Cada espécime foi digitalizado e os volumes percentuais de material de obturação e

espaços vazios foram calculados e analisados estatisticamente usando o teste de Kruskal-Wallis e o teste U de Mann-Whitney com ajuste de Bonferroni. Dentro de cada grupo, o teste de Friedman foi realizado com o teste dos postos sinalizados de Wilcoxon para detectar discrepâncias. O volume percentual de material obturador foi significativamente menor no grupo ActiV GP do que nos outros grupos, enquanto o volume percentual de espaços vazios foi significativamente maior no grupo ActiV GP do que nos outros grupos. Concluindo, Nenhum dos sistemas foi associado a ausência de espaços vazios na obturação dos canais radicular. O sistema ActiV GP obteve resultados inferiores comparado a outros grupos.

Bajaj et al. (2017) confrontaram as dimensões dos cones de guta-percha desenvolvidos para os sistemas ProTaper Next (25/0,06) e WaveOne (25/0,08) em relação aos instrumentos correspondentes da mesma dimensão, respectivamente. Dois grupos de cones GP foram feitos com 25 cones em cada grupo. O grupo 1 consistiu em 25 cones GP # 25/0,06 (ProTaper Next). O grupo 2 consistiu em 25 cones GP # 25/0,08 (WaveOne). As medições foram feitas em D1 (1 mm abaixo da ponta), D3 (3 mm abaixo da ponta) e D11 (11 mm abaixo da ponta) para cones de guta-percha de ambos os grupos e foram comparadas com os instrumentos correspondentes. O grupo 1 apresentou diâmetros maiores que os do instrumento correspondente, o que foi estatisticamente significativo. O grupo 2 apresentou diâmetros maiores que os do instrumento correspondente, o que foi estatisticamente significativo, enquanto não foi significativo no nível D1. Os diâmetros dos cones de guta-percha dos sistemas ProTaper Next e WaveOne foram maiores que os instrumentos correspondentes. Concluindo, essa discrepância entre os valores dos diâmetro simboliza que há chances de falhas na obturação com os dois sistemas.

Ballullaya et al. (2017) estudaram a microinfiltração em diferentes cimentos endodônticos. Sessenta dentes humanos extraídos foram utilizados neste estudo. Os cimentos endodônticos testados para microinfiltração foram: Cimento à base de óxido de zinco e eugenol; Sealapex; AH Plus; MTA Plus; EndoRez; e Endosequence BC. Todos os espécimes foram examinados sob estereomicroscópio para microinfiltração e os dados obtidos foram analisados estatisticamente usando o teste One-Way ANOVA e testes de comparações múltiplas de Tukey. Endosequence BC mostrou o menor infiltração de corante. Os maiores valores foram observados no cimento à base de óxido de zinco e eugenol. Concluindo, cimentos biocerâmicos, per serem

hidrofílicos, mostram melhor capacidade de vedação em comparação com cimentos à base de resina e eugenol.

Eroğlu e Bayırlı (2017) compararam três diferentes sistemas de obturação de canais radiculares na adaptação à dentina radicular e sua capacidade de selamento em diferentes secções horizontais. Cem incisivos maxilares unirradiculares foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos e obturados com: Guta-percha/AH Plus; Resilon/Epiphany SE; e sistema EndoREZ. Todos os dentes foram seccionados horizontalmente a 1, 3 e 5 mm do ápice. Em seguida, as secções dos dentes foram examinadas com estereomicroscópio. As proporções das áreas contendo cone obturador, cimento endodôntico ou espaços vazios em relação à área total foram calculadas e analisadas estatisticamente. EndoREZ apresentou significativamente mais áreas de cone obturador em relação de áreas totais a 1 mm do ápice em comparação com os outros sistemas. No nível a 3 mm do ápice, guta-percha/AH Plus apresentou a menor relação entre o cone e a área total. A 1 mm do ápice, EndoREZ apresentou uma relação entre o cimento e os espaços vazios significativamente menor do que em outros grupos. Concluindo, achados conflitantes podem resultar de diferenças nos métodos de avaliação, porém, a associação entre guta-percha e o cimento AH Plus apresentou resultados satisfatórios.

Fuzinatto et al. (2017) investigaram a influência dos protocolos de irrigação e dos procedimentos de secagem do sistema de canais radiculares na força de união à dentina de dois cimentos à base de metacrilato por meio de microscopia eletrônica de varredura. Cinquenta dentes humanos unirradiculares foram instrumentados com protocolo de irrigação utilizando hipoclorito de sódio a 5,25% ou clorexidina a 2% associados ao ácido etilenodiaminotetracético a 17% (EDTA) para remoção da lama dentinária. Os seguintes subgrupos também foram criados com base na secagem das paredes do canal radicular: Cones de papel, os canais foram secos com cones de papel absorvente onde o último cone estava seco; Etanol, excesso de água destilada foi removido com cones de papel seguido de desidratação com etanol a 95% por 1 minuto e repetição do cone de papel. Cada grupo foi distribuído em dois subgrupos com base no cimento endodôntico: EndoREZ e RealSeal SE. A força de adesão foi mensurada pelo teste *push-out*. Os dados foram analisados por ANOVA e teste de Tukey. Os padrões de falha foram classificados como adesivos, coesivos e mistos na análise de microscopia eletrônica de varredura. O modo de falha foi avaliado pelo teste

qui-quadrado. As raízes irrigadas com hipoclorito de sódio apresentaram resistência de união significativamente menor que as raízes irrigadas com clorexidina. RealSeal SE apresentou maior resistência de união quando comparado ao EndoREZ. Os maiores valores de resistência de união foram nos grupos clorexidina e etanol utilizando o cimento RealSeal SE. Aumento na falha adesiva foi observado no grupo com hipoclorito de sódio e EDTA. Concluindo, a resistência de união de ambos os cimentos à base de metacrilato é influenciada pelo protocolo de irrigação.

Rossato et al. (2017) avaliaram as propriedades físicas, o efeito antimicrobiano e a biocompatibilidade de cimentos experimentais de polimerização dupla após a incorporação de dibutilestanho ou metacrilato de cálcio nas concentrações de 0,5%, 1%, 2%, e 5%. O cimento RealSeal foi utilizado como controle. Os materiais foram avaliados quanto à espessura do filme, grau de conversão, radiopacidade, efeito antimicrobiano contra *Enterococcus faecalis* utilizando o teste de contato direto modificado e viabilidade celular. Os dados foram analisados utilizando análise de variância seguida do teste de Tukey ou o teste de Student-Newman-Keuls em SigmaPlot 12.0. A espessura do filme de dibutil-estanho e cálcio foram superiores, seguindo os padrões da norma ISO 6876. Para o grau de conversão, a dupla polimerização não foi influenciada pela adição de metacrilato metálico. Em relação ao teste de contato direto modificado, cálcio e dibutilestanho, em todas as concentrações, apresentaram atividade antimicrobiana quando comparados com o controle positivo após 48 horas de contato. Na viabilidade celular, o dibutilestanho apresentou alta citotoxicidade similar ao RealSeal, e ao metacrilato de cálcio, nas concentrações de 0,5%, 1% e 2%, apresentaram citotoxicidade moderada. Concluindo, a incorporação de cálcio e metacrilato de dibutiltina em cimentos experimentais promoveu o efeito antimicrobiano.

Santos et al. (2017) avaliaram os diâmetros de três diferentes marcas comerciais de cones de guta-percha com relação à standardização. Com auxílio de paquímetro digital universal, foram avaliados os diâmetros, com base no valor ideal, de acordo com a especificação ANSI/ADA 78, quando se procurou observar a correspondência ou padronização em relação ao último instrumento utilizado no comprimento de trabalho durante o preparo químico-cirúrgico. Para tanto, foram mensurados 90 cones, 30 de cada calibre (45, 50 e 55), das três diferentes marcas. Cada cone foi selecionado de forma aleatória e mensurado três vezes, obtendo-se

uma média aritmética em cada diâmetro (d0, d8 e d16). Foi realizada a análise estatística, entre as três diferentes marcas, pelo teste de variância ANOVA, com nível de significância de 5%. Observou-se que nenhum dos diâmetros das três marcas avaliadas atenderam totalmente às especificações recomendadas pela ANSI/ADA 78.

Yap et al. (2017) avaliaram a força de adesão de diferentes cimentos endodônticos e diferentes sistemas de obturação do sistema de canais radiculares após o período de 2 semanas e de 3 meses após a obturação. Um total de 180 secções de raízes de 60 dentes anteriores de canal único foram preparados e distribuídos em 5 grupos experimentais (n=36): AH Plus e guta-percha; cimento TotalFill BC e Guta-percha revestida TotalFill BC; cimento TotalFill BC e guta-percha; cimento EndoREZ e guta-percha revestida EndoREZ; e cimento EndoREZ e guta-percha. Forças de adesão de 18 secções de raiz em cada grupo foram avaliadas em 2 semanas e as outras 18 em 3 meses após a obturação usando uma máquina de teste universal. Os dados foram analisados utilizando medidas repetidas ANOVA. Um teste t independente foi utilizado para comparar a força de adesão média para cada grupo em 2 semanas e 3 meses após a obturação. Os grupos onde o cimento EndoREZ foi utilizado apresentaram médias das forças de adesão significativamente menores nas duas semanas e três meses após a obturação. Concluindo, o sistema de TotalFill BC utilizado em associação ao cone revestido BC ou à guta-percha convencional demonstraram força de adesão comparável ao AH Plus. Sua resistência de união aumentou com o tempo, enquanto o sistema de obturação EndoREZ obtiveram baixa força de adesão que diminuiu com o tempo.

Al-Haddad et al. (2018) investigaram a força de adesão da guta-percha revestida com fosfato de cálcio e apatita em comparação com diferentes cones de guta-percha revestidas comercialmente disponíveis. Dentes extraídos foram selecionados e instrumentados com instrumentos rotatórios ProTaper. Os espécimes foram distribuídos em cinco grupos obturados usando técnica de cone-único correspondente: cone EndoREZ e cimento EndoREZ; cone Endosequence BC com cimento Endosequence BC; cone Activ GP com cimento Endosequence BC; cone de guta-percha convencional com cimento endosequence BC; e cone experimental de guta-percha revestida com fosfato de cálcio e apatita com cimento Endosequence BC. Cada raiz foi seccionada transversalmente na espessura de  $1 \pm 0,1$  mm para obter 5 secções (n=25). Os espécimes foram submetidos a teste de push-out usando uma

máquina de teste universal. Os modos de falha após o teste foram examinados sob estereomicroscópio e os dados foram analisados utilizando o testes ANOVA e post hoc Dunnett. A maior força de adesão média foi produzida pelo grupo onde o cone experimental foi utilizado. Houve diferenças significativas entre EndoREZ, apresentando piores resultados, e todos os outros grupos. Concluindo, guta-percha revestida com fosfato de cálcio e apatita demonstrou resultados promissores para ser utilizado como material obturador do canal radicular em combinação com cimento biocerâmico.

Chybowski et al. (2018) realizaram estudo retrospectivo de coorte incluindo pacientes tratados em um ambiente acadêmico entre 2009 e 2015. Todos casos, incluindo tratamento e retratamento endodôntico, foram obturados com material obturador biocerâmico utilizando técnica de cone-único com mínimo de uma consulta de retorno ao ano para avaliação do caso. O resultado foi avaliado com base em dados clínicos e achados radiográficos. Os dentes foram classificados como reparo total, reparo em andamento (sucesso) ou ausência de reparo (falha). Trezentos e sete dentes foram incluídos na análise, e o tempo médio de acompanhamento foi de 30,1 meses. A taxa global de sucesso foi de 90,9%. Lesões menores que 5 mm de diâmetro obtiveram taxa de sucesso significativamente maior do que as lesões maiores que 5 mm de diâmetro. A extrusão do cimento endodôntico foi observada em 47,4% dos casos. A presença de extrusão de cimento não teve nenhum efeito significativo no resultado do tratamento. Concluindo, sistemas obturadores biocerâmicos utilizados pela técnica de cone-único é uma opção viável para a obturação.

Faria et al. (2018) analisaram os diâmetros D0, D3 e D16 dos cones de Guta-Percha 25.08 de diferentes marcas comerciais, sendo eles: F2 (Dentsply), F2 (MK Life), F2 (Tanari), R 25 (Reciproc) e 25.08 (Tanari). Utilizando um Projetor de Perfil, os diâmetros foram avaliados com base no valor ideal, estabelecido pela especificação da American National Standards Institute/American Dental Association (ANSI/ADA) N° 78. Foram analisados 75 cones, 15 de cada grupo retirados de suas caixas de maneira aleatória. Para análise estatística foram utilizados o teste de análise de variância (ANOVA) e o de comparações múltiplas de Tukey, adotando o nível de significância de 5%. As análises demonstraram que apenas o Grupo 1 (Reciproc) e Grupo 2 (MK Life) apresentaram D0 dentro dos valores aceitáveis. Em relação ao diâmetro D3 todas as marcas apresentaram diferenças estatísticas significativas.



Quanto ao diâmetro D16 apenas o Grupo 4 (Tanari 25.08) não apresentou diferença estatística significativa. Concluiu-se que os cones não apresentaram padronização, o que na prática clínica faz o profissional despende um tempo maior na fase de obturação e implica em um risco aumentado de falhas no preenchimento do canal radicular.

Haupt et al. (2018) investigaram um total de vinte instrumentos e seus correspondentes cones de guta-percha dos sistemas F360 (#25, #35, #45, #55 com taper .04) e Reciproc (#25, #40, #50). Os instrumentos e cones foram examinados utilizando microscopia óptica para determinar diâmetro e conicidade. A precisão foi avaliada usando análise de variância unidirecional com testes post hoc de Scheffé e testes t com correção de Bonferroni. A exatidão foi calculada subtraindo-se os valores nominais dos valores medidos de todos os instrumentos e cones. O diâmetro médio e as diferenças de conicidade foram comparados usando análise de variância unidirecional e teste post hoc de Scheffé para comparação pareada. Os diâmetros de instrumentos e cones estavam dentro dos níveis de tolerância, mas a maioria dos diâmetros dos instrumentos foi significativamente maior do que os diâmetros do cone. Os valores mensurados estavam dentro da faixa aceitável, mas os diâmetros na extremidade cervical exibiram a maior diferença percentual. Concluindo, apesar da necessidade de padronização, pode-se esperar uma variabilidade no diâmetro e nas dimensões do cone e dos instrumentos endodônticos.

Oh et al. (2018) avaliaram a capacidade de vedamento de guta-percha com um cimento à base de silicato de cálcio e um novo cimento de silicato de cálcio contendo zirconato de cálcio. Os canais radiculares dos pré-molares extraídos foram instrumentados e alocados aleatoriamente em três grupos experimentais (n=12); obturação por onda contínua de condensação utilizando guta-percha e AH 26; obturação cone-único utilizando guta-percha com cimento EndoSequence BC baseado em silicato de cálcio; e obturação cone-único utilizando guta-percha com cimento de silicato de cálcio contendo zirconato de cálcio. As raízes foram inseridas em tubos Eppendorf estéreis, inoculados coronariamente com *Porphyromonas gingivalis*. A quantidade de infiltração de endotoxina nos reservatórios apicais foi medida usando o ensaio Limulus Amebocyte Lysate durante 21 dias, com comparações feitas utilizando teste ANOVA one-way e teste de Scheffe. A quantidade de infiltração foi maior nos canais obturados pelo sistema Endosequence do que nos

outros grupos. A difração de raios-X revelou a presença de silicato tricálcico ( $\text{Ca}_3\text{SiO}_5$ ) e zirconato de cálcio ( $\text{CaZrO}_3$ ) no cimento à base de silicato de cálcio contendo zirconato de cálcio. A microscopia eletrônica de varredura revelou precipitados mineralizados na dentina de canais obturados pelo cimento à base de silicato de cálcio contendo zirconato de cálcio. Concluindo, este novo material parece promover a biomineralização e vedar os canais radiculares pelo menos tão eficazmente quanto os materiais convencionais.

Sudan et al. (2018) compararam os cimentos de obturação endodôntica EndoREZ, Realseal e Metaseal na prevenção de infiltração apical. Sessenta pré-molares mandibulares de canal único foram distribuídos em três grupos (n=20). Os dentes do grupo I foram obturados com Endorez, os dentes do grupo II com Realseal e os dentes do grupo III com Metaseal. Após o término do tratamento endodôntico, o valor de infiltração de glicose foi avaliado no 1º, no 8º e no 15º dia. O cimento EndoREZ apresentou maior infiltração apical, enquanto Realseal apresentou menores valores de infiltração. Houve aumento significativo da infiltração em todos os grupos com a progressão do tempo. Concluindo, estudos sobre o cimento EndoREZ devem ser realizados no intuito de verificar a confiabilidade deste material no vedamento do sistema de canais radiculares.

Wang et al. (2018) avaliaram a penetração do túbulo dentinário e a qualidade da obturação proporcionadas pelo cimento biocerâmico iRoot SP. Quarenta e duas raízes de incisivos inferiores adultos extraídos foram selecionadas. Após instrumentação com ProTaper Universal F3, 40 raízes foram escolhidas e distribuídas aleatoriamente em 4 grupos, sendo: grupo cone-único utilizando o sistema iRoot SP, grupo compactação vertical aquecida utilizando o sistema iRoot SP, grupo cone-único utilizando AH Plus e compactação vertical aquecida utilizando AH Plus. Antes da obturação do canal radicular, os cimentos foram misturados com o corante Rodamina B para visualização sob microscópio confocal de varredura a laser. Todas as amostras foram seccionadas a 2, 4 e 6 mm do o ápice. Em seguida, as porcentagens de áreas vazias, regiões de intervalo e segmentos de cimento que penetravam nos túbulos dentinários em cada seção foram calculadas. O teste não paramétrico foi utilizado para análise estatística. A técnicas de obturação e os tipos de cimento não apresentaram efeitos estatisticamente significativos na ocorrência de espaços vazios e lacunas. O cimento iRoot SP obteve penetração nos túbulos dentinários

estatisticamente superiores do que AH Plus nas técnicas de cone-único e compactação vertical aquecida a 2 mm do ápice. Concluindo, independentemente da técnica utilizada, iRoot SP pode alcançar melhor qualidade de obturação e melhor penetração dos túbulos dentinários do que o AH Plus. Considerando a boa bioatividade do cimento iRoot SP, este pode ajudar a melhorar os resultados de vedamento do sistema de canais radiculares.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Este estudo foi dividido em dois capítulos principais, onde o objetivo do capítulo 1 foi avaliar, por meio de revisão sistemática e metanálise, a obturação endodôntica por materiais obturadores que preconizam obturação monobloco terciário. O objetivo do capítulo 2 foi avaliar propriedades físico-químicas de um sistema obturador endodôntico monobloco à base de compósito de acordo com as normativas ANSI/ADA 78 para cones obturadores endodônticos e ANSI/ADA 57 para cimentos endodônticos.

## **4 CAPÍTULO 1 – OBTURAÇÃO ENDODÔNTICA MONOBLOCO TERCIÁRIO: REVISÃO SISTEMÁTICA E METANÁLISE.**

### **4.1 INTRODUÇÃO**

A obturação tridimensional do sistema de canais radiculares previne infiltração proveniente de microrganismos da cavidade oral e dos tecidos perirradiculares, sendo este, parâmetro para obtenção do tratamento endodôntico bem-sucedido (YAP et al., 2017). Falhas na obturação dos canais radiculares estão relacionadas, dentre outros fatores, à incapacidade da guta-percha aderir tanto às paredes dentinárias do canal radicular quanto ao cimento endodôntico, podendo gerar lacunas nesta interface (AL-HADDAD et al., 2018). A incorporação de conceitos de Odontologia adesiva em Endodontia foi responsável pela obtenção da obturação “monobloco”, em que uma única unidade coesiva é formada através da adesão entre material obturador endodôntico e parede dentinária do canal radicular (BELLI et al., 2011).

O termo monobloco terciário é aplicado à evolução do termo monobloco em que se preconiza a utilização de cone obturador associado a camada de revestimento, sem necessidade de complementação técnica (TAY e PASHLEY, 2007; CELIKTEN et al., 2016). Tay e Pashley (2007) definiram o conceito monobloco de acordo com o número de interfaces entre o cone obturador e a parede dentinária. Preenchimento de canais radiculares com apenas um material obturador, como agregado de trióxido mineral, cria uma interface entre a parede da dentina e este material e, portanto, é definido como um monobloco primário. O uso de cimento endodôntico, associado à um material obturador sólido como o cone obturador, criaria duas interfaces, em que uma é entre a dentina e o cimento e a outra está entre o cimento e o material do cone, sendo definido como monobloco secundário. O conceito monobloco terciário proporciona adesão entre o cimento endodôntico com os túbulos dentinários, cimento endodôntico e revestimento do cone obturador e deste com o cone obturador.

Sistemas que promovem obturação monobloco terciário incluem: EndoREZ (Ultradent Products Inc., Utah, EUA), EndoSequence BC (Brasseler USA, Savannah, EUA) e iRoot SP (Innovative Bioceramics, Vancouver, Canadá). EndoREZ é um sistema endodôntico composto por cimento hidrofílico à base de dimetacrilato de uretano e tem sido recomendado para uso em conjunto com guta-percha revestida com resina à base de metacrilato de polibutadieno-diisocianato para formação de

obturação monobloco terciário (DENIZ SUNGUR et al., 2016a; FUZINATTO et al., 2017). EndoSequence BC é um sistema biocerâmico, também conhecido como iRoot SP, pré-misturado e pronto para uso. Composto de fosfato de cálcio, silicato de cálcio, hidróxido de cálcio e óxido de zircônio, possui características hidrofílicas, altamente biocompatível e com qualidades antibacterianas, devido ao seu pH altamente alcalino (DABAJ et al., 2018; WANG et al., 2018). Ambos cimentos EndoSequence BC e iRoot SP quando associados a cones de guta-percha impregnados com partículas biocerâmicas são capazes de formar obturação monobloco terciário (BELLI et al., 2011; AL-HADDAD et al., 2018).

Modificações na formulação dos cones de guta-percha por meio de revestimentos, agregando na composição diferentes materiais, tratamentos de superfície ou até mesmo modificações conceituais do material principal do cone obturador, possibilitaram investigações em aspectos de biocompatibilidade, ação antimicrobiana e possibilidade de adesão entre o material do cone obturador e cimento endodôntico (NIKHIL et al., 2012). O advento de sistemas de obturação que reivindicam adesão ao longo das interfaces parede dentinária/cimento/guta-percha por modificações em suas composições poderiam suportar inclusive a hipótese do uso de técnica de obturação de cone-único.

O teste *Push-out*, de força de adesão, é considerado método comum para determinar a eficácia da adesão entre materiais endodônticos e dentina radicular, este tem sido utilizado no intuito de investigar a capacidade de adesão dos materiais obturadores indicando redução de infiltrações de microrganismos (YAP et al., 2017). Também neste sentido, os testes de modelos de infiltração têm objetivo de simular o cenário endodôntico (KARAPINAR-KAZANDAĞ et al., 2010). Diferentes métodos são utilizados para a avaliação de infiltração da obturação endodôntica tais como, infiltração de corante (ROYER et al., 2013), filtração de fluídos (ULUSOY et al., 2014), penetração bacteriana (LEAL et al., 2014) e modelo de glicose (HEGDE e ARORA, 2015). Outros testes de imagem como radiografias digitais (HEBERT et al., 2009), análise por estereomicroscópio (AL-AFIFI et al., 2016), micro CT (BAŞER CAN et al., 2017) e microscopia eletrônica de varredura (RIBEIRAS et al., 2015) também são indicados para análise da adaptação da obturação. No entanto, resultados controversos têm sido atribuídos à variedade de metodologias de avaliação e parâmetros dos testes. Dessa forma, a literatura ainda não apresenta consenso em

relação à obtenção das propriedades ideais de materiais e técnicas aplicadas à obturação do sistema de canais radiculares. O objetivo deste capítulo foi avaliar, por meio de revisão sistemática e metanálise, características das propriedades da obturação de materiais obturadores endodônticos que preconizam obturação monobloco terciário

## 4.2 MATERIAIS E MÉTODOS

Esta revisão sistemática foi realizada de acordo com as diretrizes do *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions* (LIBERATI et al., 2009), seguindo o fluxograma de quatro fases dos Itens de Relatórios Preferidos para Revisões Sistemáticas e Metanálises (PRISMA) (LIBERATI et al., 2009). Sendo assim, a pergunta da pesquisa foi: A obturação monobloco terciário apresenta melhores propriedades físico-químicas comparado às técnicas convencionais? Apesar de ser uma revisão sistemática baseada em estudos laboratoriais, a questão da pesquisa foi adaptada do quadro PICO: População - dentes humanos extraídos; Intervenção – Obturação endodôntica monobloco terciário; Comparação - Obturação endodôntica convencional; Resultado - testes de adaptação do material obturador por meio de análise de imagem e avaliação de propriedades físicas ou químicas.

### 4.2.1 Estratégia de busca e seleção dos estudos

As buscas foram realizadas nas bases de dados Medline via PubMed, Web of Science, Scopus e Cochrane. Foram consideradas propriedades de interesse: qualidade e adaptação do material obturador, capacidade de selamento, avaliação dos volumes percentuais de material obturador endodôntico e de lacunas e resistência de união. Apenas os sistemas EndoREZ<sup>®</sup>, EndoSequence BC<sup>®</sup> e iRoot SP<sup>®</sup> foram considerados no escopo deste estudo devido à formação de adesão nas três interfaces circunferenciais: entre cimento endodôntico e parede dentinária radicular, cimento endodôntico e material de revestimento do cone obturador e entre o material de revestimento e o material do cone obturador, definida como conceito monobloco terciário. Outros tipos de sistemas ou técnicas de obturação foram considerados técnicas convencionais. Os critérios de inclusão foram estudos realizados em dentes humanos extraídos. Os artigos selecionados relataram comparações entre pelo menos um ou dos sistemas de obturação endodôntica que defendem o conceito de monobloco terciário e um ou mais sistemas convencionais de obturação dos canais radiculares. Os critérios de exclusão envolveram artigos que não apresentaram testes

que comprovassem a qualidade de união entre o cone obturador e o cimento endodôntico. Foram excluídos os resultados de materiais obturadores experimentais. O limite de data foi definido a para todas as publicações disponíveis até março de 2018.

A última busca foi realizada em 23 de março de 2018, com restrição ao idioma inglês. As referências de todos os artigos elegíveis também foram pesquisadas manualmente. Os termos para confecção da estratégia de busca foram extraídos do sistema de metadados Mesh. Foram selecionadas as nomenclaturas indexadas relevantes à busca, “Entry Terms” e Termos comuns (nome da marca, termos usados, mas não indexados no Mesh). A estratégia de busca utilizada, desenvolvida para Medline via PubMed e adaptada para uso em outros bancos de dados, foi apresentada na tabela 1.

**Tabela 1** – Estratégia de busca aplicada para Pubmed (Medline).

<b>Busca</b>	<b>Termos</b>
<b>#3</b>	Busca #1 e #2
<b>#2</b>	((Root Canal Filling Materials) OR (Root Canal Sealants) OR (Canal Sealants, Root) OR (Sealants, Root Canal) OR (Gutta-Percha) OR (Gutta Percha) OR (Guttapercha) OR (Ultrafil) OR (Thermofil) OR (Root Canal Obturation) OR (Canal Obturation, Root) OR (Canal Obturations, Root) OR (Obturation, Root Canal) OR (Obturations, Root Canal) OR (Root Canal Obturations) OR (Endodontic Obturation) OR (Endodontic Obturations) OR (Obturation, Endodontic) OR (Obturations, Endodontic) OR (Root Canal Therapy) OR (Canal Therapies, Root) OR (Canal Therapy, Root) OR (Root Canal Therapies) OR (Therapies, Root Canal) OR (Therapy, Root Canal))
<b>#1</b>	((endosequence root repair material) OR (activ gp sealer) OR (iroot sp) OR (endorez) OR (real seal composite resin) OR (endodontic monoblocks) OR (endodontic monoblock) OR (single-cone) OR (tertiaty monoblock) OR (coated gutta-percha))

Os resultados da pesquisa de literatura apresentados em duplicata foram excluídos através do software Mendeley Desktop (Elsevier Ltd, Amsterdam, Holanda). Dois revisores independentes (T.M.P. e K.P.) inicialmente examinaram os títulos de todos os estudos identificados. Se o título indicava possível inclusão, o resumo foi cuidadosamente avaliado, e os artigos considerados elegíveis para a revisão (ou em



caso de dúvida) foram selecionados para leitura do texto completo. As discrepâncias foram resolvidas por discussão com um terceiro revisor (A.H.B.).

#### **4.2.2 Avaliação de qualidade e risco de viés**

A qualidade metodológica e o risco de viés de cada estudo incluído foram avaliados de forma independente pelos dois revisores com base nas diretrizes da Cochrane (LIBERATI et al., 2009), de acordo com os seguintes parâmetros: Estudos apresentando geração de sequência aleatória, cegamento, cálculo do tamanho da amostra, padronização dos espécimes com dimensões similares, dados de resultados incompletos e outros vieses como: heterogeneidade inexplicável, inconsistência entre os ensaios, comparações indiretas, imprecisão (poucos eventos) e risco de viés de publicação. O coeficiente de variação dos artigos foi apresentado em gráfico e classificado em baixo, indefinido e alto. As avaliações de risco de viés foram realizadas no software Review Manager versão 5.2 (The Nordic Cochrane Centre, Copenhagen, Dinamarca).

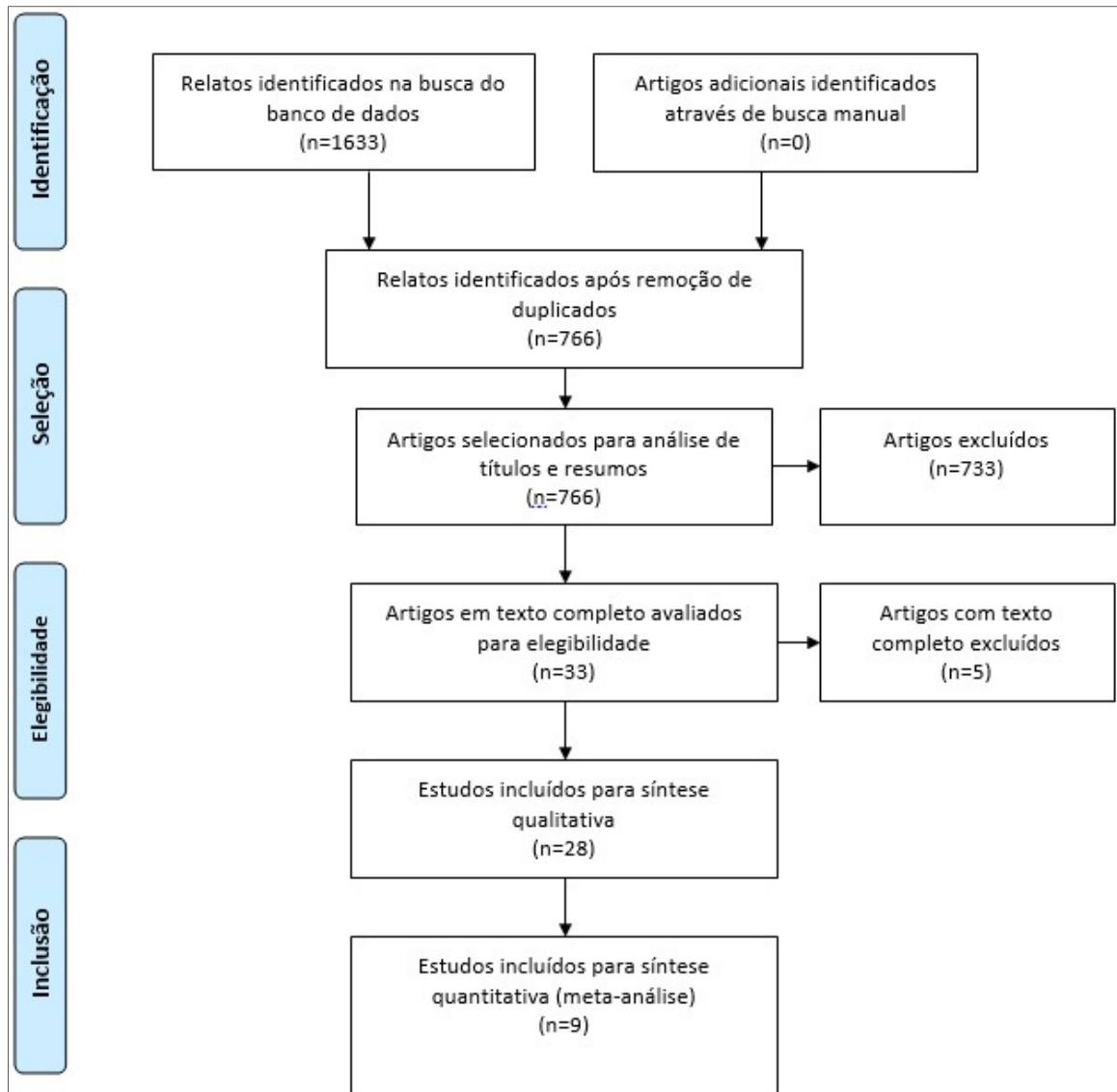
#### **4.2.3 Análise estatística**

As análises foram realizadas com o software Review Manager versão 5.2. Os artigos selecionados para metanálise relataram pelo menos uma comparação de características físicas específicas ao teste de força de adesão, *push-out*, entre pelo menos um dos sistemas de obturação endodôntica que defendem o conceito de monobloco terciário e uma ou mais técnicas convencionais de obturação dos canais radiculares. Os estudos foram alocados em subgrupos de acordo com a técnica de obturação utilizada, técnica do cone-único, condensação lateral a frio ou condensação vertical aquecida, e se o material em comparação fosse composto de guta-percha ou não-guta-percha. As estimativas de efeitos combinados foram obtidas comparando a diferença de risco de cada estudo com um intervalo de confiança de 95%. Modelos de efeitos randomizados foram utilizados; e a heterogeneidade foi avaliada usando teste Q de Cochran e o teste de inconsistências estatísticas  $I^2$ , com valores superiores a 50% sendo considerados indicativos de substancial heterogeneidade (LIBERATI et al., 2009).

## 4.3 RESULTADOS

### 4.3.1 Estratégia de busca e seleção dos estudos

Inicialmente, 1633 estudos potencialmente relevantes foram identificados em todas as bases de dados pesquisadas. As etapas de seleção dos estudos foram descritas na Figura 1. Após a remoção dos estudos duplicados restou um total de 766 estudos para a análise dos títulos e resumos. Um total de 33 estudos preencheu os critérios de seleção e foram incluídos na análise e leitura completa. Entre estes, 5 estudos foram excluídos, sendo que dois estudos não compararam a técnica monobloco terciário com a técnica convencional, um estudo foi excluído por comparar material não especificado na busca e outros 2 estudos foram excluídos por realizar testes que não verificassem a qualidade de união entre o cone obturador e o cimento endodôntico. As restantes 28 publicações comparando sistemas de obturação que preconizam a formação do conceito monobloco terciário com textos completos foram selecionadas para análise descritiva. Uma busca manual foi realizada nas referências desses 28 artigos, e nenhuma referência adicional foi encontrada. Nove estudos foram incluídos para síntese qualitativa por metanálise.



**Figura 1** – Fluxograma PRISMA representando a estratégia completa de busca para seleção dos artigos.

### 4.3.2 Avaliação de qualidade e risco de viés

Com relação à avaliação de qualidade e risco de viés (Figura 2), os artigos incluídos apresentaram baixo risco em relação ao viés na geração de sequência aleatória de seleção dos espécimes, padronização dos espécimes com dimensões similares, dados de resultados incompletos e outro vieses como: heterogeneidade inexplicável, inconsistência entre os ensaios, comparações indiretas, imprecisão (poucos eventos) e risco de viés de publicação. Em relação ao cálculo amostral e a realização de cegamento da amostra os estudos apresentaram alto risco de viés.

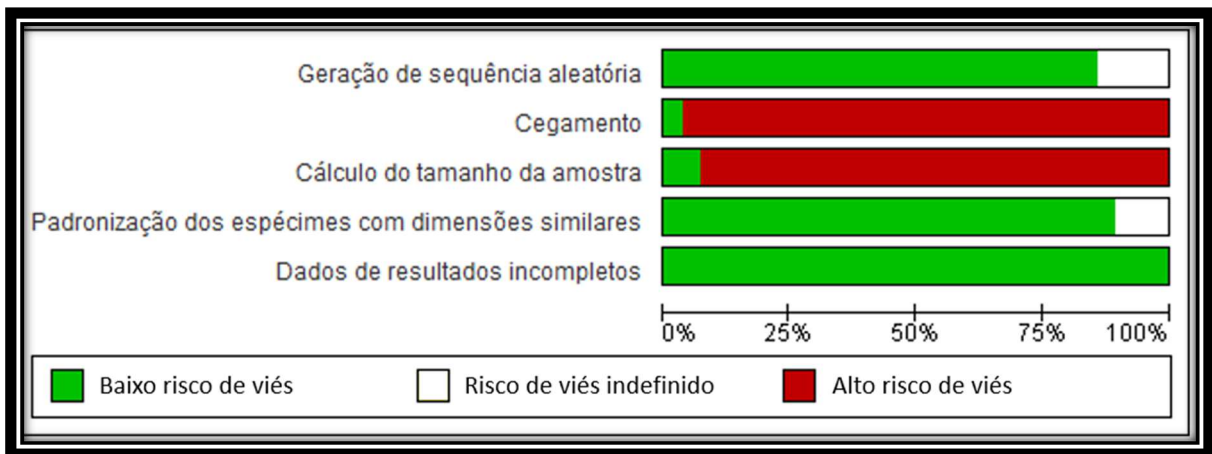


Figura 2 – Análise do risco de viés apresentados pelos estudos selecionados.

### 4.3.3 Análise descritiva

Vinte e oito artigos foram incluídos nesta revisão sistêmica para análise descritiva e estão dispostos na Tabela 2, onde os dados Autor, País, Grupo monobloco terciário e Grupo técnica convencional foram descritos. A descrição dos resultados das análises de força de adesão, testes de infiltração e adaptação do material obturador foram apresentados na Tabela 3.

Em relação ao teste de adesão, analisado pelo teste *push-out*, os autores Fisher et al. (2007), Patil et al. (2013) e Al Batouty e Hashem (2013) relataram que o sistema monobloco terciário EndoREZ apresentou menor força de adesão quando comparado à obturação utilizando a associação de guta-percha e AH Plus. No entanto, Lee et al. (2008), Lee et al. (2011) e Mahdi et al. (2013) relataram não haver diferença significativa entre as forças de adesão nos materiais testados. Deniz Sungur et al. (2016a) e Yap et al. (2017) relataram que o sistema EndoREZ apresentou força de adesão significativamente menor em comparação com todos os outros grupos

testados. Fuzinato et al. (2017) comprovou em seu estudo que a associação de RealSeal SE e Resilon mostrou maiores valores de resistência de união quando comparado ao sistema EndoREZ. Carrillo Varguez et al. (2016) relataram que o sistema monobloco terciário EndoSequence BC provou ser o material testado com melhor adesão em todos os terços do canal radicular.

Em relação aos testes de infiltração, Drukteinis et al. (2009), Eldeniz e Ørstavik (2009), Karapınar-Kazandag et al. (2010), D'ecorle et al. (2012), Mahdi et al. (2013) e Deniz Sungur et al. (2016b) relataram não haver diferenças significativas entre o Sistema EndoREZ e os outros grupos. Nas pesquisas apresentadas por Gillespie et al. (2006), Ersahan e Aydin (2013), Leal et al. (2014) e Royer et al. (2013), EndoREZ teve uma taxa média de infiltração significativamente maior, comparado aos outros grupos. Nos estudos de Zmener et al. (2008) e Ulusoy et al. (2014), EndoREZ apresentou menores valores de infiltração. Hedge e Arora (2015) concluíram que o sistema monobloco terciário EndoSequence BC ofereceu capacidade de vedação do sistema de canais radiculares superior quando comparado a outras técnicas.

Sobre a adaptação do material obturador, na avaliação por meio de estereomicroscópio, Al-Afifi et al. (2016) e o estudo de Eroğlu e Bayırlı (2017) apontaram melhor distribuição entre o cone e o cimento obturador apresentados pelo sistema monobloco terciário EndoREZ enquanto Herbert et al. (2009) não apresentaram diferença estatística entre os grupos testados. Os estudos de Hammad et al. (2009) e Başer Can et al. (2017), utilizando tomografia micro-computadorizada, e Royer et al. (2013), utilizando microscopia eletrônica de varredura, descreveram que nenhum dos sistemas foi associado a obturações do sistema de canais radiculares livres de espaços vazios. Entretanto, Hammad et al. (2009) e Royer et al. (2013) apontaram melhor preenchimento quando da utilização da guta-percha. Ribeiros et al. (2015), utilizando microscopia eletrônica de varredura concluiu que o sistema monobloco terciário EndoSequence BC gerou melhores resultados no preenchimento do material obturador. Enquanto que Herbert et al. (2009) por meio de avaliação radiográfica relatou não haver diferenças estatisticamente significativas entre os materiais testados.

**Tabela 2** – Apresentação e descrição dos artigos selecionados para análise descritiva.

<b>Autor e ano da publicação</b>	<b>País</b>	<b>Grupo monobloco terciário</b>	<b>Grupo técnica convencional</b>
Gillespie et al. 2006	Itália	Cimento e cone EndoREZ (n=15).	AH Plus e Warm compaction Guta-percha; Adhesive-Modified EndoREZ System (n=15).
Fisher et al. 2007	EUA	Cimento e cone EndoREZ (n=35).	Kerr EWT e Single-Cone Guta-percha (n=39); AH Plus e Single-Cone Guta-percha (n=35); Epiphany e Resilon (n=42); Activ GP system (n=45).
Lee et al. 2008	Taiwan	Cimento e cone EndoREZ (n=10).	Tubliseal e Warm compaction Guta-percha; Tubliseal e Resilon; Epiphany e Warm compaction Guta-percha; Epiphany e Resilon (n=10).
Zmener et al. 2008	Argentina	Cimento e cone EndoREZ (n=5).	Epiphany e Resilon; Grossman's Cement e Single-Cone Guta-percha (n=5).
Drukteinis et al. 2009	Lituânia	Cimento e cone EndoREZ (n=25).	AH Plus e Lateral compaction Guta-percha (n=25).
Eldeniz; Ørstavik 2009	Turquia	Cimento e cone EndoREZ (n=15).	AH Plus e Single-Cone Gutta Percha; Epiphany e Resilon; RC Sealer e Single-Cone Guta-percha; Apexit e Single-Cone Gutta Percha; Acrosil e Single-Cone Gutta Percha; RoekoSeal e Single-Cone Gutta Percha; GuttaFlow applying a test primer e Guta-percha (n=15).
Hammad et al. 2009	Reino Unido	Cimento e cone EndoREZ (n=12).	Tubliseal e Lateral compaction Guta-percha; RealSeal e Resilon; GuttaFlow e Single-Cone Guta-percha (n=12).

<b>Autor e ano da publicação</b>	<b>País</b>	<b>Grupo monobloco terciário</b>	<b>Grupo técnica convencional</b>
Herbert et al. 2009	Alemanha	Cimento e cone EndoREZ (n=10).	Epiphany e Resilon; GuttaFlow e Guta-percha (n=10).
Karapınar-Kazandag et al. 2010	Turquia	Cimento e cone EndoREZ (n=20).	AH Plus e Lateral compaction Guta-percha; Epiphany e Resilon; AH Plus e Single-Cone Guta-percha; Activ GP system (n=20).
Lee et al., 2011	Taiwan	Cimento e cone EndoREZ (n=10).	AH Plus e Warm compaction Guta-percha; Epiphany e Resilon (n=10).
D'ecorle et al. 2012	Itália	Cimento e cone EndoREZ (n=25).	ZOE Sealer e Warm compaction Guta-percha; Pulp Canal e Microseal technique Guta-percha (n=25)
Al Batouty; Hashem 2013	Egito	Cimento e cone EndoREZ (n=45).	Epiphany e Resilon; AH Plus e Lateral compaction Guta-percha; MetaSeal e Glass Fiber (n=45).
Ersahan; Aydin 2013	Turquia	Cimento e cone EndoREZ (n=18).	iRoot SP e Lateral compaction Guta-percha; Sealapex e Lateral compaction Guta-percha; AH Plus e Lateral compaction Guta-percha (n=18).
Mahdi et al. 2013	Espanha	Cimento e cone EndoREZ (n=40).	AH Plus e Lateral compaction Guta-percha; RealSeal e Real Seal Point (n=40).

<b>Autor e ano da publicação</b>	<b>País</b>	<b>Grupo monobloco terciário</b>	<b>Grupo técnica convencional</b>
Patil et al., 2013	Índia	Cimento e cone EndoREZ (n=60).	AH Plus e Single-Cone Guta-percha; Epiphany e Resilon (n=60).
Royer et al. 2013	EUA	Cimento e cone EndoREZ (n=15).	Activ GP system; Kerr EWT e Warm compaction Guta-percha (n=15).
Leal et al. 2014	Brasil	Cimento e cone EndoREZ (n=12).	Apexit Plus e Single-Cone Guta-percha; AH Plus e Single-Cone Guta-percha; EndoREZ e Single-Cone Guta-percha; Polifil e Single-Cone Guta-percha (n=12).
Ulusoy et al. 2014	Turquia	Cimento e cone EndoREZ (n=10).	Hybrid Root SEAL e Lateral compaction Guta-percha; iRoot SP e Lateral compaction Guta-percha; AH Plus e Lateral compaction Guta-percha (n=10).
Hedge; Arora 2015	Índia	Cimento e cone EndoSequence BC (n=20).	AH Plus e Lateral compaction Guta-percha; Smart-paste bio-Sealer e Single-Cone C-points; RealSeal SE e Resilon (n=20).
Ribeiras et al. 2015	Portugal	Cimento e cone EndoSequence BC (n=7).	AH Plus e Single-Cone Guta-percha; EndoSequence BC Sealer e Single-Cone Guta-percha (n=7).
Al-Afifi et al. 2016	Malásia	Cimento e cone EndoREZ (n=15).	AH Plus e Lateral compaction Guta-percha; Lateral Compaction EndoREZ system; AH Plus e Warm compaction Guta-percha; Warm compaction EndoREZ system; AH Plus e Single-Cone Guta-percha (n=15)



<b>Autor e ano da publicação</b>	<b>País</b>	<b>Grupo monobloco terciário</b>	<b>Grupo técnica convencional</b>
Carrillo Varguez et al. 2016	México	Cimento e cone EndoSequence BC (n=18)	AH Plus e Lateral compaction Guta-percha (n=18).
Deniz Sungur et al. 2016a	Turquia	Cimento e cone EndoREZ (n=20).	Activ GP obturation system; Smartpaste e Single-Cone Smartpoint; AH 26 e Single-Cone Guta-percha (n=20).
Deniz Sungur et al. 2016b	Turquia	Cimento e cone EndoREZ (n=20).	AH 26 e Single-Cone Guta-percha; EndoSequence BC Sealer e Guta-percha; AH 26 e Lateral compactation Guta-percha (n=20).
Başer Can et al. 2017	Turquia	Cimento e cone EndoREZ (n=10).	Activ GP system; AH Plus e Lateral compaction Guta-percha (n=10).
Eroğlu; Bayırlı 2017	Turquia	Cimento e cone EndoREZ (n=20).	AH Plus e Guta-percha; Epiphany e Resilon (n=20).
Fuzinatto et al. 2017	Brasil	Cimento e cone EndoREZ (n=30)	RealSeal e Resilon (n=30).
Yap et al. 2017	Malásia	Cimento e cone EndoREZ (n=18)	AH Plus e Single-Cone Guta-percha; TotalFill BC System; TotalFill BC Sealer e Single-Cone Guta-percha; EndoREZ Sealer e Single-Cone Guta-percha (n=18).

**Tabela 3** – Autores, testes e resultados distribuídos de acordo com os tipos de propriedades analisadas.

<b>Autor</b>	<b>Teste</b>	<b>Resultados</b>
<b>Força de adesão</b>		
Fisher et al. 2007	Push-Out	Guta-percha e AH Plus apresentaram força de adesão significativamente maior em comparação com todos os outros grupos.
Lee et al. 2008	Push-Out	Não houve diferença significativa entre as forças de adesão nos materiais testados.
Lee et al. 2011	Push-Out	Não houve diferença significativa entre as forças de adesão nos materiais testados.
Patil et al. 2013	Push-Out	Guta-percha e AH Plus apresentaram força de adesão significativamente maior em comparação com todos os outros grupos testados.
Al Batouty; Hashem 2013	Push-Out	Guta-percha e AH Plus apresentaram força de adesão significativamente maior em comparação com Resilon e EndoREZ.
Mahdi et al. 2013	Push-Out	Não houve diferença significativa entre as forças de adesão entre AH Plus/Guta-Percha, EndoREZ e o sistema RealSeal.
Deniz Sungur et al. 2016a	Push-Out	EndoRez apresentaram força de adesão significativamente menor em comparação com todos os outros grupos testados.
Carrillo Varguez et al. 2016	Push-Out	EndoSequence BC provou ser o material com melhor adesão em todos os terços do canal radicular.

Autor	Teste	Resultados
Fuzinatto et al. 2017	Push-Out	RealSeal SE mostrou maiores valores de resistência de união quando comparado ao EndoREZ.
Yap et al. 2017	Push-Out	EndoREZ apresentaram força de adesão significativamente menor em comparação com todos os outros grupos testados.
<b>Testes de Infiltração</b>		
Karapınar-Kazandag et al. 2010	Infiltração de glicose	Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.
Hedge; Arora 2015	Infiltração de glicose	EndoSequence BC ofereceu capacidade de vedação do sistema de canais radiculares superior quando comparado a outras técnicas.
Gillespie et al. 2006	Filtração de fluidos	EndoREZ teve uma taxa média de fluxo de fluido significativamente maior comparado aos outros grupos.
Mahdi et al. 2013	Filtração de fluidos	Não existem diferenças significativas entre os testes de infiltração entre todos os grupos.
Ulusoy et al. 2014	Filtração de fluidos	EndoREZ mostrou melhor capacidade de vedação em comparação com IRoot SP e Hybrid Root SEAL.
Ersahan; Aydin 2013	Transporte de fluidos	AH Plus exibiu microinfiltração significativamente menor do que Sealapex e EndoREZ.

Autor	Teste	Resultados
Deniz Sungur et al. 2016b	Transporte de fluidos	EndoREZ foi tão eficaz quanto Sealer 26/Guta-percha na vedação do canal radicular.
Drukteinis et al. 2009	Infiltração bacteriana	EndoREZ e AH Plus/Guta-Percha apresentaram infiltração bacteriana sem diferença significativa.
Eldeniz; Ørstavik 2009	Infiltração bacteriana	Nenhum dos espécimes dos grupos AH Plus, RC Sealer, RoekoSeal e EndoREZ resistiu à infiltração bacteriana após 40 dias.
D'ecorle et al. 2012	Infiltração bacteriana	Não houve diferença estatística entre o grupo EndoREZ e o grupo obturado pela condensação vertical aquecida.
Leal et al. 2014	Infiltração bacteriana	Não houve diferença estatística entre Apexit Plus e AH Plus, porém apresentaram resultados de capacidade de vedamento superiores ao grupo EndoREZ.
Zmener et al. 2008	Penetração de corantes	EndoRez e Resilon/Epiphany demonstraram significativamente menores valores de infiltração
Royer et al. 2013	Penetração de corantes	EndoRez apresentou taxa significativamente superior de infiltração apical e penetração de corante em comparação com Guta-Percha/Pulp canal sealer e Activ GP.

Autor	Teste	Resultados
<b>Adaptação do Material Obturador</b>		
Herbert et al. 2009	Estereomicroscópio	Todos sistemas de obturação do sistema de canal radicular testados contemporâneos indicam obturação efetiva no terço apical.
Al-Afifi et al. 2016	Estereomicroscópio	EndoREZ apresentou resultados superiores à Guta-Percha/AH Plus na distribuição entre o cone obturador e o cimento.
Eroğlu; Bayırlı 2017	Estereomicroscópio	EndoREZ apresentou significativamente mais áreas preenchidas pelo cone e menor presença de detritos e espaços vazios no terço apical.
Hammad et al. 2009	Tomografia micro-computadorizada	Guta-percha apresentou menos espaços vazios comparados aos outros grupos.
Başer Can et al. 2017	Tomografia micro-computadorizada	Nenhum dos sistemas foi associado a obturações do sistema de canais radiculares livres de espaços vazios.
Royer et al. 2013	Microscopia eletrônica de varredura	EndoRez apresentou mais espaços vazios e detritos do canal radicular em comparação com Guta-percha/ Pulp canal sealer e Activ GP.

<b>Autor</b>	<b>Teste</b>	<b>Resultados</b>
Ribeiras et al. 2015	Microscopia eletrônica de varredura	A combinação de EndoSequence BC Sealer e EndoSequence BC Points gerou melhores resultados.
Herbert et al. 2009	Aspecto radiográfico da obturação	As diferenças entre os materiais não foram estatisticamente significativas.

#### 4.3.4 Metanálise

Nove artigos foram selecionados para metanálise (Tabela 4). A análise de força de adesão pelo teste *push-out* comparando a obturação monobloco terciário com a obturação convencional utilizando a técnica de cone-único com gutta-percha e com materiais similares à gutta-percha apresentaram diferença significativa ( $p < 0,00001$ ) (Figura 3). Nestas condições, a obturação realizada com o conceito monobloco terciário apresentou força de adesão à parede dentinária significativamente menor em comparação aos grupos testados. Quando utilizado a técnica condensação lateral a frio demonstraram força de adesão significativamente menor ( $p = 0,002$ ), exceto no subgrupo onde o material obturador sólido utilizado foi a gutta-percha, onde não houve diferença significativa ( $p = 0,10$ ) (Figura 4). Já quando utilizado a técnica de compactação vertical aquecida, utilizando gutta-percha ou material obturador sólido similar, não houve diferença significativa ( $p = 0,13$ ) (Figura 5).

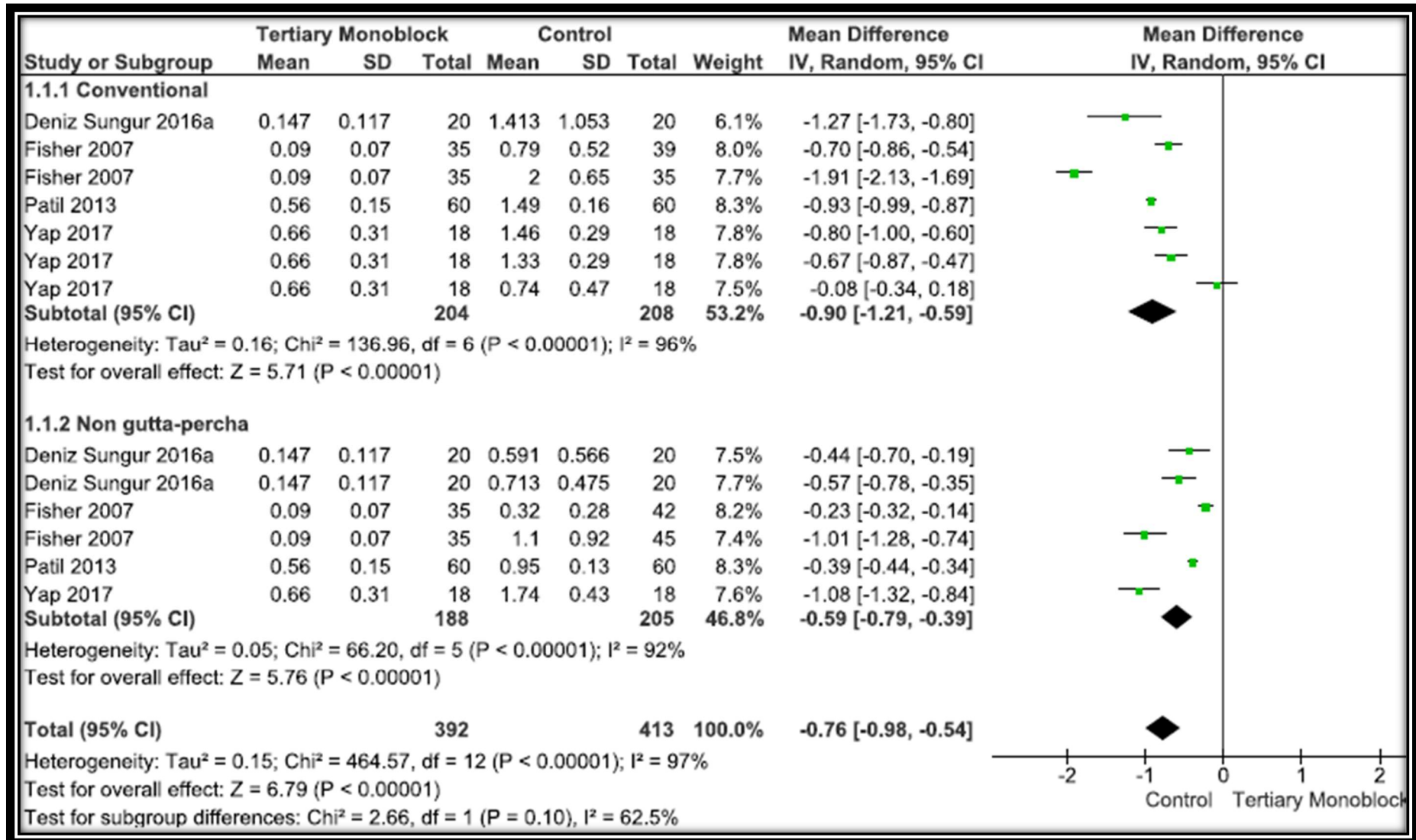
**Tabela 4** – Estudos selecionados para metanálise.

Autor	Título
Fisher et al. 2007	An in vitro comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push-out test design.
Lee et al. 2008	A novel polyurethane-based root canal-obturation material and urethane-acrylate-based root canal sealer-part 2: evaluation of push-out bond strengths.
Lee et al. 2011	A novel urethane acrylate-based root canal sealer with improved degree of conversion, cytotoxicity, bond strengths, solubility, and dimensional stability.
Patil et al. 2013	An in vitro comparison of bond strengths of Gutta-percha/AH Plus, Resilon/Epiphany self-etch and EndoREZ obturation system to intraradicular dentin using a push-out test design.
Al Batouty; Hashem 2013	Push-out bond strength of a newly introduced glass fiber root canal filling material.
Mahdi et al. 2013	Bond strength to root dentin and fluid filtration test of AH Plus/gutta-percha, EndoREZ and RealSeal systems.
Deniz Sungur et al. 2016a	Push-out bond strength and dentinal tubule penetration of different root canal sealers used with coated core materials.

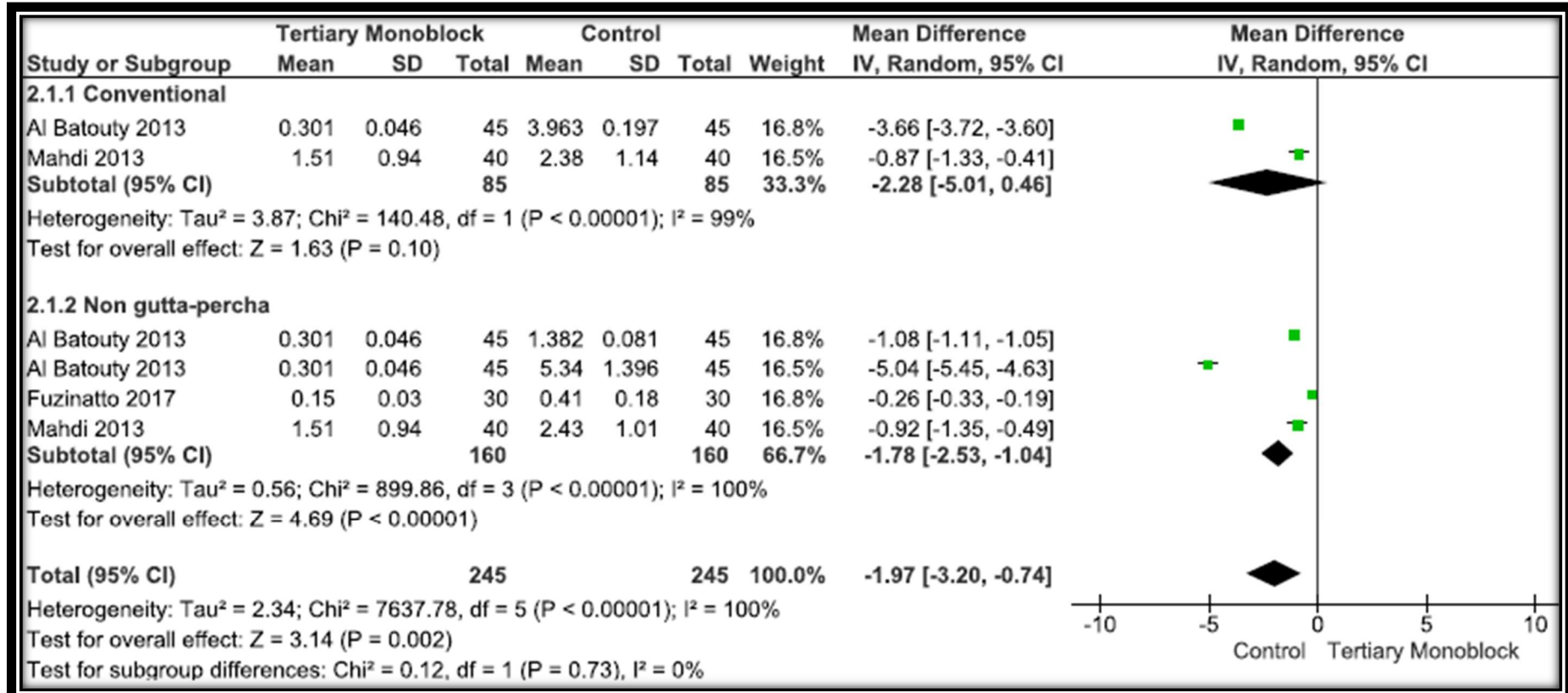
Continuação da tabela 4

<b>Autor</b>	<b>Título</b>
Fuzinato et al. 2017	Effects of an endodontic auxiliary chemical substance on the bond strength of two methacrylate-based endodontic sealers to dentin.
Yap et al. 2017	An in vitro comparison of bond strength of different sealers/obturation systems to root dentin using the push-out test at 2 weeks and 3 months after obturation.

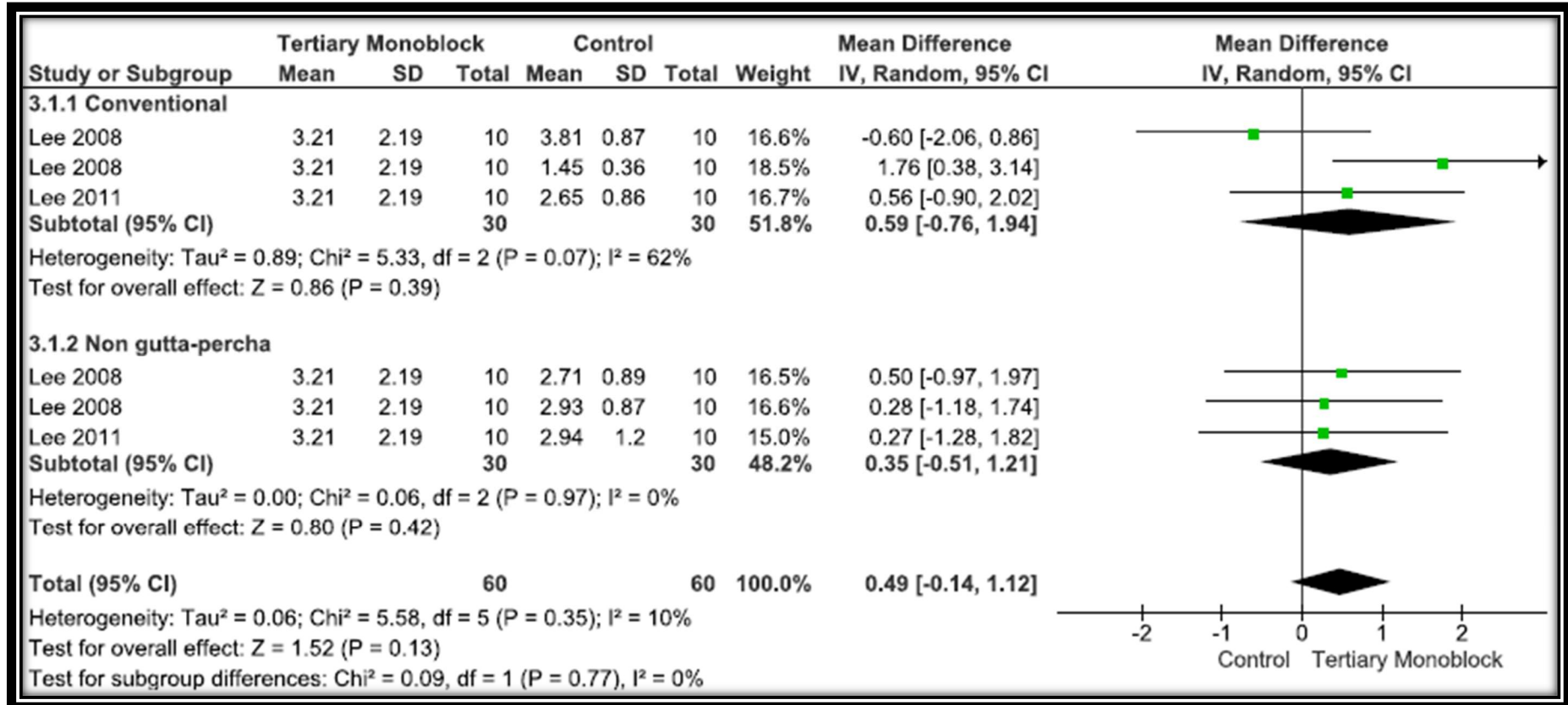




**Figura 3** - Forest plot para metanálise da força de adesão entre os grupos monobloco terciário e grupo controle e subgrupos representados por material obturador sólido de gutta-percha e de não-gutta-percha utilizando a técnica de obturação de cone-único.



**Figura 4** - *Forest plot* para metanálise da força de adesão entre os grupos monobloco terciário e grupo controle e subgrupos representados por material obturador sólido de gutta-percha e de não-gutta-percha utilizando a técnica de obturação de condensação lateral a frio.



**Figura 5** - Forest plot para metanálise da força de adesão entre os grupos monobloco terciário e grupo controle e subgrupos representados por material obturador sólido de gutta-percha e de não-gutta-percha utilizando a técnica de obturação de compactação vertical aquecida.

#### 4.4 DISCUSSÃO

O objetivo inicial desta revisão sistemática foi o estudo exploratório do desempenho da obturação endodôntica que preconizasse o conceito monobloco terciário. No entanto, a metanálise apontou estudos comparando a obturação monobloco terciário com diferentes abordagens de técnica como, técnica do cone-único, condensação lateral a frio e condensação vertical aquecida, e se o material obturador sólido em comparação fosse composto de guta-percha ou não-guta-percha, indicando a necessidade de classificar estudos com diferentes tratamentos e realizar metanálise adicional dos subgrupos. Portanto, esta revisão também comparou a influência da técnica aplicada na obturação monobloco terciário. A aplicação de metanálise avaliando força de adesão pelo teste *push-out* comparando a obturação monobloco terciário com a obturação convencional utilizando a técnica de cone-único com guta-percha e com materiais similares à guta-percha apresentaram diferença significativa ( $p < 0,00001$ ). O método *push-out* é baseado na tensão de cisalhamento na interface entre a dentina e o material obturador, que é comparável com as tensões observadas clinicamente (YAP et al. 2017). Nestas condições, a obturação monobloco terciário apresentou força de adesão à parede dentinária significativamente menor em comparação aos grupos testados.

Quando utilizado a técnica condensação lateral a frio, assim como a técnica de cone-único, os resultados também demonstraram força de adesão significativamente menor ( $p = 0,002$ ), exceto no subgrupo onde o material obturador sólido utilizado foi a guta-percha, onde não houve diferença significativa ( $p = 0,10$ ). Já quando utilizado a técnica de compactação vertical aquecida, utilizando guta-percha ou material obturador sólido similar, não houve diferença significativa ( $p = 0,13$ ). Estes resultados apontam para menor força de adesão apresentada pela obturação monobloco terciário em comparação ao grupo convencional, exceto quando utilizado na técnica de compactação vertical aquecida. Considerando a espessura de cimento endodôntico, evidenciada no material obturador nas técnicas de cone-único e condensação lateral a frio, esta apresenta maior espessura comparado à técnica de compactação vertical aquecida (FISHER et al., 2007) o que pode influenciar negativamente na força de adesão, explicando a diferença entre os grupos. Entretanto, Peng et al. (2007) realizou metanálise comparando o desfecho clínico da obturação endodôntica onde a compactação vertical aquecida apresentou alta taxa de

extrusão do material obturador comparado a condensação lateral a frio, sendo este um importante fator de insucesso do tratamento. Diversos materiais e técnicas têm sido testados no intuito de alcançar as propriedades ideais, no entanto a literatura ainda não apresenta consenso em relação a escolha do material e da técnica (DEL FABBRO et al., 2016). Portanto, novos ajustes na formulação destes materiais buscando melhores resultados de força de adesão são justificáveis.

Apenas os sistemas EndoREZ, EndoSequence BC e iRoot SP foram considerados no escopo deste estudo devido à formação de adesão nas três interfaces circunferenciais: entre cimento endodôntico e parede dentinária radicular, cimento endodôntico e material de revestimento do cone obturador e entre o material de revestimento e o material do cone obturador. Estudos que não avaliassem propriedades da obturação endodôntica analisando o material obturador por meio da associação do cimento e do cone obturador foram excluídos. Dos 28 estudos analisados, 25 utilizaram o sistema EndoREZ como grupo monobloco terciário, três utilizaram o sistema EndoSequence BC e nenhum estudo utilizando o cimento iRoot SP associado a cone obturador revestido com material cerâmico foi encontrado. Para a análise qualitativa por meio da metanálise foram encontrados apenas estudos analisando o sistema EndoREZ. Uma das hipóteses que explicaria essa diferença seria que este sistema foi lançado no mercado a mais tempo quando comparado aos outros sistemas obturadores monobloco terciário. Apesar da escassez de estudos analisam propriedades físicas de força de adesão dos sistemas EndoSequence BC e iRoot SP, Silva Almeida et al. (2017) realizaram revisão sistemática sobre as características físicas, químicas e biológicas destes cimentos endodônticos e concluíram que apesar da falta de ensaios clínicos bem delineados, estes cimentos à base de silicato de cálcio apresentam boas propriedades *in vitro*.

Relacionado às propriedades de interesse, analisadas nos artigos selecionadas para este estudo, o número de estudos laboratoriais supera os estudos clínicos. Isto se deve ao fato de que é mais viável e mais objetivo para o pesquisador, avaliar os resultados da obturação do sistema de canais radiculares pela adaptação do material obturador, resistência de união, capacidade de selamento, avaliação dos volumes percentuais de material obturador endodôntico e de presença lacunas em dentes extraídos do que na boca do paciente, o que reforça ainda mais a importância dos estudos laboratoriais para simulações clínicas, pela facilidade de isolamento de

variáveis relacionadas ao sucesso da obturação. Além disso, ensaios clínicos exigem projetos rigorosos, consomem tempo e energia e são de difícil execução. Necessitam de acompanhamento a longo prazo, e a avaliação é mais complicada. Ainda assim, os ensaios clínicos fornecem informações úteis e sugestões práticas, especialmente para ensaios clínicos randomizados bem desenhados.

Neste estudo, sete bases de dados comuns, incluindo as bases de dados Medline via PubMed, Web of Science, Scopus e Cochrane. Os artigos selecionados receberam análise do risco de viés de acordo com os seguintes parâmetros: estudos apresentando geração de sequência aleatória, cegamento, cálculo do tamanho da amostra, padronização dos espécimes com dimensões similares, dados de resultados incompletos e outros vieses como: heterogeneidade inexplicável, inconsistência entre os ensaios, comparações indiretas, imprecisão (poucos eventos) e risco de viés de publicação. Dessa maneira, a não realização do cálculo amostral e a ausência de cegamento da amostra representaram alto risco de viés. Dos 28 estudos incluídos para análise descritiva desta revisão sistemática, apenas um (ROYER et al., 2013) realizou cegamento das amostras, no entanto, nenhum estudo dos 27 remanescentes justificou a ausência de cegamento. Dois estudos (BAŞER CAN et al., 2017; YAP et al., 2017) apresentaram cálculo do tamanho da amostra. Em relação aos outros parâmetros analisados, nenhum estudo apresentou alto risco de viés.

A análise descritiva das propriedades de força de adesão, testes de infiltração e adaptação do material obturador foi realizada neste estudo. Dez artigos foram selecionados para análise descritiva da força de adesão onde nove foram selecionados para metanálise. O artigo excluído para metanálise (CARRILLO VARGUEZ et al. 2016) comparou o sistema EndoSequence BC utilizando técnica de cone-único com guta-percha em associação com o cimento AH Plus utilizando a técnica de condensação lateral. A utilização de técnicas diferentes na comparação dos sistemas foi considerada risco de viés gerando a exclusão deste estudo para metanálise, porém, o sistema EndoSequence BC apresentou valores superiores de adesão em comparação. Os estudos de Fisher et al. (2007), Patil et al. (2013), Al Batouty e Hashem (2013) e Yap et al. (2017) demonstraram resultados de força de adesão superiores da guta-percha associada ao AH Plus em comparação com o sistema EndoREZ. Sendo a associação entre a guta-percha e o cimento AH Plus considerada padrão ouro para comparação em endodontia, o sistema EndoREZ não

apresentou resultados satisfatórios nestas condições. Já Lee et al. (2008), Lee et al. (2011) e Mahdi et al. (2013) relataram não haver diferença significativa nos grupos, onde a falta de padronização dos resultados pode ser explicada pelas diferenças nas técnicas obturadoras aplicadas. Em relação aos testes de infiltração não houve semelhança nos resultados apresentados. Discrepâncias entre os estudos poderiam ser explicadas com base nas diferenças nos desenhos experimentais, incluindo variações nas soluções de irrigação e na técnica de obturação. Silva Almeida et al. (2017) relatam que estudos sobre a capacidade de selamento pela avaliação de infiltração apresentam baixo nível de evidência devido à falta de padronização da técnica, confiabilidade duvidosa e, conseqüentemente, baixo impacto. O mesmo pode ser associado aos testes de adaptação do material obturador, por meio de análise de imagem do material obturador. Onde, apesar de não apresentarem padronização, ficou exposto que nenhum sistema está livre da presença de espaços vazios na obturação o que representa desvantagem dos sistemas testados. Sendo assim, o conceito de criar unidades homogêneas dentro da dentina radicular é excelente em teoria; no entanto, a realização da obturação monobloco é desafiadora (TAY e PASHLEY, 2007) devido a adesão à dentina ser comprometida por alterações volumétricas que ocorrem em materiais à base de resina durante a polimerização, como por exemplo o cimento à base de metacrilato EndoREZ, e também pela lama dentinária depositada nas paredes do canal (BELLI et al., 2011). Os presentes achados indicam resultados insatisfatórios de força de adesão pela obturação monobloco terciário, no entanto, estudos clínicos são necessários para confirmação. Entretanto, o desenvolvimento de novos materiais e técnicas dentro deste conceito abre espaço para perspectivas futuras sobre a evolução dos materiais e técnicas utilizados na obturação endodôntica.

#### 4.5 CONCLUSÃO

Embora a metanálise tenha demonstrado resultados inferiores da força de adesão da obturação monobloco terciário utilizando a técnica de cone-único e de condensação lateral a frio, ensaios clínicos de longo prazo são necessários para determinar a melhor opção de tratamento gerando evidências suficientes para apoiar esta conclusão.

## **5. CAPÍTULO 2 – TESTES PRELIMINARES PARA DESENVOLVIMENTO DE MATERIAL OBTURADOR MONOBLOCO À BASE DE COMPÓSITO**

### **5.1 INTRODUÇÃO**

O objetivo principal do tratamento endodôntico é eliminar a etiologia das doenças pulpares ou do periápice e promover saúde perirradicular através da desinfecção e obturação do canal radicular (ROBERTS et al., 2017). A obturação deve criar vedação no intuito de impedir que os fluidos bacteriano e tecidual reentrem no espaço do canal radicular, ser dimensionalmente estável e biocompatível (DEL FABBRO et al. 2016). Apesar do desenvolvimento de novas tecnologias e materiais, falhas são comuns no tratamento endodôntico (ESTRELA et al., 2014). São observadas, geralmente, como alterações radiográficas nos tecidos periapicais e infecção intraradicular persistente ou secundária, indicando a necessidade de nova intervenção (ESTRELA et al., 2018). Guta-percha ainda é o material obturador endodôntico mais comumente utilizado, sendo este, um dos materiais mais antigos em utilização na odontologia (AL-HADDAD et al., 2018). A introdução da gutapercha na odontologia é creditada ao norte americano Dr. Asa Hill. Como resultado da procura por um material restaurador plástico, ele produziu uma mistura de gutapercha, carbonato de lima e quartzo, batizando de "Hill's Stopping", em 1847 (CUNNINGHAM et al., 2006; ROBERTS et al., 2017). Em 1867, Dr. Bowman relatou o uso de gutapercha com o objetivo de obturar canais radiculares. Em 1887, a indústria norte americana S.S. White, iniciou a fabricação de cones de gutapercha (GATEWOOD, 2007). A padronização dos cones obturadores dentários foi então recomendada por Ingle, em 1955 (CUNNINGHAM et al., 2006).

O cone obturador endodôntico de gutapercha, em sua composição, contém cerca de 20% de gutapercha, 75% de óxido de zinco e os componentes restantes são variadas combinações de sulfatos metálicos, para radiopacidade, juntamente com ceras e resinas (CAMILLERI, 2015; ROBERTS et al., 2017). As porcentagens precisas dos componentes de cones de gutapercha de cada empresa fabricante são geralmente mantidas em segredo comercial (ROBERTS et al., 2017). Contudo, o uso exclusivo de gutapercha não proporciona selamento hermético de canais radiculares, por não possuir qualidades adesivas, sendo necessário seu uso em conjunto com cimentos que forneçam selamento da interface canal radicular/gutapercha, por esta razão, os cimentos endodônticos são essenciais para otimizar os



resultados de selamento e prevenir infiltrações microbianas (BRISEÑO MARROQUÍN et al., 2015; SILVA ALMEIDA et al., 2017).

Diversas técnicas e materiais foram desenvolvidos ao longo das últimas décadas com o propósito de alcançar as propriedades ideais do processo de obturação de canais radiculares. Por esse motivo, muitos estudos já compararam o desempenho de técnicas de obturação em diferentes aspectos, entretanto com resultados distintos (KIERKLO et al., 2015; CELIKTEN et al., 2016; JHO et al., 2016; SCHÄFER et al., 2016; MARQUES-FERREIRA et al., 2017; ÖZKURT-KAYAHAN et al., 2017; SCHROEDER et al., 2017). A condensação lateral, idealizada por Callahans, em 1914, é a técnica de obturação mais utilizada e conhecida, principalmente devido à simplicidade de sua execução e aos excelentes resultados clínicos (AMINSOBHANI et al., 2015). Entretanto, existem inconvenientes dessa técnica, como impossibilidade de obtenção de obturação hermética, falta de homogeneidade, grande consumo de material, tempo despendido, selamento apical deficiente e má adaptação do material obturador às paredes dentinárias (BUCHANAN et al., 2015; ÖZKURT-KAYAHAN et al., 2017; SINHAL et al., 2018).

A partir da propriedade de termoplastificação da guta-percha (BRISEÑO MARROQUÍN et al., 2015; ROBERTS et al., 2017), vários sistemas puderam ser incorporados à prática endodôntica. Entre estes, a técnica Híbrida de Tagger Modificada, consiste na associação da condensação lateral ativa com a compactação termomecânica através de instrumentos semelhantes a lima tipo Hedströen, invertida, chamados Gutta-Condensor, acoplado em contra-ângulo de baixa rotação (TAGGER et al., 1994). Comercializados com o nome de Sistema Thermafil (Tulsa Dental Products, Tulsa, EUA), Gutta-Core (Dentsply Sirona, York, EUA) ou GuttaFusion (VDW, Munique, Alemanha), tais sistemas são constituídos por carregador central de metal, titânio, plástico ou até mesmo guta-percha, com diâmetros e comprimentos correspondentes aos das limas standardizadas ISO, recobertos por guta-percha na fase alfa que, ao ser aquecida, torna-se plastificada e aderente ao carregador, o qual é levado ao interior do canal radicular com movimento único em direção apical, no momento da obturação (SCHÄFER et al., 2016; MARQUES-FERREIRA et al., 2017; SCHROEDER et al., 2017). Já a compactação vertical aquecida da guta-percha foi proposta em meados de 1960, levando a resultados satisfatórios em termos de homogeneidade e preenchimento do canal radicular (AMINSOBHANI et al., 2015).

No entanto, o equipamento necessário para esta técnica é consideravelmente dispendioso comparado à compactação lateral a frio (JHO et al., 2016).

Embora resultados clínicos previsíveis tenham sido relatados com o uso de guta-percha e cimentos endodônticos por meio de diferentes aplicações de técnicas (DEL FABBRO et al., 2016), há um interesse quanto à utilização dos conceitos adesivos em endodontia (YAP et al., 2017). Além disso, a introdução de sistemas de instrumentação endodôntica que simulam a geometria dos cones principais torna relevante investigações em relação às técnicas obturadoras com cone-único (SCHÄFER et al., 2016; ÖZKURT-KAYAHAN et al., 2017). Esta técnica é considerada simples e rápida, gerando menor estresse para pacientes e clínicos. O termo “monobloco” é aplicado à utilização de um simples cone obturador associado a cimentos obturadores sem necessidade de complementação técnica, proporcionando adesão tanto na superfície do cimento endodôntico com os túbulos dentinários quanto na superfície do cimento endodôntico com o cone obturador (TAY e PASHLEY, 2007; NIKHIL et al., 2012; CELIKTEN et al., 2016; SCHÄFER et al., 2016). Modificações na formulação dos cones de guta-percha por meio de modificações conceituais do material principal do cone obturador, possibilitam investigações em aspectos de biocompatibilidade, ação antimicrobiana e possibilidade de adesão entre o material do cone obturador e cimento endodôntico (JAIN et al., 2016). A introdução de materiais com propriedades adesivas aplicadas no advento de sistemas de obturação que reivindicam adesão ao longo da interface cimento/guta-percha por modificações em suas composições poderiam suportar o uso de técnica de obturação de cone-único.

No intuito de aperfeiçoar a vedação do sistema de canais radiculares, materiais obturadores endodônticos resinosos foram testados e apresentaram resultados iniciais promissores (LEE et al., 2011; ROYER et al., 2013; EROĞLU e BAYIRLI, 2017). A falta de adesão dos cimentos endodônticos à guta-percha constituía uma desvantagem à procura do material obturador ideal (YAP et al., 2017). Portanto, em esforço para gerar adesão entre cone obturador/cimento/dentina, cones de guta-percha revestidos com resina de metacrilato foram associados a cimentos à base de metacrilato dando origem ao sistema EndoREZ (Ultradent Products Inc., Utah, EUA) (EROĞLU e BAYIRLI, 2017). As propriedades hidrofílicas do cimento EndoREZ permitiam também sua penetração nas paredes do canal radicular (AL-HADDAD et al., 2018). Já o sistema obturador endodôntico Resilon (Resilon Research

LLC, Madison, EUA), se constituiu de material resinoso, que foi apresentado como substituto para a guta-percha (KARAPINAR-KAZANDAG et al., 2010). Este foi capaz de se ligar ao cimento Epiphany (Pentron Clinical Technologies, Wallingford, EUA), cimento dual composto à base de resina (EROĞLU e BAYIRLI, 2017). Porém, apesar das propriedades relatadas, ambos apresentaram resultados insatisfatórios quando a capacidade de força de adesão (FUZINATTO et al., 2017). O objetivo desta pesquisa foi realizar testes físico-químicos de resistência coesiva, estabilidade dimensional, liberação de íons cálcio, padronização do diâmetro e conicidade, radiopacidade, espessura de película e escoamento com o objetivo de desenvolvimento de um sistema obturador endodôntico monobloco composto por cimento à base de compósito com presa química e guia obturador de compósito fotopolimerizável. A hipótese nula testada foi que o material experimental apresentasse valores estatisticamente similares nos resultados dos testes preliminares comparados ao cone de guta-percha e o cimento AH Plus.

## 5.2 MATERIAIS E MÉTODOS

### 5.2.1 Delineamento experimental

A etapa experimental desta pesquisa foi realizada no Laboratório de pesquisa do Centro de Desenvolvimento e Controle de Biomateriais (CDCBio) do programa de pós graduação da Universidade Federal de Pelotas (UFPel) – Pelotas – Rio Grande do Sul e no Laboratório de pesquisa em Ciências Odontológicas Integradas da Faculdade de Odontologia da Universidade de Cuiabá (UNIC).

### 5.2.2 Materiais

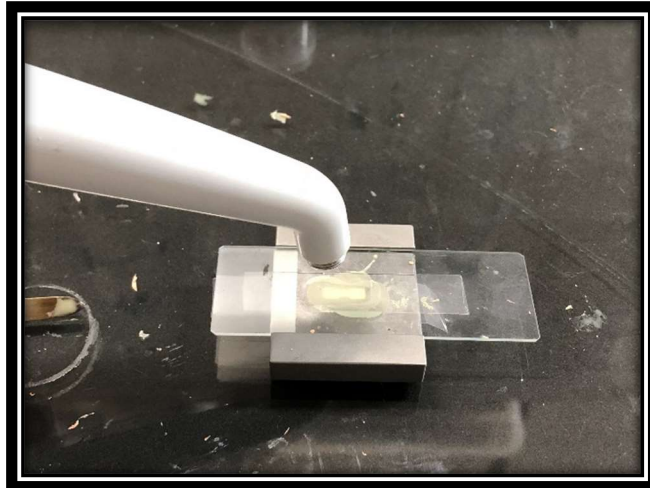
Foram confeccionados corpos de prova a partir do material experimental à base de compósito com presa fotopolimerizável simulando o material do guia obturador. O cimento experimental foi produzido a partir do mesmo material do guia obturador exceto pelo mecanismo de presa, realizado por ativação química (Figura 6). Os guias obturadores foram comparados com bastões de guta-percha termoplastificáveis do sistema obtura II (Obtura Spartan, Algonquin, EUA) e o cimento experimental foi comparado com o cimento AH Plus (Dentsply Sirona, York, EUA).



**Figura 6-** Pasta base e pasta catalisadora do cimento endodôntico experimental.

### 5.2.3 Teste de resistência coesiva

Dez espécimes em forma de haltere com uma área de constrição transversal de  $1,0 \text{ mm}^2$ ,  $10,0 \text{ mm}$  de comprimento,  $2,0 \text{ mm}$  de largura e  $1,0 \text{ mm}$  de espessura foram produzidos a partir de moldes metálicos. Para o grupo onde a gutapercha termoplastificável foi analisada, os bastões de gutapercha foram aquecidos com lamparina até sua plastificação e os moldes metálicos foram preenchidos. Os espécimes a partir do material experimental foram inseridos nos moldes metálicos e fotopolimerizados utilizando aparelho fotopolimerizador da marca Radian (Radian SDI, Bayswater, Austrália) ajustado em  $1200 \text{ mW/cm}^2$  por 30 segundos nas superfícies superior e inferior a distância de  $2 \text{ mm}$  (Figura 7). Posteriormente, a área da zona de constrição foi medida com paquímetro digital Mitutoyo (Mitutoyo, Suzano, Brasil). Os espécimes foram armazenados em água destilada a  $37^\circ\text{C}$  por 24 h. Foram fixados em dispositivo metálico com cola à base de cianoacrilato e testados pela resistência à tração máxima em máquina universal de ensaios EMIC DL 500 (Instron, São José dos Pinhais, Brasil) a uma velocidade de  $0,5 \text{ mm}$  por minuto até a fratura. A força coesiva foi calculada pelo software do aparelho e expressa em MPa. Os valores foram alocados em tabelas e a média e desvio padrão de cada grupo foi mensurado.



**Figura 7** - Material experimental inserido no molde metálico e preparado para fotopolimerização.

#### 5.2.4 Teste de estabilidade dimensional

Oito espécimes de cada material foram fabricados a partir de molde metálico de 6 mm de comprimento por 4 mm de diâmetro. Para o grupo onde a guta-percha termoplastificável foi analisada, os bastões de guta-percha foram aquecidos com lamparina e os moldes metálicos foram preenchidos. Os espécimes a partir do material experimental foram inseridos nos moldes metálicos e fotopolimerizados utilizando aparelho fotopolimerizador da marca Rádi (SDI, Bayswater, Australia) ajustado em 1200 mW/cm<sup>2</sup> por 30 segundos nas superfícies superior e inferior a uma distância de 2 mm. Após sua confecção, cada espécime teve seu diâmetro e comprimento aferido com auxílio de paquímetro universal digital da marca Mitutoyo (Mitutoyo, Suzano, Brasil), capaz de registrar centésimos de milímetros, utilizado por um único operador (Figura 8). Os espécimes foram colocados em eppendorf contendo 2 mL de água destilada, numerados, e armazenados a 37°C. Após 30 dias de armazenamento os espécimes foram mensurados novamente. A porcentagem da alteração dimensional (ED) foi calculada pela fórmula a seguir:

$$ED = \frac{C_{30} - C}{C} \times 100$$

Onde C é o comprimento inicial do espécime e C<sub>30</sub>, o comprimento após 30 dias.

Os valores foram alocados em tabelas e a média e desvio padrão de cada grupo foi mensurado.



**Figura 8** – Aferição do comprimento do corpo de prova com auxílio de paquímetro universal digital.

### 5.2.5 Teste de liberação de íons cálcio

A análise foi realizada em triplicata pelo leitor de íons Hanna HI 5222 (Hanna, Póvoa de Varzim, Portugal) equipado com um eletrodo combinado para íon seletivo que possui um sensor de íons cálcio (HI 4104). Os corpos de prova foram imersos em 10 mL de água ultra pura, levados à estufa a 37°C e nos períodos de 3h, 24h, 72h, 168h e 720h foi realizada a substituição da água. Na solução que ficou em contato com os corpos de prova, foi adicionado 0,2 mL da solução ajustadora de força iônica (HI4004-00) e em seguida realizada a agitação, imersão do eletrodo na amostra e o registro do valor indicado pelo equipamento, em mV. Para o cálculo da concentração de íons cálcio em ppm, foi construída uma curva de calibração (mV x ppm) através da diluição da solução padrão de cálcio 0,1M (HI 4004-01) nas concentrações de 1, 5, 25, 50, 75 e 100 ppm. A cada 10 mL de solução padrão diluída, foi adicionado 0,2 mL da solução ajustadora de força iônica e mensurado o valor de mV.

### 5.2.6 Padronização do diâmetro e conicidade

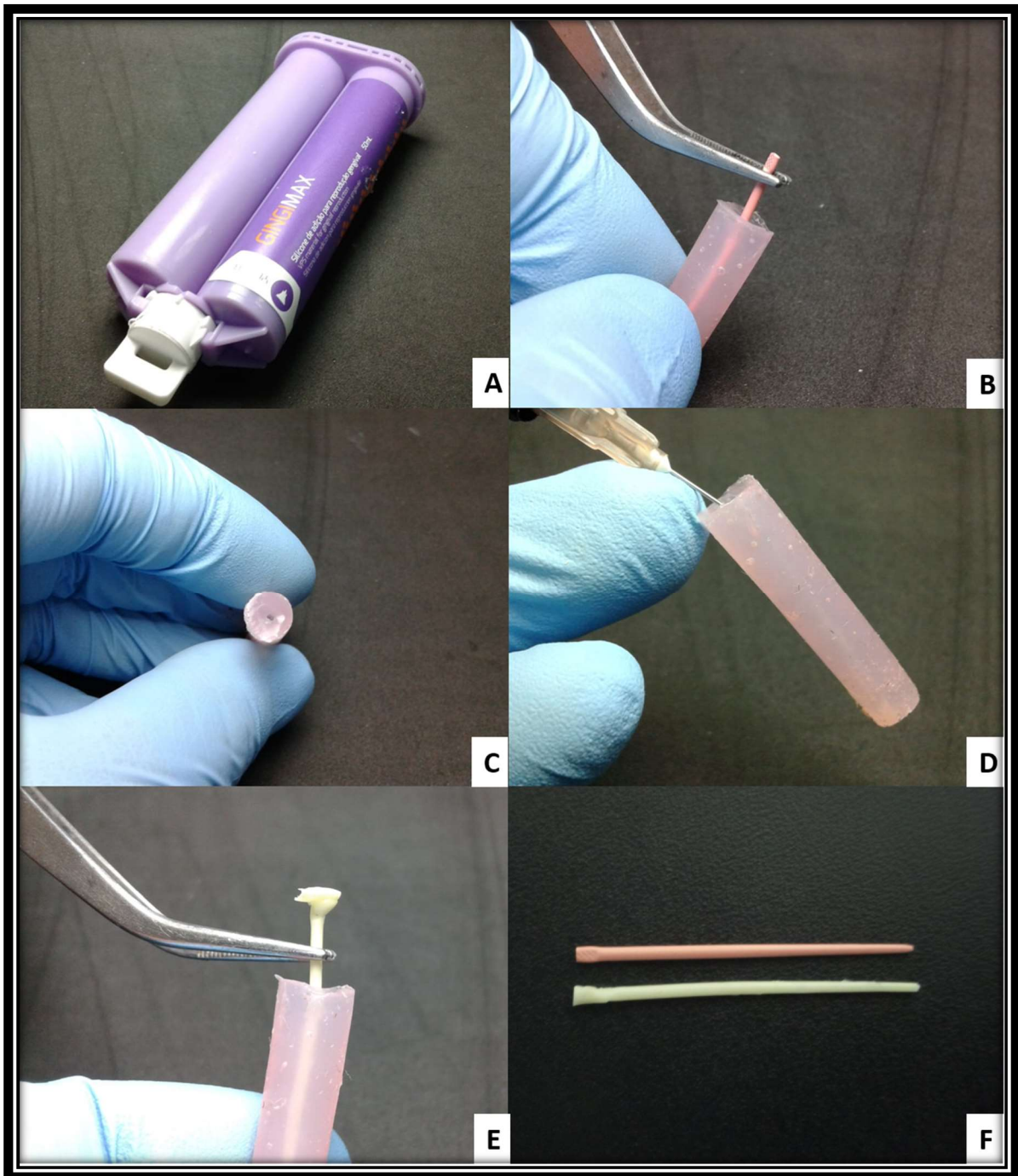
Para esta etapa, foram confeccionados guias de obturação endodôntica a partir de moldagem com silicona de adição para reprodução gengival Gingi Max (Yllor, Pelotas, Brasil) dos cones obturadores endodônticos ISO 02 #35; ISO 02 #40; ISO 02 #50; ISO 02 #60; ISO 02 #70; e ISO 02 #80 da marca Dentsply (Dentsply Sirona, York, EUA) (Figura 9). Foram utilizados tubos Eppendorf para a disposição da silicona de adição. Em seguida, o cone de guta-percha foi inserido no centro da abertura do tubo

Eppendorf até sua inserção total sem que houvesse toque da guta-percha às paredes do tudo. Após o tempo de presa da silicona de adição os cones de guta-percha foram removidos. Sequencialmente, as matrizes fabricadas foram totalmente preenchidas pelo material de compósito e receberam fotopolimerização utilizando aparelho fotopolimerizador da marca Radium (Radium SDI, Bayswater, Australia) ajustado em 1200 mW/cm<sup>2</sup> por 30 segundos nas superfícies superior e inferior a uma distância de 2 mm e posteriormente, os guias experimentais foram removidos. Foram confeccionados 60 unidades de guias experimentais fabricados nas especificações: ISO 02 #35 (n=10); ISO 02 #40 (n=10); ISO 02 #50 (n=10); ISO 02 #60 (n=10); ISO 02 #70 (n=10); e ISO 02 #80 (n=10). A normativa ANSI/ADA n°78 foi utilizada como referência para comparação dos diâmetros onde se estabelece tolerância de ±0,07mm para cones poliméricos. Cada guia obturador foi posicionado sobre régua milimetrada (Dentsply Sirona, York, EUA), de forma que suas pontas (extremidade menos calibrosa) coincidam exatamente com a marca de zero centímetro (D0), ficando o restante do guia voltado para a marcação crescente da régua. A seguir, com auxílio de paquímetro tipo universal digital EDA (EDA, São Paulo, Brasil) (Figura 10), capaz de registrar centésimos de milímetros, foi realizada a mensuração do diâmetro do guia em sua extremidade menos calibrosa, e os valores obtidos foram anotados em tabela (Tabela 6). Para verificação da conicidade foi utilizada a mensuração da extremidade menos calibrosa do guia (D0) e realizada a mensuração da porção após recuo de 16 mm em direção da parte mais calibrosa (D16). Para padronização ISO 02 da ANSI/ADA n°78 os valores de referência da porção D16 deveriam ser iguais aos valores de D0 + 16 vezes o valor da conicidade (2).

$$D16 = D0 + 16x2$$

Onde D16 corresponde o valor do diâmetro após recuo de 16 mm da porção menos calibrosa para mais calibrosa e D0 corresponde o diâmetro na porção menos calibrosa. Os valores obtidos foram dispostos em tabelas onde foi calculado a média aritmética e o desvio-padrão das medidas obtidas.





**Figura 9** – **A:** Silicona de adição utilizada para confecção das matrizes. **B:** Remoção do cone de guta-percha após a presa da silicona de adição. **C:** Matriz para confecção dos guias experimentais. **D:** Inserção do material experimental preenchendo todo o orifício da matriz. **E:** Remoção do guia experimental após fotopolimerização. **F:** Apresentação do cone de guta-percha (acima) e do guia obturador experimental (abaixo).





**Figura 10** –Mensuração do diâmetro do guia em sua extremidade menos calibrosa.

### 5.2.7 Radiopacidade

Foi confeccionada placa de acrílico (2,2 cm x 4,5 cm x 1 mm), contendo três orifícios com dimensões de 1 mm de profundidade e 5 mm de diâmetro interno. Essa placa de acrílico foi colocada sobre uma placa de vidro recoberta por lâmina de papel celofane. Sequencialmente três amostras, confeccionadas com a mesma dimensão do orifício da placa de acrílico, do material obturador experimental foram introduzidos nos orifícios da placa de acrílico e armazenados em estufa a 37°C e 95% de umidade relativa do ar. A placa de acrílico foi posicionada, no momento da exposição radiográfica, ao lado de outra placa de acrílico (1,3 cm X 4,5 cm X 1 mm) contendo um penetrômetro (escada) de alumínio, confeccionado de liga 1100, com espessura variando de 1 a 10 mm, em degraus uniformes de 1 mm cada (ANSI/ADA 78). O conjunto das duas placas, uma contendo o material e a outra o penetrômetro, foi confeccionado com medidas padronizadas para que corresponda ao tamanho exato do sensor (placa de fósforo) do sistema Digora (Soredex Orion Corporation, Helsink, Finlândia). Foi utilizado o aparelho de raios-X Spectro 70X (Dabi Atlante,

Ribeirão Preto, Brasil), de 70 kVp e 8 mA. A distância foco objeto utilizada foi de 30 cm e o tempo de exposição de 0,3 segundos, como recomendado pelo fabricante para radiografia digital de placa de fósforo. Para a padronização do posicionamento do sensor e assegurar que a distância foco-objeto fosse padronizada, um dispositivo posicionador de acrílico foi confeccionado com fixadores metálicos. O cabeçote do aparelho de raios-X foi fixado na mesma posição, direcionando o feixe central para incidir em ângulo de 90 graus com a superfície do conjunto placas de acrílico/sensor. Antes das tomadas radiográficas, foi realizada a calibração prévia do aparelho de raios-X com o sensor. O mesmo sensor foi usado para todas as exposições no intuito de evitar possíveis diferenças entre as placas acrílicas. A dose de radiação foi padronizada de acordo com o software Digora for Windows 2.0 (Soredex Medical Systems, Helsinki, Finlândia), empregado para realizar as leituras. Após as tomadas radiográficas, o sensor foi introduzido no dispositivo de leitura óptica laser do sistema Digora com o objetivo de quantificar a densidade da imagem radiográfica (análise densitométrica). Foram utilizados valores dos tons de cinza da área analisada, em torno de 2 mm<sup>2</sup>, de cada material e de cada degrau do penetrômetro, correspondentes a 30 x 30 pixels, identificados pelas coordenadas dos eixos X e Y, visualizados na tela do aparelho. Por meio da imagem revelada na tela, o aparelho realizou a leitura da densidade radiográfica do material inserido na placa de acrílico, assim como de cada degrau da escada de alumínio, fornecendo um valor numérico para cada leitura. A partir de então foi determinado média das densidades radiográficas encontradas e degrau da escada de alumínio.

### **5.2.8 Espessura de película**

Para esta etapa o material experimental foi testado em sua configuração em forma de cimento endodôntico, produzido a partir do mesmo material do guia obturador exceto pelo mecanismo de presa, realizado por ativação química. Este material foi comparado com o cimento AH Plus (Dentsply Sirona, York, EUA). A espessura de película foi avaliada de acordo com a ANSI/ADA 57. Foram utilizadas duas placas de vidro com 5 mm de espessura medindo 40 x 40 mm de comprimento e com uma área de contato de 200 ± 25 mm<sup>2</sup>. Primeiramente, com um paquímetro digital EDA (EDA, São Paulo, Brasil) foi aferida a espessura das duas placas de vidro sobrepostas e a área da aferição (centro da placa) foi marcada com uma caneta. Os cimentos foram espatulados e, com uma seringa, foi depositado 0,05 mL do cimento

no centro de uma das placas. Logo após, a outra placa foi colocada sob o cimento. Após  $180 \pm 10$  segundos, uma carga vertical de 150 N foi aplicada sob as placas contendo o cimento. Após 10 minutos do começo da espatulação do material, a espessura das duas placas com o material foi novamente aferida com um paquímetro digital. A espessura de película de cada cimento testado em triplicata foi calculada pela diferença entre a espessura das placas com e sem o cimento. O teste foi realizado em triplicata para os dois cimentos avaliados.

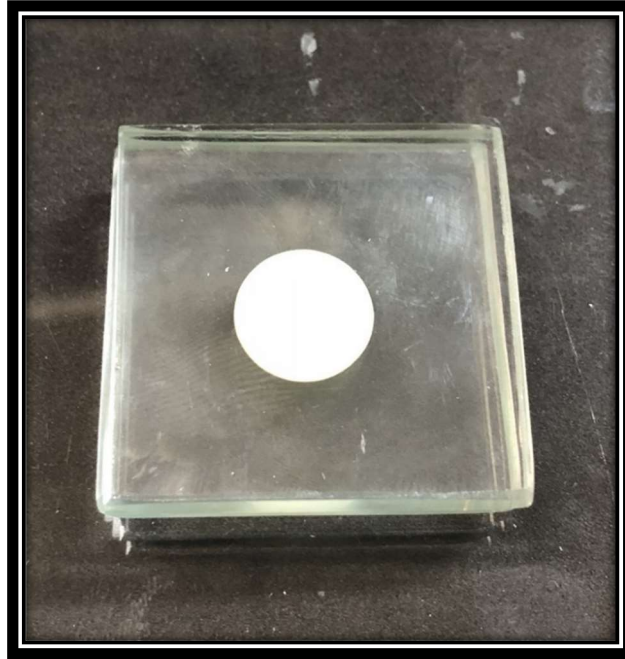
$$EP = EC - E$$

Onde EP significa Espessura de película, EC é a espessura com cimento e E é a espessura sem o cimento.

Os valores foram alocados em tabelas e a média e desvio padrão de cada grupo foi mensurado.

### **5.2.9 Teste de escoamento**

Para esta etapa o material experimental foi testado em sua configuração em forma de cimento endodôntico, produzido a partir do mesmo material do guia obturador exceto pelo mecanismo de presa, realizado por ativação química. Este material foi comparado em triplicata com o cimento AH Plus (Dentsply Sirona, York, EUA). O escoamento do material foi avaliado de acordo com a ANSI/ADA 57. Com uma seringa graduada, um total de 0,05 mL do material manipulado foi dispensado sob uma placa de vidro de medidas 40x40x5 mm. Após 180 segundos do início da mistura, outra placa de vidro com as mesmas dimensões e um peso de 100 gramas foi colocada sobre a mistura, e 10 minutos após o início da espatulação, o peso foi removido (Figura 11). O maior e o menor diâmetro do material comprimido foram mensurados utilizando paquímetro digital EDA (EDA, São Paulo, Brasil). O teste foi realizado em triplicata para cada cimento. A partir dos valores encontrados foi realizado média aritmética e desvio-padrão para ambos os grupos.



**Figura 11** – Escoamento do material obturador após a remoção do peso de 100 gramas.

### 5.2.10 Análise estatística

Os dados foram submetidos a testes estatísticos preliminares para verificação da distribuição amostral, visando verificar a normalidade da amostra, com auxílio do software IBM- SPSS Statistics for Windows (IBM corp., Armonk, EUA), determinando a aplicação de testes paramétricos ou não paramétricos. A análise estatística foi realizada com a utilização de Análise de Variância e do Teste *t* de Student. Foi adotado nível de significância de 95% para que as diferenças fossem consideradas estatisticamente significativas.

### 5.3 RESULTADOS

Em relação aos testes aplicados, os testes de resistência coesiva e de estabilidade dimensional apresentaram diferença significativa demonstrando resultados superiores do material experimental em comparação com a guta-percha. Quanto à liberação de íons cálcio, o material experimental apresentou liberação após o período de trinta dias. Os testes de radiopacidade do material experimental apresentaram valor menor que 3 mm da escada de alumínio. Os testes de escoamento apresentaram maiores valores para o cimento AH Plus em comparação com o cimento experimental. Os testes de espessura de película não apresentaram diferenças estatisticamente significantes entre os materiais experimental e AH Plus (Tabela 5).

**Tabela 5** – Valores de médias e desvios padrões dos testes aplicados.

Testes/Material	Materiais	
	Guta-percha	Experimental
<b>Cones</b>		
<b>Resistência coesiva (MPa)</b>	4,979 ( $\pm 1,50$ ) <sup>a*</sup>	6,606 ( $\pm 1,62$ ) <sup>b</sup>
<b>Estabilidade dimensional (%)</b>	0,355 ( $\pm 0,15$ ) <sup>a</sup>	1,555 ( $\pm 0,57$ ) <sup>b</sup>
<b>Liberação de Cálcio (ppm)</b>	<1 <sup>a</sup>	2,524 ( $\pm 0,30$ ) <sup>b</sup>
<b>Liberação de Cálcio (mV)</b>	-16,333 ( $\pm 0,49$ ) <sup>a</sup>	-23,500 ( $\pm 0,60$ ) <sup>b</sup>
<b>Radiopacidade</b>	8,19 ( $\pm 0,28$ ) <sup>b</sup>	1,63 ( $\pm 0,47$ ) <sup>a</sup>
<b>Cimentos</b>	<b>AH Plus</b>	<b>Experimental</b>
<b>Espessura de película (mm)</b>	0,01 <sup>a</sup>	0,01 <sup>a</sup>
<b>Escoamento (mm)</b>	16,53 ( $\pm 0,36$ ) <sup>a</sup>	13,77 ( $\pm 0,24$ ) <sup>b</sup>

\* Letras diferentes correspondem a valores estatisticamente diferentes.

A Tabela 6 demonstra os valores padronizados pela ANSI/ADA N° 78 para guias obturadores e os valores de média e desvio-padrão, mensurados em mm, da ponta (D0) e da porção após o recuo de 16 mm (D16) dos guias experimentais de conicidade .02. Quanto à avaliação de diâmetro e conicidade, os espécimes testados do guia experimental atenderam totalmente às especificações recomendadas pela ANSI/ADA N° 78.

**Tabela 6** – Médias e desvios padrões (M±DP), apresentadas em mm, dos diâmetros em D(0) e D(16) dos guias experimentais de conicidade .02.

<b>Número do cone</b>	<b>35</b>	<b>40</b>	<b>50</b>	<b>60</b>	<b>70</b>	<b>80</b>
<b>Correspondente Ansi/Ada D(0)</b>	0,35 (±0,07) <sup>a*</sup>	0,40 (±0,07) <sup>a</sup>	0,50 (±0,07) <sup>a</sup>	0,60 (±0,07) <sup>a</sup>	0,70 (±0,07) <sup>a</sup>	0,80 (±0,07) <sup>a</sup>
<b>Guia experimental D(0)</b>	0,36 (±0,01) <sup>a</sup>	0,40 (±0,01) <sup>a</sup>	0,49 (±0,02) <sup>a</sup>	0,61 (±0,02) <sup>a</sup>	0,68 (±0,03) <sup>a</sup>	0,81 (±0,03) <sup>a</sup>
<b>Correspondente Ansi/Ada D(16)</b>	0,67 (±0,07) <sup>b</sup>	0,72 (±0,07) <sup>b</sup>	0,82 (±0,07) <sup>b</sup>	0,92 (±0,07) <sup>b</sup>	1,02 (±0,07) <sup>b</sup>	1,12 (±0,07) <sup>b</sup>
<b>Guia experimental D(16)</b>	0,66 (±0,01) <sup>b</sup>	0,71 (±0,03) <sup>b</sup>	0,80 (±0,03) <sup>b</sup>	0,89 (±0,03) <sup>b</sup>	1,05 (±0,04) <sup>b</sup>	1,15 (±0,04) <sup>b</sup>

\* Letras iguais nas colunas correspondem a valores estatisticamente semelhantes.

## 5.6 DISCUSSÃO

O conceito de resina composta em odontologia foi introduzido na década de 1950 por Buonocore. Este conceito foi lentamente aceito pela ciência e, embora os ensaios iniciais fossem estritamente direcionados à odontologia preventiva e restauradora, atualmente a ortodontia e a endodontia adotaram esse conceito (PAMEIJER e ZMENER, 2010). Um dos aspectos que contribuiu para o desenvolvimento de materiais obturadores endodônticos resinosos foi o entendimento de que a guta-percha não se adere à dentina ou a qualquer cimento convencional, como cimentos à base de óxido de zinco e eugenol e resinas epóxi tais como, AH-26 ou AH Plus (FISHER et al., 2007; PATIL et al., 2013; YAP et al., 2017; AL-HADDAD et al., 2018). Embora os materiais convencionais estejam sendo utilizados com relativa taxa de sucesso, um cimento endodôntico ideal deve ser capaz de se aderir tanto à dentina do canal radicular quanto à guta-percha, evitando a microinfiltração (AL-HADDAD et al., 2018). Avanços recentes na tecnologia adesiva levaram à investigação de novas opções de cimentos endodônticos e materiais obturadores sólidos, baseados nas propriedades adesivas e na tecnologia de resina polimérica (ROSSATO et al., 2017; YAP et al., 2017).

Ao investigar o perfil ideal de um sistema obturador endodôntico se faz necessário estabelecer parâmetros de pesquisa para o desenvolvimento de novos produtos. Portanto, esta etapa foi realizada a partir das normativas ANSI/ADA 78 para

cones obturadores endodônticos e ANSI/ADA 57 para cimentos endodônticos com o objetivo de desenvolvimento de um sistema obturador endodôntico monobloco composto dual para confecção do cimento endodôntico e do guia obturador. Foram confeccionados corpos de prova a partir do material experimental à base de compósito com presa fotopolimerizável simulando o material do guia obturador. O cimento experimental foi produzido a partir do mesmo material do guia obturador exceto pelo mecanismo de presa, realizado por ativação química. Os cimentos à base de compósito foram manipulados em sala de processamento radiográfico para assegurar que durante o experimento o material não ficasse exposto à luz, uma vez que, por ser composto de resina dual com fotoiniciadores, na presença de luz, poderia ter início o processo de polimerização. Os testes de resistência coesiva, estabilidade dimensional, liberação de íons cálcio, padronização do diâmetro e conicidade, radiopacidade, espessura de película e escoamento foram selecionados como testes preliminares.

A normativa ANSI/ADA 78 preconiza a realização de testes de fragilidade aos cones obturadores. De acordo com a metodologia de resistência coesiva o material teste apresentou valores superiores de resistência em comparação à guta-percha. A resistência do material em relação a fratura poderia estar relacionada à sua capacidade de remoção em única porção, porém ainda não há evidência de melhor capacidade de remoção de sistemas obturadores à base de compósito comparados à guta-percha. No entanto, independentemente do material de obturação utilizado, todos apresentaram remanescente de material obturador nas paredes do canal radicular após sua desobturação (SOMMA et al., 2008; EKICI et al., 2018).

A análise de estabilidade dimensional apresentou valores superiores do material experimental em relação à guta-percha. Esta expansão do material obturador pode resultar em diminuição de espaços vazios na obturação do canal radicular, porém, pode também resultar em tensões radiculares positivas e possíveis trincas ou fraturas radiculares verticais da raiz. No entanto, nenhuma dessas hipóteses pode ser provada pelas metodologias aplicadas. Testes de sinérese e embebição em água a partir desde compósito deverão ser indicados para análises futuras. Didato et al. (2013) relataram que quando exposto à água, a expansão de um cone de obturação hidrofílico aumenta significativamente a dimensão. Já o material experimental por ser hidrofóbico, dentro de suas características de material à base de compósito, necessita

de outros testes para explicar esta alteração dimensional. Quanto à liberação de íons cálcio, o material experimental apresentou liberação de íons cálcio após trinta dias de imersão. A presença de íons cálcio está relacionada ao efeito antimicrobiano e a resposta biológica, alcançando atividade antibacteriana e inibindo o efeito de lipopolissacarídeos (ROSSATO et al., 2017).

No presente estudo, as imagens radiográficas do material experimental para o teste de radiopacidade foram obtidas pelo sistema digital Digora, com o auxílio de sensor, substituindo, então, a película radiográfica convencional e, utilizando o software Digora for Windows 2.0. As vantagens de se utilizar o sistema digital são necessitar de pouca exposição para haver sensibilidade do sensor, e captação, processamento, armazenamento e mensuração da imagem pelo próprio Digora e seu sistema operacional. Na análise do teste de radiopacidade, as densidades radiográficas obtidas, em escala de cinza, forneceram a média da densidade radiográfica de cada material. De acordo com a Especificação nº 57 da ANSI/ADA, todo material obturador de canal radicular deve apresentar uma radiopacidade superior ao equivalente a 3 mm de alumínio. Os resultados demonstraram que o material testado apresentou radiopacidade inferior a 3 mm de alumínio estabelecidos pela ANSI/ADA. Portanto, futuros estudos avaliando outros radiopacificadores e o efeito de sua incorporação nas propriedades físicas dos cimentos endodônticos podem ser importantes para evolução das propriedades físico-químicas deste material.

O método utilizado para o teste de escoamento, seguindo a Especificação número 57 da ADA, foi o da espalmabilidade ou extensibilidade, como sendo a área média obtida quando o cimento obturador é submetido a uma carga constante por um tempo determinado. Esse método refere-se à capacidade de espalmar ou de tornar plana a superfície do material quando submetido a determinada força. A ANSI/ADA determina que os cimentos não devem apresentar diâmetro menor que 20 mm, dessa maneira, o cimento experimental testado apresentou-se de acordo com a Especificação 57. O escoamento de um cimento obturador constitui um fator importante no desempenho clínico do material, pois interfere na sua capacidade de penetrar em pequenas irregularidades na dentina e em canais laterais conferindo ao cimento à base de compósito maior capacidade adesiva (DASH et al., 2017). Sobre o teste de espessura de película o material experimental apresentou valores similares



ao AH Plus. O material experimental atendeu as especificações de fabricação visto que a ANSI/ADA determina que os cimentos não devem apresentar espessura de película superior a 0,05 mm. A espessura de película é característica específica de cada cimento, relacionada a fatores como forma e tamanho das partículas, consistência e grau de polimerização, devendo-se salientar que a quantidade de partículas de um cimento resinoso está também relacionada as suas propriedades mecânicas, ou seja, quanto maior for a sua espessura de película, melhores suas propriedades mecânicas e menor a contração de polimerização (JAFARI e JAFARI, 2017).

Quanto à padronização de fabricação dos guias obturadores, a partir dos testes de diâmetro e conicidade, os espécimes testados do guia experimental atenderam totalmente às especificações recomendadas pela ANSI/ADA Nº 78. Apesar de não apresentar padronização, os guias obturadores ficaram dentro dos limites de tolerância estabelecidos. Isso se dá devido ao alto valor desta tolerância determinada pela ANSI/ADA. Portanto, mesmo quando a fabricação segue diretrizes recomendadas, deve-se esperar que haja variabilidade entre os diferentes guias obturadores, devendo assim se optar pelo uso de régua endodôntica calibradora. Embora os resultados dos estudos preliminares do material obturador monobloco à base de compósito tenham sido promissores, a análise de outras propriedades físico-químicas e de propriedades biológicas se faz necessário. O conceito de criar unidades homogêneas dentro da dentina radicular é excelente em teoria, no entanto, a realização da obturação monobloco é desafiadora. Portanto, futuros estudos avaliando outros radiopacificadores e o efeito de sua incorporação nas propriedades físicas dos cimentos endodônticos são necessárias para evolução das propriedades físico-químicas deste material.

## 5.7 CONCLUSÃO

Diante dos resultados obtidos é lícito concluir que em relação aos testes experimentais, o material testado apresentou liberação de íons cálcio e atendeu totalmente às especificações recomendadas pela ANSI/ADA 78 e pela ANSI/ADA 57 exceto pelo teste de radiopacidade.

## **6 CONCLUSÃO GERAL**

A análise das propriedades físico-químicas do material obturador monobloco à base de compósito apresentou resultados promissores para aplicação na terapia endodôntica no intuito de melhorar os resultados da obturação endodôntica.

## 7 REFERÊNCIAS

1. Al Batouty KM, Hashem AA. Push-out bond strength of a newly introduced glass fiber root canal filling material. *J Adhes Dent.* 2013;15(2):161-6.
2. Al-Afifi NA, Abdullah M, Al-Amery SM, Abdulmunem M. Comparison between gutta-percha and resin-coated gutta-percha using different obturation techniques. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2016;14(3):e307-13.
3. Al-Haddad A, Che Ab Aziz ZA. Bioceramic-based root canal sealers: A review. *Int J Biomater.* 2016;(4):1-10.
4. Al-Haddad AY, Kutty MG, Che Ab Aziz ZA. Push-out bond strength of experimental apatite calcium phosphate based coated gutta-percha. *Int J Biomater.* 2018;(6):1-5.
5. Am National Standards Institute/American Dental Association Specification N° 57 for endodontic sealing material. 2000.
6. Am National Standards Institute/American Dental Association Specification N° 78 for dental obturating cones. 2013.
7. Aminsobhani M, Ghorbanzadeh A, Sharifian MR, Namjou S, Kharazifard MJ. Comparison of obturation quality in modified continuous wave compaction, continuous wave compaction, lateral compaction and warm vertical compaction techniques. *J Dent (Tehran).* 2015;12(2):99-108.
8. Ashraf H, Najafi F, Heidari S, Mohammadian M, Zadsirjan S. Physical properties and chemical characterization of two experimental epoxy resin root canal sealers. *Iran Endod J.* 2017;12(2):149-56.
9. Bajaj N, Monga P, Mahajan P. Assessment of consistency in the dimension of gutta-percha cones of ProTaper Next and WaveOne with their corresponding number files. *Eur J Dent.* 2017;11(2):201-5.
10. Ballullaya SV, Vinay V, Thumu J, Devalla S, Bollu IP, Balla S. Stereomicroscopic dye leakage measurement of six different root canal sealers. *J Clin Diagn Res.* 2017;11(6):ZC65-8.
11. Barborka BJ, Woodmansey KF, Glickman GN, Schneiderman E, He J. Long-term clinical outcome of teeth obturated with resilon. *J Endod.* 2017;43(4):556-60.
12. Başer Can ED, Keleş A, Aslan B. Micro-CT evaluation of the quality of root fillings when using three root filling systems. *Int Endod J.* 2017;50(5):499-505.
13. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. Monoblocks in root canals: a finite elemental stress analysis study. *Int Endod J.* 2011;44(9):817-26.
14. Briseño Marroquín B, Wolf TG, Schürger D, Willershausen B. Thermoplastic properties of endodontic gutta-percha: a thermographic in vitro study. *J Endod.* 2015;41(1):79-82.
15. Buchanan LS. Endodontic obturation techniques. *The State of the Art in 2015. Dent Today.* 2015;34(3):90, 92, 94-5.
16. Camilleri J. Sealers and warm gutta-percha obturation techniques. *J Endod.* 2015;41(1):72-8.

17. Cardoso M, Marques RF, Lopes MF, Cabrita AS, Santos JM. In vivo biocompatibility of Resilon compared with gutta-percha in a pre-clinical model. *Dent Res J (Isfahan)*. 2013;10(5):652-8.
18. Carrillo Varguez A, Basoco BIS, Vizcarra BG, Gomez LJV, Fernández, DJ, Aguilera NR, Salcedo MEH. Comparative in vitro study of the bond strength on dentin of two sealing cements: BC-Sealer and AH-Plus. *Rev. mex. ing. biomed*. 2016;37(2):115-22.
19. Carvalho CN, Wang Z, Shen Y, Gavini G, Martinelli JR, Manso A, Haapasalo M. Comparative analyses of ion release, pH and multispecies biofilm formation between conventional and bioactive gutta-percha. *Int Endod J*. 2016;49(11):1048-56.
20. Castilho EH, Britto MLB, Machado MEL, Nabeshima CK. Accuracy of the tip diameter on gutta-percha cones of different tapers. *Arq. Odontol*. 2014;50(3):138-4
21. Castro RF, Melo JDSS, Dias LCL, Silva EJNL, Brandão JMDS. Evaluation of the efficacy of filling material removal and re-filling after different retreatment procedures. *Braz Oral Res*. 2018;32:e94.
22. Celikten B, Uzuntas CF, Orhan AI, Orhan K, Tufenkci P, Kursun S, Demiralp KÖ. Evaluation of root canal sealer filling quality using a single-cone technique in oval shaped canals: An in vitro micro-CT study. *Scanning*. 2016;38(2):133-40.
23. Chybowski EA, Glickman GN, Patel Y, Fleury A, Solomon E, He J. Clinical outcome of non-surgical root canal treatment using a single-cone technique with endosequence bioceramic sealer: a retrospective analysis. *J Endod*. 2018;44(6):941-5.
24. Cunningham KP, Walker MP, Kulild JC, Lask JT. Variability of the diameter and taper of size #30, 0.04 gutta-percha cones. *J Endod*. 2006;32(11):1081-4.
25. Dabaj P, Kalender A, Unverdi Eldeniz A. Push-out bond strength and SEM evaluation in roots filled with two different techniques using new and conventional sealers. *Materials (Basel)*. 2018;11(9). pii: E1620.
26. Dash AK, Farista S, Dash A, Bendre A, Farista S. Comparison of three different sealer placement techniques: an in vitro confocal laser microscopic study. *Contemp Clin Dent*. 2017;8(2):310-4.
27. Del Fabbro M, Corbella S, Sequeira-Byron P, Tsesis I, Rosen E, Lolato A, Taschieri S. Endodontic procedures for retreatment of periapical lesions. *Cochrane Database Syst Rev*. 2016;10:CD005511.
28. Deniz Sungur D, Purali N, Coşgun E, Calt S. Push-out bond strength and dentinal tubule penetration of different root canal sealers used with coated core materials. *Restor Dent Endod*. 2016;41(2):114-20.
29. Deniz Sungur D, Moinzadeh AT, Wesselink PR, Çalt Tarhan S, Özok AR. Sealing efficacy of a single-cone root filling after post space preparation. *Clin Oral Investig*. 2016;20(5):1071-7.
30. D'Ercole S, Filippakos A, De Toledo Leonardo R, Pameijer CH, Tripodi D. Enterococcus faecalis leakage of root canal sealers: an ex vivo study. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2012;26(3):545-52.

31. Didato A, Eid AA, Levin MD, Khan S, Tay FR, Rueggeberg FA. Time-based lateral hygroscopic expansion of a water-expandable endodontic obturation point. *J Dent*. 2013;41(9):796-801.
32. Drukteinis S, Peciuliene V, Maneliene R, Bendinskaite R. In vitro study of microbial leakage in roots filled with EndoREZ sealer/EndoREZ points and AH Plus sealer/conventional gutta-percha points. *Stomatologija*. 2009;11(1):21-5.
33. Ekici MA, Ekici A, Sağıroğlu S, Keyfiala S, Kivanç BH. Retreatability of root canals obturated using mineral trioxide aggregate-based and two resin-based sealers. *Niger J Clin Pract*. 2018;21(4):496-501.
34. Eldeniz AU, Ørstavik D. A laboratory assessment of coronal bacterial leakage in root canals filled with new and conventional sealers. *Int Endod J*. 2009;42(4):303-12.
35. Eroğlu MG, Bayırlı GŞ. The comparison of dentin adaptation and sealing ability of gutta-percha/AH Plus, Resilon/Epiphany SE, EndoREZ: an in-vitro study. *East J Med*. 2017;22(4):155-61.
36. Ersahan S, Aydın C. Solubility and apical sealing characteristics of a new calcium silicate-based root canal sealer in comparison to calcium hydroxide-, methacrylate resin- and epoxy resin-based sealers. *Acta Odontol Scand*. 2013;71(3-4):857-62.
37. Estrela C, Holland R, Estrela CR, Alencar AH, Sousa-Neto MD, Pécora JD. Characterization of successful root canal treatment. *Braz Dent J*. 2014;25(1):3-11.
38. Estrela C, Couto GS, Bueno MR, Bueno KG, Estrela LRA, Porto OCL, Diogenes A. Apical foramen position in relation to proximal root surfaces of human permanent teeth determined by using a new cone-beam computed tomographic software. *J Endod*. 2018. pii: S0099-2399(18)30542-9.
39. Faria CCS, Vance R, Subitoni MVB. Evaluation of the apical caliber and taper of gutta-percha cones 25.08 of different trademarks. *Rev Cien Saude*. 2018;3(2):24-30.
40. Fisher MA, Berzins DW, Bahcall JK. An in vitro comparison of bond strength of various obturation materials to root canal dentin using a push-out test design. *J Endod*. 2007;33(7):856-8.
41. Fuzinato RN, Farina AP, Souza MA, Miyagaki DC, Randi Ferraz CC, Cecchin D. Effects of an endodontic auxiliary chemical substance on the bond strength of two methacrylate-based endodontic sealers to dentin. *Microsc Res Tech*. 2017;80(6):627-33.
42. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Properties of a novel polysiloxane-guttapercha calcium silicate-bioglass-containing root canal sealer. *Dent Mater*. 2016;32(5):e113-26.
43. Gatewood RS. Endodontic materials. *Dent Clin North Am*. 2007;51(3):695-712.
44. Gillespie WT, Loushine RJ, Weller RN, Mazzoni A, Doyle MD, Waller JL, Pashley DH, Tay FR. Improving the performance of EndoREZ root canal sealer with a dual-cured two-step self-etch adhesive. II. Apical and coronal seal. *J Endod*. 2006;32(8):771-5.

45. Hammad M, Qualtrough A, Silikas N. Evaluation of root canal obturation: a three-dimensional in vitro study. *J Endod.* 2009;35(4):541-4.
46. Haupt F, Seidel M, Rizk M, Sydow HG, Wiegand A, Rödiger T. Diameter and taper variability of single-file instrumentation systems and their corresponding gutta-percha cones. *J Endod.* 2018;44(9):1436-41.
47. Hegde V, Arora S. Sealing ability of three hydrophilic single-cone obturation systems: An in vitro glucose leakage study. *Contemp Clin Dent.* 2015;6(Suppl 1):S86-9.
48. Herbert J, Bruder M, Braunsteiner J, Altenburger MJ, Wrbas KT. Apical quality and adaptation of Resilon, EndoREZ, and Guttaflow root canal fillings in combination with a noncompaction technique. *J Endod.* 2009;35(2):261-4.
49. Jafari F, Jafari S. Composition and physicochemical properties of calcium silicate based sealers: A review article. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(10):e1249-55.
50. Jain VM, Karibasappa GN, Dodamani AS, Vishwakarma PK, Mali GV. Comparative assessment of antimicrobial efficacy of different antibiotic coated gutta-percha cones on enterococcus faecalis an invitro study. *J Clin Diagn Res.* 2016;10(9):ZC65-8.
51. Jho W, Park JW, Kim E, Song M, Seo DG, Yang DK, Shin SJ. Comparison of root canal filling quality by mineral trioxide aggregate and gutta percha cones/AH plus sealer. *Dent Mater J.* 2016;35(4):644-50.
52. Karamifar K, Mehrasa N, Pardis P, Saghiri MA. Cleanliness of canal walls following gutta-percha removal with hand files, RaCe and RaCe plus XP-Endo Finisher instruments: A photographic in vitro analysis. *Iran Endod J.* 2017;12(2):242-7.
53. Karapinar-Kazandağ M, Tanalp J, Bayrak OF, Sunay H, Bayirli G. Microleakage of various root filling systems by glucose filtration analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109(6):e96-102.
54. Kierklo A, Tabor Z, Pawińska M, Jaworska M. A microcomputed tomography-based comparison of root canal filling quality following different instrumentation and obturation techniques. *Med Princ Pract.* 2015;24(1):84-91.
55. Leal FM, Camargo CHR, Valera MC, Silva GO, Oliveira TR, Junqueira JC. Coronal bacterial leakage in root canals filled with single cone technique and different endodontic sealers. *Braz Dent Sci* 2014;17:57–63
56. Lee CQ, Chang Y, Cobb CM, Robinson S, Hellmuth EM. Dimensional stability of thermosensitive gutta-percha. *J Endod.* 1997;23(9):579-82.
57. Lee BS, Lai EH, Liao KH, Lee CY, Hsieh KH, Lin CP. A novel polyurethane-based root canal-obturation material and urethane-acrylate-based root canal sealer-part 2: evaluation of push-out bond strengths. *J Endod.* 2008;34(5):594-8.
58. Lee BS, Wang CY, Fang YY, Hsieh KH, Lin CP. A novel urethane acrylate-based root canal sealer with improved degree of conversion, cytotoxicity, bond strengths, solubility, and dimensional stability. *J Endod.* 2011;37(2):246-9.
59. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, Mulrow C, Gøtzsche PC, Ioannidis JP, Clarke M, Devereaux PJ, Kleijnen J, Moher D. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: explanation and elaboration. *J Clin Epidemiol.* 2009;62(10):e1-34.

60. Mahdi AA, Bolaños-Carmona V, Gonzalez-Lopez S. Bond strength to root dentin and fluid filtration test of AH Plus/gutta-percha, EndoREZ and RealSeal systems. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(4):369-75.
61. Marques-Ferreira M, Abrantes M, Ferreira HD, Caramelo F, Botelho MF, Carrilho EV. Sealing efficacy of system B versus Thermafil and Guttacore obturation techniques evidenced by scintigraphic analysis. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(1):e56-60.
62. Mohamed A, Steier L. Uncertain decision-making in primary root canal treatment. *J Evid Based Dent Pract.* 2017;17(3):205-215.
63. Nikhil V, Singh V, Singh S. Relationship between sealing ability of Activ GP and Gutta Flow and methods of calcium hydroxide removal. *J Conserv Dent.* 2012;15(1):41-5.
64. Nunes VH, Silva RG, Alfredo E, Sousa-Neto MD, Silva-Sousa YT. Adhesion of Epiphany and AH Plus sealers to human root dentin treated with different solutions. *Braz Dent J.* 2008;19(1):46-50.
65. Oh S, Cho SI, Perinpanayagam H, You J, Hong SH, Yoo YJ, Chang SW, Shon WJ, Yoo JS, Baek SH, Kum KY. Novel calcium zirconate silicate cement biomineralize and seal root canals. *Materials (Basel).* 2018;11(4). pii: E588.
66. Olczak K, Pawlicka H. Evaluation of the sealing ability of three obturation techniques using a glucose leakage Test. *Biomed Res Int.* 2017;2017:2704094.
67. Onay EO, Ungor M, Ozdemir BH. In vivo evaluation of the biocompatibility of a new resin-based obturation system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;104(3):e60-6.
68. Ormiga F, Ferreira de Assis D, de Andrade Risso P. Ability of three endodontic sealers to fill the root canal system in association with gutta-percha. *Open Dent J.* 2016;10:12-8.
69. Özkurt-Kayahan Z, Barut G, Ulusoy Z, Oruçoğlu H, Kayahan MB, Kazazoğlu E, Haznedaroğlu F. Influence of post space preparation on the apical leakage of calamus, single-cone and cold lateral condensation obturation techniques: a computerized fluid filtration study. *J Prosthodont.* 2017. doi: 10.1111/jopr.12623. [Epub ahead of print].
70. Pameijer CH, Zmener O. Resin materials for root canal obturation. *Dent Clin North Am.* 2010;54(2):325-44.
71. Patil SA, Dodwad PK, Patil AA. An in vitro comparison of bond strengths of Gutta-percha/AH Plus, Resilon/Epiphany self-etch and EndoREZ obturation system to intraradicular dentin using a push-out test design. *J Conserv Dent.* 2013;16(3):238-42.
72. Peng L, Ye L, Tan H, Zhou X. Outcome of root canal obturation by warm gutta-percha versus cold lateral condensation: a meta-analysis. *J Endod.* 2007;33(2):106-9.
73. Pollick H. The Role of Fluoride in the Prevention of Tooth Decay. *Pediatr Clin North Am.* 2018;65(5):923-40.
74. Ribeiros I, Vasconcelos I, Ramos M, Lopes M, Ginjeira A. "Comparative study of marginal adaptation of two sealers". *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac.* 2015;56(3):173-81.
75. Roberts HW, Kirkpatrick TC, Bergeron BE. Thermal analysis and stability of commercially available endodontic obturation materials. *Clin Oral Investig.* 2017;21(8):2589-602.

76. Rodríguez-Martínez JB, González-Rodríguez MP, González-López S, Ferrer-Luque CM. Influence of adhesive systems on microtensile bond strength of resin-based endodontic sealers to the root dentin. *J Clin Exp Dent*. 2014;6(3):e203-8.
77. Rossato TCA, Gallas JA, da Rosa WLO, da Silva AF, Piva E, Peralta SL, Lund RG. Experimental sealers containing metal methacrylates: physical and biological properties. *J Endod*. 2017;43(10):1725-9.
78. Royer K, Liu XJ, Zhu Q, Malmstrom H, Ren YF. Apical and root canal space sealing abilities of resin and glass ionomer-based root canal obturation systems. *Chin J Dent Res*. 2013;16(1):47-53.
79. Santos LF, Santos EM, Dias RO, Oliveira S. Diameter evaluation of three different brands of standardized gutta percha points. *Revista Científica UMC*. 2017;2(1):1-14.
80. Schäfer E, Zandbiglari T. Solubility of root-canal sealers in water and artificial saliva. *Int Endod J*. 2003;36(10):660-9.
81. Schäfer E, Bering N, Bürklein S. Selected physicochemical properties of AH Plus, EndoREZ and RealSeal SE root canal sealers. *Odontology*. 2015;103(1):61-5.
82. Schäfer E, Schrenker C, Zupanc J, Bürklein S. Percentage of gutta-percha filled areas in canals obturated with cross-linked gutta-percha core-carrier systems, single-cone and lateral compaction technique. *J Endod*. 2016;42(2):294-8.
83. Schroeder AA, Ford NL, Coil JM. Micro-computed tomography analysis of post space preparation in root canals filled with carrier-based thermoplasticized gutta-percha. *Int Endod J*. 2017;50(3):293-302.
84. Silva Almeida LH, Moraes RR, Morgental RD, Pappen FG. Are premixed calcium silicate-based endodontic sealers comparable to conventional materials? A systematic review of in vitro studies. *J Endod*. 2017;43(4):527-35.
85. Sinhal TM, Shah RRP, Jais PS, Shah NC, Hadwani KD, Rothe T, Sinhal NN. An in vitro comparison and evaluation of sealing ability of newly introduced c-point system, cold lateral condensation, and thermoplasticized gutta-percha obturating technique: a dye extraction study. *Contemp Clin Dent*. 2018;9(2):164-9.
86. Somma F, Cammarota G, Plotino G, Grande NM, Pameijer CH. The effectiveness of manual and mechanical instrumentation for the retreatment of three different root canal filling materials. *J Endod*. 2008;34(4):466-9.
87. Sudan PS, Samson EP, Kukreja MK, Khan M, Misurya R, Ismail PMS. A comparative evaluation of apical leakage using three root canal sealants: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 2018;19(8):955-8.
88. Tagger M, Katz A, Tamse A. Apical seal using the GPII method in straight canals compared with lateral condensation, with or without sealer. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1994;78(2):225-31.
89. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod*. 2007;33(4):391-8.
90. Tilakchand M, Jain A, Naik B. Expansion of Gutta-percha in contact with various concentrations of zinc oxide-eugenol sealer: A three-dimensional volumetric study using spiral computed tomography. *J Conserv Dent*. 2016;19(4):317-22.



91. Ulusoy OI, Nayir Y, Celik K, Yaman SD. Apical microleakage of different root canal sealers after use of maleic acid and EDTA as final irrigants. *Braz Oral Res.* 2014;28. pii: S1806-83242014000100257.
92. Wang Y, Liu S, Dong Y. In vitro study of dentinal tubule penetration and filling quality of bioceramic sealer. *PLoS ONE.* 2018;13(2):e0192248.
93. Yap WY, Che Ab Aziz ZA, Azami NH, Al-Haddad AY, Khan AA. An in vitro comparison of bond strength of different sealers/obturation systems to root dentin using the push-out test at 2 weeks and 3 months after obturation. *Med Princ Pract.* 2017;26(5):464-69.
94. Zhang K, Baras B, Lynch CD, Weir MD, Melo MAS, Li Y, Reynolds MA, Bai Y, Wang L, Wang S, Xu HHK. Developing a new generation of therapeutic dental polymers to inhibit oral biofilms and protect teeth. *Materials (Basel).* 2018;11(9). pii: E1747
95. Zmener O, Pameijer CH, Serrano SA, Vidueira M, Macchi RL. Significance of moist root canal dentin with the use of methacrylate-based endodontic sealers: an in vitro coronal dye leakage study. *J Endod.* 2008;34(1):76-9.

## 8 Anexos

### 8.1 ANEXO 1 – NORMATIVA ANSI/ADA 57

CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 25/07/2017 14:26:14

ANSI/ADA Standard No. 57  
Reaffirmed by ANSI: August 2012



American National Standard/  
American Dental Association  
**Standard No. 57**

# Endodontic Sealing Materials

---

Modified adoption of ISO 6876:2000, *Dental root canal sealing materials*.

**ADA** American  
Dental  
Association®  
Council on  
Scientific Affairs

2000

CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 25/07/2017 14:26:15

CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 25/07/2017 14:26:17

ANSI/ADA Specification No. 57—2000

**AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION  
SPECIFICATION NO. 57 FOR ENDODONTIC SEALING MATERIALS**

The Council on Scientific of the American Dental Association has approved revised American Dental Association Specification No. 57 for Endodontic Sealing Materials. This and other specifications for dental materials, instruments and equipment are being formulated by working groups of the Accredited Standards Committee MD156 for Dental Materials, Instruments and Equipment. The Council acts as administrative sponsor of that committee, which has representation from all interests in the United States in the standardization of materials, instruments and equipment in dentistry. The Council has adopted the specifications, showing professional recognition of their usefulness in dentistry, and has forwarded them to the American National Standards Institute with a recommendation that the specifications be approved as American National Standards. The American National Standards Institute granted approval of Revised ADA Specification No. 57 as an American National Standard on April 25, 2000. This standard becomes effective April 25, 2001.

The Council thanks the working group members and the organizations with which they were affiliated at the time the specification was developed: Mr. Frank Lentine (chairman), Lentine Enterprises, Ltd., Taylor, MI; Neill H. Luebke (secretary) Brookfield, WI; Preston Blann, Defense Personnel Support Center, Philadelphia, PA; T. Chang, Block Drug Co., Jersey City, NJ; Richard Geary, American Dental Association, Chicago, IL; Max Gibbs, Sybron Corp, Leander, TX; Gerald Glickman, University of Texas, Houston, TX; Lonnie Graybill, Union Broach, York, PA; John Ingle, San Diego, CA; Max Lenz, Endodent Inc., Monrovia, CA; Lorie Linn, Dentsply Endodontics, Vancouver, WA; Herbert Schilder, Boston University Medical Center, Boston, MA; Brahma Sharma, Biotrol, Louisville, CO; Michael Sobotka, Charles B. Schwed Co., Kew Gardens, NY; Lars Spangberg, University of Connecticut, Farmington, CT; Timothy Svec, University of Texas, Houston, TX; and Harmeet Walia, University of Florida, Gainesville, FL.

**AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION SPECIFICATION NO. 57  
FOR ENDODONTIC SEALING MATERIALS****FOREWORD**

(This foreword does not form a part of the ANSI/ADA Specification 57 for Endodontic Sealing Materials)

With the publication of the revised ANSI/ADA Specification No. 57 in 1993, the USA expert meeting with the ISO/TC106 Subcommittee 1, Working Group 2 for Endodontic Materials proposed that the specification be used for revision to ISO 6876, Dental Root Canal Sealing Materials. The final version of the ISO revision includes many of the US proposals. Round robin testing by members of the ISO working group, including the USA, resulted in new test procedures and test molds for Setting time, Dimensional change following setting, and Solubility. Except for the items identified below, this revised specification is in harmony with the proposed ISO 6876.2.

This revision includes harmonization with the action of the ISO working group for Endodontic Materials by moving reference of biological aspects from the body of the document to the Introduction and eliminating the Type and Class distinctions. Other important changes represented in this revision are:

- inclusion of definitions for extraneous matter, mixing time, working time, and setting time;
- change “Dimensional stability” to “Dimensional change following setting”;
- deletion of a requirement for disintegration;
- elimination of aluminum sheet as an option for the step wedge in Clause 5.10;
- conversion to SI units.

ANSI/ADA Specification No. 57, as revised, is in harmony with the proposed ISO 6876.2 except for the definition of Setting time. Specification No. 57 measures setting time from the start of mixing while the ISO document measures Setting time from the end of mixing. We also have retained Figures 1 and 2 showing the fixture and split mold designs. The revised ISO document eliminated these. The current ISO document includes a variety of possible editorial errors that have not been resolved at this time. Specification No. 57 is presented without these alleged errors.

CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 25/07/2017 14:26:21

**Additional note to the Foreword for this Reaffirmation:**

In 2012, the ADA Standards Committee on Dental Products approved a change in the terminology used for standards. ADA standards will no longer utilize the term Specification; standards will now be named as ADA Standards.

With this notice, this ADA Specification is now termed an ADA Standard. Where the term "specification" is used, it should be considered as "standard." It will be re-named as an ADA Standard in its next revision.

**CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 25/07/2017 14:26:21**

ANSI/ADA Specification No. 57—2000

3

**AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION SPECIFICATION NO. 57  
FOR ENDODONTIC SEALING MATERIALS**

**INTRODUCTION**

Specific qualitative and quantitative requirements for freedom from biological hazard are not included in this Specification but it is recommended that, in assessing possible biological or toxicological hazards, reference should be made to the relevant sections of American National Standards/American Dental Association Document No. 41 for Recommended Standard Practices for the Biological Evaluation of Dental Materials.

**AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION SPECIFICATION NO. 57  
FOR ENDODONTIC SEALING MATERIALS**

**1. SCOPE AND DEFINITIONS**

**1.1 Scope**

This specification is for materials used in endodontics within the tooth to seal the root canal space.

**1.2 Definitions**

For the purposes of this specification, the following definitions apply.

**1.2.1 Extraneous Matter**

Non-essential substance.

**1.2.2 Mixing Time**

That part of the working time required to obtain a satisfactory mix of the components.

**1.2.3 Working Time**

Period of time, measured from the start of mixing, during which it is possible to manipulate the dental sealer without an adverse effect on its properties.

**1.2.4 Setting Time**

Period of time, measured from the start of mixing, until the sealer has set according to the criteria and the conditions described in Clause 5.6.

**1.2.5 Component**

One of the parts which, when combined with another, forms the sealer that is inserted clinically into the root canal system.

**2. NORMATIVE REFERENCES**

The following documents form a part of this specification.

**2.1 American Society for Testing and Material**

ASTM Designation B209 Standard Specification for Aluminum-Alloy Sheet and Plate

**2.2 United States Pharmacopoeia**

(Copies available from the Drug Standards Division, OSPC, Inc., 12601 Twinbrook Parkway, Rockville, MD 26852.)

**2.3 ISO 3665: 1976**

Photography—Intra-Oral Dental Radiographic Film Specification

**2.4 ISO 3696: 1987**

Water for Analytical Use—Specification and Test Methods (Copies of ISO Specifications may be obtained from the American National Standards Institute, 11 West 42nd St., New York, NY 10036).



**CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 25/07/2017 14:26:24**

ANSI/ADA Specification No. 57—2000

5

**3. REQUIREMENTS****3.1 General**

All endodontic materials within the scope of the specification shall meet the following general requirements.

**3.1.1 Materials**

Materials shall be constituted from quality ingredients free from impurities. All ingredients shall be uniformly distributed.

**3.1.2 Sterility**

The components as supplied or the material as applied in clinical practice shall neither sustain nor enhance the growth of microorganisms when tested by United States Pharmacopoeia standards, Section 71, Sterility Test of General Tests and Assays.

**3.2 Physical Properties****3.2.1 Flow**

When determined in accordance with Clause 5.4, each disc shall have a diameter not less than 20 mm.

**3.2.2 Working Time**

The minimum working time of a sealer, when determined by the method described in Clause 5.5 shall be not less than 90% of the working time stated by the manufacturer. This test applies only to sealers having a working time of less than 30 minutes.

**3.2.3 Setting Time**

The setting time of a sealer, when determined by the method described in Clause 5.6, shall be within 10% of that stated by the manufacturer. For sealers having a setting time greater than 30 minutes and up to 72 h, for which the manufacturer quotes a time range, the setting time measured shall be within the range stated by the manufacturer.

**3.2.4 Film Thickness**

Sealers shall have a film thickness of not more than 50  $\mu\text{m}$  when tested in accordance with Clause 5.7.

**3.2.5 Dimensional Change Following Setting**

The mean linear shrinkage of the sealer, measured in accordance with the method set out in Clause 5.8, shall not exceed 1% or 0.1% in expansion.

**3.2.6 Solubility**

The solubility of the set material, when determined in accordance with Clause 5.9, shall not exceed 3% by mass.

**3.2.7 Radiopacity**

When tested in the manner described in Clause 5.10, all materials shall show a radiopacity not less than that equivalent to 3 mm of aluminum.

**4. SAMPLING AND INSPECTION****4.1 Sampling**

The sample shall consist of one or more retail packages from the same batch, containing sufficient sealer to carry out the specified tests, plus an allowance for repeats, if necessary.

**4.2 Inspection**

The component of a material shall be free from extraneous matter and, when colored, the pigment shall be uniformly dispersed when tested as described in Clause 5.3.

**5. TEST EQUIPMENT, PROCEDURES AND COMPLIANCE****5.1 Test Conditions**

Equipment and material shall be conditioned at  $(23 \pm 2)^\circ\text{C}$  and at a relative humidity of  $(50 \pm 5)\%$  for a period of at least 24 hours prior to testing.

**5.2 Preparation of Material for Testing**

The components of the sealer shall be manipulated in accordance with the manufacturer's instructions.

**5.3 Extraneous Matter**

When examined under normal visual acuity the components shall show no evidence of any extraneous matter.

**5.4 Flow****5.4.1 Equipment**

Two glass plates of minimum dimensions: at least 40 mm x 40 mm and approximately 5 mm thick, one having a mass of  $(20 \pm 2)$  g. A loading device of the type illustrated in Figure 1 or an equivalent means whereby a force of  $(0.98 \pm 0.02)$  N (100 gf) may be applied. A graduated hypodermic syringe or delivery tube designed to deliver  $(0.5 \pm 0.05)$  ml of mixed material.

**5.4.2 Procedure**

A volume of  $(0.5 \pm 0.05)$  ml of the material, mixed according to manufacturer's directions, shall be placed on one of the glass plates using the graduated syringe or delivery tube. At  $(180 \pm 5)$  s after the start of mixing, a load of  $(0.98 \pm 0.02)$  N (100 gf) plus the top plate with a mass of  $(20 \pm 2)$  g shall be placed carefully and centrally on top of the soft material. Ten minutes after the commencement of mixing, the load shall be removed and the average of the major and minor diameters of the compressed disc of material shall be recorded, if they agree to within 1 mm. If the disc is not uniformly circular or if the major and minor diameters do not agree within 1 mm, repeat the test.

**5.4.3 Compliance**

The mean of three such determinations shall be taken and the results expressed to the nearest millimeter shall be taken as the flow of the material. Flow shall comply with Clause 3.2.1.

**5.5 Working Time****5.5.1 Equipment**

Same as Clause 5.4.1.

**5.5.2 Procedure**

A volume of  $(0.5 \pm 0.05)$  ml of the material, mixed according to manufacturer's directions, shall be placed on one of the glass plates using the graduated syringe or delivery tube. Starting at  $(210 \pm 5)$  s after the start of mixing, a load of  $(0.98 \pm 0.02)$  N (100 gf) plus the top plate with a mass of  $(20 \pm 2)$  g shall be placed carefully and centrally on top of the soft material. Apply the load for 7 minutes or as recommended by the manufacturer. Remove the load and measure the major and minor diameters of the disk. Record the mean of the major and minor diameters.

**CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 25/07/2017 14:26:29**

ANSI/ADA Specification No. 57—2000

7

Repeat the test with newly mixed material applying the load at increasing intervals of time after the start of mixing until the diameter has decreased by 10% from the flow value from Clause 5.4.

**5.5.3 Compliance**

The mean of three such determinations shall be taken and the results, expressed to the nearest 30 s, shall be the working time of the material. Working time shall comply with 3.2.2.

**5.6 Setting Time**

**5.6.1 Equipment**

A cabinet maintainable to a temperature of  $(37 \pm 1)^\circ\text{C}$  and relative humidity of not less than 95%. A Gillmore-type needle with a mass of  $(100 \pm 0.5)$  g having a flat end  $(2.0 \pm 0.1)$  mm in diameter, with the needle cylindrical for a distance of approximately 5 mm from its end. The end of the needle shall be plain and at right angles to the axis of the rod and shall be maintained in a clean condition. A metal block with a minimum size of 8 mm x 20 mm x 10 mm as part of the cabinet, the Gillmore apparatus, or as a separate item. A flat glass plate approximately 1 mm thick. A microscope slide is suitable.

5.6.1.1 For materials that do not require moisture for setting, a stainless steel ring mold having an internal diameter of 10 mm and a thickness of 2 mm.

5.6.1.2 For materials that do require moisture for setting, a plaster of Paris ring mold having an internal diameter of 10 mm and a thickness of 2 mm.

**Note 1:** This mold can be made by placing a plastic disk ( $d = 10$  mm,  $h = 1$  mm) on a bottom of a plastic cup (content 1-2 ml) and filling the cup with freshly mixed plaster of Paris. After setting of the plaster of Paris the cup and the disk are removed.

**5.6.2 Sample Preparation**

5.6.2.1 For materials not requiring moisture for setting, place the mold on the glass plate and fill it with material, mixed according to the manufacturer's directions, to a level surface. After  $(120 \pm 10)$  s from the end of mixing, place this assembly on the metal block in the cabinet.

5.6.2.2 For materials that do require moisture for setting, store the plaster of Paris mold at  $(37 \pm 1)^\circ\text{C}$ , 95% relative humidity for 24 hours in a wet environment. After this time, fill the hole of the preconditioned plaster of Paris mold with the mixed sealer.

**5.6.3 Procedure**

When the setting time stated by the manufacturer approaches, carefully lower the Gillmore-type needle vertically onto the horizontal surface of the sealer. Clean the needle tip and repeat this operation until indentations cease to be visible. Record the time from the start of mixing at which this occurs. If the results differ by more than  $\pm 5\%$ , repeat the test.

**5.6.4 Compliance**

The mean of three such determinations shall be taken and the results shall be the setting time of the material. Setting time shall comply with Clause 3.2.3.

## 5.7 Film Thickness

### 5.7.1 Equipment

Two flat glass plates or microscope slide glass having a contact surface area of  $(200 \pm 25)$  mm<sup>2</sup> and a uniform thickness exceeding 5 mm. A loading device of the type illustrated in Figure 1 or an equivalent means whereby a force of  $(150 \pm 3)$  N (15 kgf) may be applied. A micrometer or similar measuring instrument reading to an accuracy of 1  $\mu$ m.

### 5.7.2 Procedure

Measure and record the combined glass plate thickness. Deposit a portion of the material, mixed according to manufacturer's directions, on the center of one of the glass plates and place the second glass plate centrally on top of the sealer. At  $(180 \pm 10)$  s after the commencement of mixing carefully apply the 150 N force vertically onto the top glass plate, ensuring that the material fills the entire area between the top and bottom glass plates. Ten minutes after the commencement of mixing, measure the thickness of the two glass plates and the interposed sealer film.

### 5.7.3 Compliance

The difference in thickness of the two glass plates with and without sealer. The mean value of three such measurements to the nearest 5  $\mu$ m shall be taken as the film thickness of the material. Film thickness shall comply with Clause 3.2.4.

## 5.8 Dimensional Change Following Setting

### 5.8.1 Equipment

Three cylindrical split molds (Figure 2) 12 mm high and 6 mm diameter made of stainless steel or other suitable metal that will not react with the samples. Six flat glass plates the size of microscope slides (1 mm thick x 25 mm wide x 75 mm long). Three 25 mm (1 inch) C-clamps. A cabinet maintainable at a temperature of  $(37 \pm 1)$ °C and a relative humidity of not less than 95%. A measuring instrument having an accuracy of 1.0  $\mu$ m and placing a restraint of no more than 0.1 N uniformly distributed over the ends of the specimen.

### 5.8.2 Sample Preparation and Procedure

- 5.8.2.1 For materials that do not require moisture for setting, place a mold on a thin polyethylene plastic sheet backed by a glass plate and fill to slight excess with sealer. Press another glass plate faced with polyethylene plastic sheet on top of the sealer. Hold the mold and the plate together firmly with a C-clamp. Five minutes after beginning the mix, transfer the mold with the sealer and clamp to an atmosphere of 95-100% relative humidity at  $(37 \pm 1)$ °C. For sealers that have setting times up to 2 h, three times the measured setting time, according to Clause 5.6, should be allowed before proceeding to the next step.
- 5.8.2.2 For materials that do require moisture for setting, place a mold on a thin polyethylene sheet backed by a glass plate. Mix 2 g of material according to the manufacturer's instructions together with 0.02 ml/0.02 g of water, and fill the mold to slight excess. Press another glass plate faced with polyethylene sheet on top of this sealer, and continue as described in Clause 5.8.2.1.

**Note 2:** To facilitate the removal of the specimens it is recommended to use a mold releasing agent such as 3% solution of polyvinyl ether-wax in hexane.

For both sample preparation methods, after the sealer is set according to Clause 5.6, grind the ends of the specimen flat by drawing the mold containing the specimen back and forth across 600 grit wet sandpaper.

**CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 25/07/2017 14:26:35**

ANSI/ADA Specification No. 57—2000

9

Remove the specimen from the mold, measure the distance between the flat ends to an accuracy of 10  $\mu\text{m}$ , record the result and store the specimen in distilled water at  $(37 \pm 1)^\circ\text{C}$  until ready for re-measurement. Thirty days after the specimen has been made, re-measure to an accuracy of 10  $\mu\text{m}$  and record the results.

**5.8.3 Compliance**

Three determinations of dimensional change between the time the material has just set and 30 days shall be made. The mean change in length of the three determinations shall be the value reported. Dimensional change shall comply with Clause 3.2.5.

**5.9 Solubility**

**5.9.1 Equipment**

Two split ring molds ( $1.5 \pm 0.1$ ) mm thick and 20 mm internal diameter. Four flat glass plates of greater dimensions than the edges of the split ring molds. Thin sheets of polyethylene. Glass Petri dish having a diameter of approximately 90 mm with a minimum volume of 70 ml and of known mass to the nearest 0.001 g. Desiccator containing phosphorus pentoxide or other suitable desiccant. A cabinet maintainable at a temperature of  $(37 \pm 1)^\circ\text{C}$  and a relative humidity of not less than 95%. Water complying with Grade 3 of ISO 3696. Heating oven, capable of being maintained at a temperature of  $(110 \pm 2)^\circ\text{C}$ .

**5.9.2 Sample Preparation**

**5.9.2.1** For materials that do not require water for setting, place a mold on a glass plate and fill to slight excess with mixed material. Press another glass plate faced with a sheet of plastic on top of the material and carefully remove the glass plate to leave a flat, uniform surface. Place the filled mold in the cabinet for a period of time 50% longer than the setting time stated by the manufacturer. Remove the mold and determine the mass of specimen to the nearest 0.001 g.

**5.9.2.2** For materials that do require moisture for setting, place the mold on a glass plate (See note in 5.8.2.2). Mix 2 g of material according to the manufacturer's instructions together with 0.02 ml/0.02 g of water and fill the mold to slight excess. Press another glass plate faced with a sheet of plastic on top of the sealer and place the mold in the cabinet for 24 h. Remove the specimens carefully from the mold and finish the periphery of the specimen to remove flash and irregularities. Determine the mass of the sealer to the nearest 0.001 g.

**5.9.3 Procedure**

Place two such specimens in the Petri dish such that the surfaces do not touch and the sealer remains undisturbed in the dish. Add  $(50 \pm 1)$  ml of distilled water and cover the dish. Store the Petri dish and contents at  $(37 \pm 1)^\circ\text{C}$  for 24 h, and then remove the specimens. Wash the specimens with 2-3 ml of fresh distilled water, allowing the washings to drain back into the Petri dish. Discard the specimens.

Evaporate the water from the dish without boiling, and dry the dish to constant mass at  $(110 \pm 2)^\circ\text{C}$ , cooling the dish in the desiccator to room temperature before each weighing (accurate to the nearest 0.001 g).

**5.9.4 Compliance**

Record the difference between the original mass of the Petri dish and its final mass, to the nearest 0.001 g, as the amount of material removed from the specimens. Record this difference in mass, calculated as a percentage of the original combined mass to the two specimens reported to the nearest 0.1%. Carry out the test twice more and record the mean value as the solubility of the material. Solubility shall meet the requirements of Clause 3.2.6.

**5.10 Radiopacity**



**5.10.1 Equipment**

The radiopacity of these materials shall be determined by means of comparison of a disk of the material to an aluminum step wedge having incremental steps of  $(1 \pm 0.01)$  mm thickness from 1 mm to 9 or 10 mm. Stainless steel ring mold of  $(10 \pm 0.01)$  mm and a height of  $(1 \pm 0.01)$  mm with covers made of either plastic, paper or other radiolucent material. An x-ray machine capable of producing radiation at  $(65 \pm 5)$  kV and 10 Ma shall be used in conjunction with radiographic film of speed group D or E as specified in ISO 3665 to obtain a radiograph of the test specimen and the aluminum step wedge. The aluminum used for beam filtration and step wedge shall be 98% aluminum in accordance with ASTM Specification B209 (typically 1100 alloy). An optical densitometer with a range 0.5 to 2.5 shall be used to measure the photographic density of the radiographs.

**5.10.2 Procedure**

Place the materials, mixed according to manufacturer's directions, and place this mix into the ring so as to form a uniform thickness disk of the set material of 1 mm between the covers.

Position the prepared specimen in the center of the x-ray film adjacent to the aluminum step wedge. Irradiate the specimen, wedge and film at a focal length of 300 mm for such a time that the exposed and processed film has a photographic density in the region of 0.5 and 2.5, including base and fog.

After developing, fixing and drying the exposed film, compare the density of the image of the specimen with that of the aluminum step wedge using the optical densitometer.

**Note 3:** The optical density of the x-ray film image is numerically lower than that of a radiolucent specimen of equivalent thickness.

**5.10.3 Compliance**

The radiopacity of the specimen shall comply with Clause 3.2.7.

**6. PREPARATION FOR DELIVERY****6.1 Packaging**

The components shall be supplied in securely sealed containers made from materials that do not react with or permit contamination of the contents. Within the package shall be an information leaflet detailing the following:

- A Name of the product;
- B Method of mixing and instructions for use of the material, including, where applicable, component mixing ratios;
- C Recommended method for maintaining sterility, where applicable;
- D Recommended conditions of storage;
- E Working time and setting time of the material (if claimed);
- F Principal active constituents;
- G Indications for clinical use, including whether the material is intended for the use with obturating points.  
If the material can cause staining of the tooth, this should be stated together with any precautions necessary to minimize this effect.

## 6.2 Marking

On each package and/or each container within the package, the following shall be clearly marked:

- A Manufacturer's name and/or registered mark;
- B Name of product;
- C Manufacturer's batch number;
- D Minimum mass, in grams, of the powder or paste and the minimum net volume of the liquid, if included, in milliliters;
- E Recommended conditions of storage;
- F Expiry date, and as an option, manufacture date;
- G The word "STERILE," if the manufacturer claims that the contents of the unopened pack are sterile. In addition, on packs marked "STERILE," a statement to the effect that sterility is not guaranteed after the pack is opened.

FIGURE 1—TYPE OF APPARATUS FOR TESTING WORKING TIME, FLOW AND FILM THICKNESS

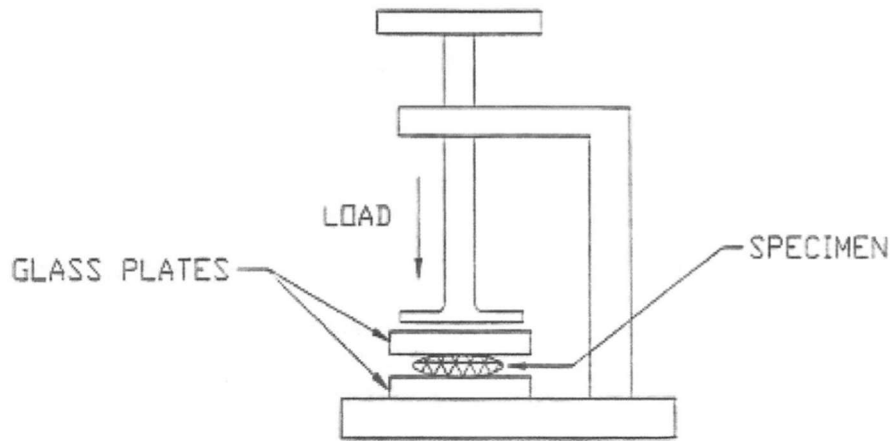
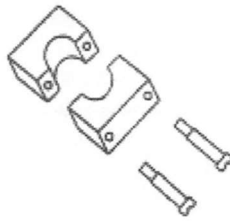


FIGURE 2—DIMENSIONAL STABILITY SPECIMEN MOLD





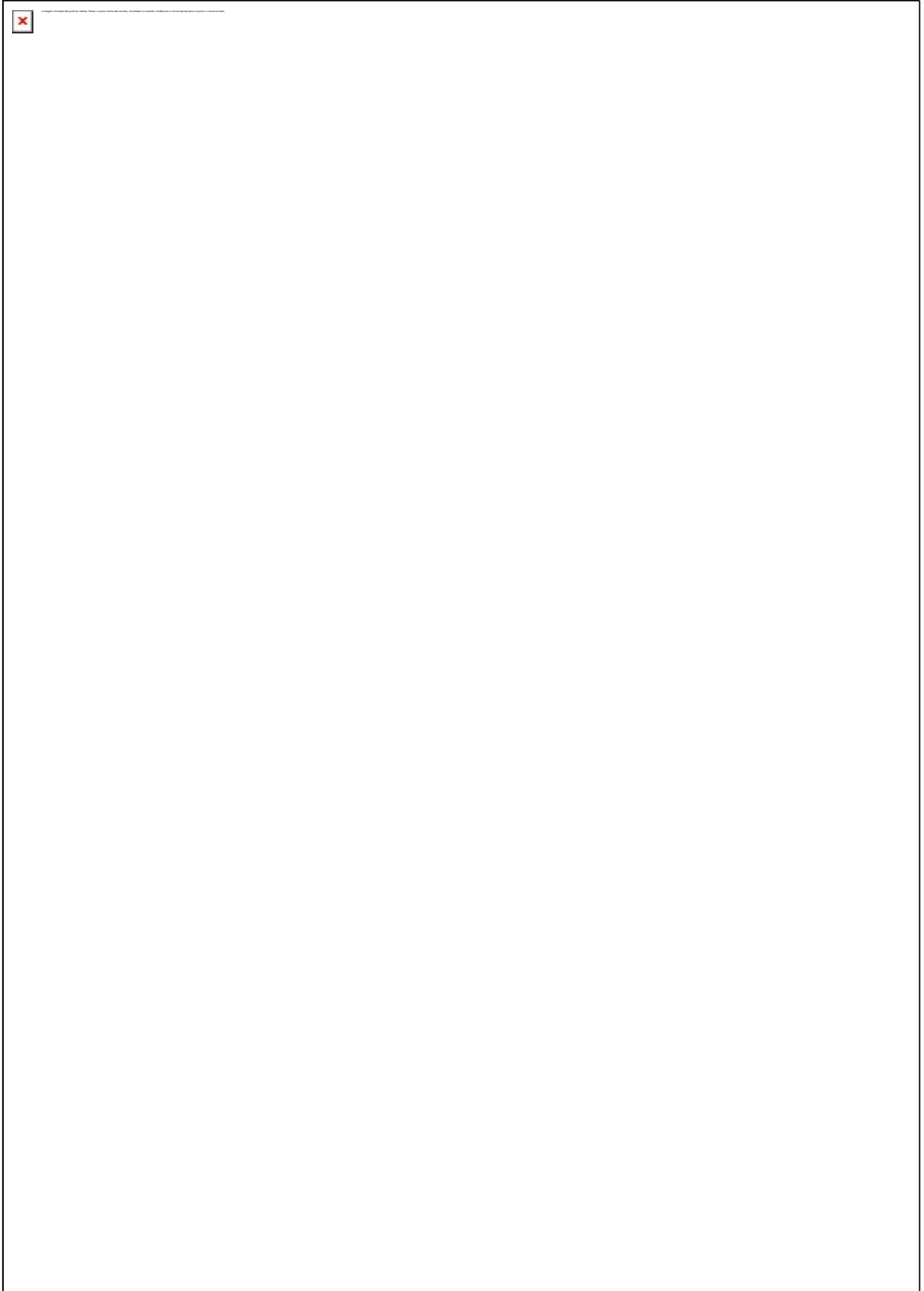
CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 25/07/2017 14:26:40

**ADA** American Dental Association®

America's leading advocate for oral health

211 East Chicago Avenue, Chicago, Illinois 60611  
T 312.440.2500 F 312.440.7494 [www.ada.org](http://www.ada.org)

## 8.2 ANEXO 2 – NORMATIVA ANSI/ADA 78



CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 26/07/2017 19:10:57

These materials are subject to copyright claims of ISO, ANSI, and ADA. No part of this publication may be reproduced in any form, including electronic retrieval system, without the prior permission of ADA. All requests pertaining to ANSI/ADA Standard No. 78 should be submitted to ADA.

CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 26/07/2017 19:10:58

Revised ANSI/ADA Standard No. 78 – 2013

**REVISED AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION STANDARD NO. 78 FOR DENTAL OBTURATING CONES**

The Council on Scientific Affairs of the American Dental Association has approved revised American Dental Association Standard No. 78 for Dental Obturating Cones. This and other standards for dental materials, instruments and equipment are being formulated by working groups of the ADA Standards Committee on Dental Products (formerly Accredited Standards Committee MD156 for Dental Materials, Instruments and Equipment). The Committee has representation from all interests in the United States in the standardization of materials, instruments and equipment in dentistry. The Council has adopted the standards, showing professional recognition of their usefulness in dentistry, and has forwarded them to the American National Standards Institute with a recommendation that the standards be approved as American National Standards. The American National Standards Institute granted approval of revised ADA Standard No. 78 as an American National Standard on August 12, 2013.

The ADA Standards Committee on Dental Products thanks the members of Working Group 1.5 on Endodontic Filling Materials and the organizations with which they were affiliated at the time the standard was developed:

Frank Lentine (chairman), Lentine Enterprises, Ltd., Taylor, MI;  
Timothy Svec (secretary), UTDB-Houston, TX;  
Gerald Glickman, Baylor College of Dentistry, Houston, TX;  
Lonnie Graybill, Milltex Corp., York, PA;  
Jeffrey Hutter, Boston University, MA;  
John Ingle, American Association of Endodontists, Chicago, IL;  
Neill Luebke, Brookfield, WI;  
Randall Maxwell, Dentsply Tulsa Dental Specialties, OK;  
Spiro Megremis, American Dental Association, Chicago, IL;  
Michael Sobotka, Charles B. Schwed Co., Kew Gardens, NY; and  
Larz Spangberg, University of Connecticut, Farmington.

**REVISED AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION STANDARD NO. 78 FOR DENTAL OBTURATING CONES**

**FOREWORD**

(This Foreword does not form a part of the Proposed Revision of ANSI/ADA Standard No. 78 for Dental Obturating Cones).

The previous edition of this standard, ADA Standard No. 78-2006, was an adoption of ISO 6877-1:1995, Dentistry—Root canal obturating points. This standard is a modified adoption of ISO 6877:2006, which is a revision of ISO 6877-1:1995. ADA SCDP Working Group No. 1.5 on Endodontic Filling Materials examined the international standard and found it acceptable for adoption as revised ANSI/ADA Standard No. 78. It replaces ANSI/ADA Standard No. 78-2006.

The modifications of ISO 6877:2006 for ADA Standard No. 78 are:

- ADA Standard No. 78 uses the term "cone," whereas ISO 6877 uses "point";
- ADA Standard No. 78 does not include "size designations" in the Definitions, whereas ISO 6877 includes them;
- ADA Standard No. 78 includes Materials in 4.1, whereas ISO 6877 does not include it;
- ADA Standard No. 78 does not include biocompatibility in 4.2, whereas ISO 6877 includes it;
- ADA Standard No. 78 specifies "tip design" options in 4.2.1, whereas ISO 6877 does not include them;
- ADA Standard No. 78 includes cone color consistency in 4.2.3, whereas ISO 6877 does not include it;
- ADA Standard No. 78 includes physical testing after sterilization in 4.2.4, whereas ISO 6877 does not include it;
- ADA Standard No. 78 specifies, in 4.3.3, length "to be within +/- 0.2 mm of the stated length, whereas ISO 6877, in 4.3, specifies overall length as "not less than 28 mm or not less than the stated length"; and
- ADA Standard No. 78 uses the term "Brittleness" in 6.4, whereas ISO 6877 uses the term "Physical integrity" in 4.5.

Also, in ADA Standard No. 78, 7.2 and ISO 6877, Marking, 8. f, the requirement for use of "Sterile" differs.

In ADA Standard No. 78 "STERILE" is used if the manufacturer claims that the contents of the unopened pack are sterile. In addition, on bulk packs of cones marked "STERILE," "a statement to the effect that sterility is not guaranteed after the pack is opened."

ISO 6877 uses the word "STERILE," "if the manufacturer claims that the contents of the unopened pack are sterile. In addition, on bulk packs of points marked "STERILE", a statement to the effect that sterility is not guaranteed after the pack is opened (A claim by the manufacturer that the contents of the unopened pack are sterile is the responsibility of the manufacturer. This International Standard does not specify requirements or test methods for sterility; reference should be made to any national requirements that may exist. When no national requirements exist, reference should be made to the United States Pharmacopoeia (USP) or the British Pharmacopoeia (BP). Standards on methods of validating sterilisation processes, produced by ISO/TC 198 *Sterilization of health care products*, are also available: ISO 11134, ISO 11135, ISO 11137, ISO 11737-2, ISO 13683, ISO 14160, ISO 14937)"

**REVISED AMERICAN NATIONAL STANDARD/AMERICAN DENTAL ASSOCIATION STANDARD NO. 78 FOR DENTAL OBTURATING CONES****1 SCOPE AND CLASSIFICATION****1.1 Scope**

This standard specifies the dimensions and requirements for prefabricated metallic or polymeric-based cones suitable for use in the obturation of a root canal system restoration. It also specifies numerical systems and color-coding system for designating sizes.

**2 NORMATIVE REFERENCES**

The following documents form a part of this specification.

- 2.1 ISO 3665: 1976, Photography—Intra-oral Dental Radiographic Film—Standard  
(Copies of ISO standards may be obtained from the American National Standards Institute, 25 West 43 St., New York, NY 10036; or [www.ansi.org](http://www.ansi.org) ).
- 2.2 ASTM B209 Standard Standard for Aluminum-Alloy Sheet and Plate  
(ASTM specifications are available from ASTM International, 100 Barr Harbor Drive, West Conshohocken, PA 19428; or [www.astm.org](http://www.astm.org) ).

**3 DEFINITIONS**

For the purposes of this specification, the following terms and definitions apply:

**3.1 Standardized Cone**

Cones having uniform standardization taper of 2% throughout all the range of sizes available.

**3.2 Taper Size Cone**

Cones whose sizes are determined by the tip sizes and the tapers.

**3.3 Cone**

Complete prefabricated metallic or polymeric dental root canal obturating cone.

**3.4 Tip**

The narrow end of the cone.

**3.5 Unit Pack**

The smallest pack that is distributed and that may contain one or more sizes of cones.

**4 REQUIREMENTS****4.1 Materials**

- 4.1.1 **Metal cones.** Throughout their tapered length, the cones shall be smooth, uniform in composition, without surface pitting and free from inclusions or extraneous matter. Testing shall be carried out in accordance with 5.2.

- 4.1.2 **Polymeric-based cones.** Throughout their tapered length, the cones shall appear uniform in composition and color, smooth, with a non-cracked surface and free from inclusions and extraneous matter. Testing shall be carried out in accordance with 5.2.
- 4.2 **Design, Workmanship and Color**
- 4.2.1 **Design**  
The Standardized cone shall be uniformly tapered and may have either a blunted, conical or rounded tip. The taper beyond 16 mm shall not exceed the uniform taper of the first 16 mm. Inspect as described in 5.2.
- The Taper size cones shall be uniformly tapered in accordance to each nominal size and may have either a blunted, conical or rounded tip. Inspect as described in 5.2.
- 4.2.2 **Workmanship**  
Throughout their tapered length, the cones shall be rounded, have a smooth surface and be uniform in appearance. They shall show no structural or other deficiencies likely to be detrimental to their intended use when tested as described in 5.2.
- 4.2.3 **Color**  
The color of the cones shall be uniform throughout each size of the individual cone and/or the brand's range of sizes when inspected as described in 5.2. When color coding individual cones or when unit packs are color coded, the color coding for the respective nominal sizes shall be as shown in Table 1. For color coding of taper sizes, the colors shall be from light to dark (white to black) for the increasing tapers.
- 4.2.4 **Sterilization**  
Following sterilization procedures recommended by the manufacturer, cones shall comply with the dimensional, physical and mechanical properties called for in this specification.
- 4.3 **Nominal Sizes and Dimensions**
- 4.3.1 **Sizes and diameters**  
For all types of cones a diameter tolerance of  $\pm 0.02$  for metallic cones;  $\pm 0.05$  for polymeric cones of sizes 0120 to 025; and  $\pm 0.07$  for polymeric cones of sizes 030 to 140 is permissible.
- 4.3.1.1 **Standardized cones.** The projected diameter at the tip ( $D_0$ ) and the stated size shall correspond to those set out in Table 2. The diameters designated as  $D_3$  and  $D_{16}$  shall be as shown in Table 2 and Figure 1 when tested as specified in 6.2.
- 4.3.1.2 **Taper size cones.** The projected tip at diameter  $D_0$  taper size cones and the stated size shall correspond to those set out in Figure 2. The diameters designated as  $D_3$  and  $D_{16}$  shall be as shown in Figure 2 when tested as specified in 6.2.
- 4.3.2 **Taper**  
The taper shall be uniform from  $D_0$  to a position not less than 16 mm from the tip when tested as specified in 6.2.
- 4.3.2.1 Standardized cone's taper shall be 0.02 mm per millimeter of length, with a tolerance as provided by diameter tolerances.

Revised ANSI/ADA Standard No. 78 – 2013

5

- 4.3.2.2 Taper cone's taper is variable based on the size of the cone. When the  $D_3$  and  $D_{16}$  diameters are measured, they shall be within a tolerance when calculated using the formula shown in 6.2.2.

#### 4.3.3 Lengths

The length of the cones shall conform within  $\pm 2$  mm of the length dimension specified by the manufacturer when tested as specified in 6.2.

NOTE The overall length shall be not less than 28 mm unless stated otherwise by the manufacturer. If a different length is stated, the points shall conform within  $\pm 2$  mm of the length dimension specified by the manufacturer when tested as specified in 6.2.

#### 4.4 Physical Properties

##### 4.4.1 Radiopacity

When tested in the manner described in 6.3 polymeric cones shall show a radiopacity not less than that equivalent to 6 mm of aluminum.

##### 4.4.2 Brittleness

When tested in accordance with 6.4, the cones shall not fracture.

#### 5 SAMPLING AND INSPECTION

##### 5.1 Sampling

A minimum of twenty-five (25) cones of each size to be tested shall be procured to determine compliance with this specification.

##### 5.2 Inspection

Visual inspection shall be without magnification.

#### 6 TEST EQUIPMENT, PROCEDURES AND COMPLIANCE

##### 6.1 Test Conditions

Unless otherwise stated, all tests shall be conducted at  $(23\pm 2)$  °C and  $(50\pm 5)$  % relative humidity. The equipment and cones shall have been pre-conditioned at this temperature and relative humidity for at least 24 hours prior to testing.

##### 6.2 Dimensions

The dimensions of ten (10) cones of each size to be tested shall be determined as follows:

##### 6.2.1 Equipment

The diameters of each cone shall be measured using a shadowgraph, measuring microscope, or any other suitable device capable of measuring the diameters with the accuracy of  $\pm 0.005$  mm.

The full length shall be measured with a suitable micrometer of a scale with an accuracy of 0.25 mm.

##### 6.2.2 Procedure



The Standardized cones to be measured shall be inserted in to a shadowgraph, measuring microscope, or other suitable device, and the diameters  $D_3$  and  $D_{16}$  shall be measured. For Taper-size cones, measure the diameter at two locations and calculate the taper and  $D_0$  using the following formulas:

$$(T) \text{ Taper is } \frac{D_b - D_a}{b - a} \quad D_0 = D_b - (b \times T)$$

Using Figures 1 and 2, Where

- a is length dimension for diameter nearest the tip
- b is length dimension for diameter farthest from the tip but not less than 16 mm from the tip
- $D_a$  is diameter at "a" location
- $D_b$  is diameter at "b" location
- T is taper

**Note 1:** Refer to Figure 2.

#### 6.2.3 Compliance

When tested by the method described in 6.2.2, more than 90% of the samples tested shall comply with the provisions of s 4.3.1, 4.3.2, and 4.3.3. Test at least ten (10) cones per size.

#### 6.2.4 Compliance Criteria

If all 10 cones pass, the product passes. If 8 or less cones pass, the product fails. If 9 cones pass, test 5 additional cones.

When 5 additional cones must be tested, all 5 must pass to accept the product.

### 6.3 Radiopacity

#### 6.3.1 Equipment

The radiopacity of these materials shall be determined by means of comparison of a disc of the material to an aluminum step wedge having incremented thickness of 1 mm to 9 or 10 mm. A stainless steel ring mold of  $(10 \pm 0.01)$  mm and a height of  $(2 \pm 0.01)$  mm with covers made of either plastic, paper or other radiolucent material shall be used to prepare the test specimen. An X-ray machine capable of producing radiation at  $(65 \pm 5)$  kV and 10 Ma with a total filtration of 1.5 mm of aluminum shall be used in conjunction with radiographic film of speed group D or E as specified in ISO 3665 to obtain a radiograph of the test specimen and the aluminum wedge step. The aluminum used for beam filtration and step wedge shall be 98% aluminum in accordance with ASTM Standard B209 (typically 1100 alloy). An optical densitometer with a range 0.5 to 2.5 shall be used to measure the photographic density of the radiographs.

#### 6.3.2 Procedure

Randomly mix a sufficient number polymeric cones to make the disc described below. Heat, soften, and compact cones to a pore-free mass without segregation into the ring so as to make a uniform disc of 2 mm thickness between radiolucent covers.

Position the prepared specimen in the center of the X-ray film adjacent to the aluminum step wedge. Irradiate the specimen, wedge, and film at a focal length of 300 mm for such a time that the exposed and processed film has a photographic density in the region of 0.5 and 2.5, including base and fog.

After developing, fixing and drying the exposed film, compare the density of the image of the specimen with that of the aluminum step wedge, using the optical densitometer.

**Note 2:** The optical density of the X-ray film image is numerically lower than that of a radiolucent specimen of equivalent thickness.

#### 6.3.3 Compliance

The radiopacity of the specimen shall comply with 4.4.1

**Note 3:** One millimeter of cortical bone or dentin has the radiopacity equivalent of 1 mm of 1100 Al alloy.

#### 6.4 Brittleness

The brittleness of five (5) cones of each size to be tested by the following method.

##### 6.4.1 Equipment

A suitable device is shown in Figure 3.

##### 6.4.2 Procedure

Using the apparatus in Figure 3, grip the first 5 mm of a cone within the stationary pin vice (D), taking care to minimize damage to the cone. Adjust the cone so that the junction of the cone and the pin vice (D) is at the center of rotation (F). Clamp the free end of the cone to the movable pin vice (E) so that the distance between the junctions of the cone within vices (D) and (E) is 14 mm.

Take zero (0) degrees as the starting point of the test. Rotate the disc (A) 30° counter-clockwise, 60° clockwise and then 30° counter-clockwise to the starting point. Complete this bending cycle in approximately 2s. Repeat the bending cycle four times for metal cones and 20 times for polymeric cones. Repeat the whole test on four more cones, and report whether any of the five cones fractured.

##### 6.4.3 Compliance

The brittleness of the cones shall comply with 4.4.2.

### 7 PREPARATION AND DELIVERY

#### 7.1 Packaging

Cones should be packaged in unit packs that protect the contents from damage and, where sterility is claimed, maintain sterility during handling. Unit packs containing more than one size of cone should not permit the various sizes to be readily or unknowingly mixed.

#### 7.2 Marking

The manufacturer shall provide at least the following information on, or within, each unit pack:

- A The identification of the material and the product, e.g., gutta-percha root canal obturating cone;
- B The manufacturer's and/or supplier's name or registered trademark;
- C The size designation and taper, if other than 3%;
- D The nominal length of the cones;

CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 26/07/2017 19:11:14

8

Revised ANSI/ADA Standard No. 78 – 2013

- E The minimum number of cones in the unit pack;
- F The word "STERILE," if the manufacturer claims that the contents of the unopened pack are sterile. In addition, on bulk packs of cones marked "STERILE," a statement to the effect that sterility is not guaranteed after the pack is opened;
- G The date of packaging and/or the batch or lot number;
- H The recommended storage conditions and, if appropriate, expiry date;
- I An indication of principal components.

TABLE 1—COLOR CODING

Size	Color	Abbreviation
10	Purple	Pur
15	White	Wh
20	Yellow	Yel
25	Red	Red
30	Blue	Blu
35	Green	Grn
40	Black	Blk
45	White	Wh
50	Yellow	Yel
55	Red	Red
60	Blue	Blu
70	Green	Gm
80	Black	Blk
90	White	Wh
100	Yellow	Yel
110	Red	Red
120	Blue	Blu
130	Green	Gm
140	Black	Blk

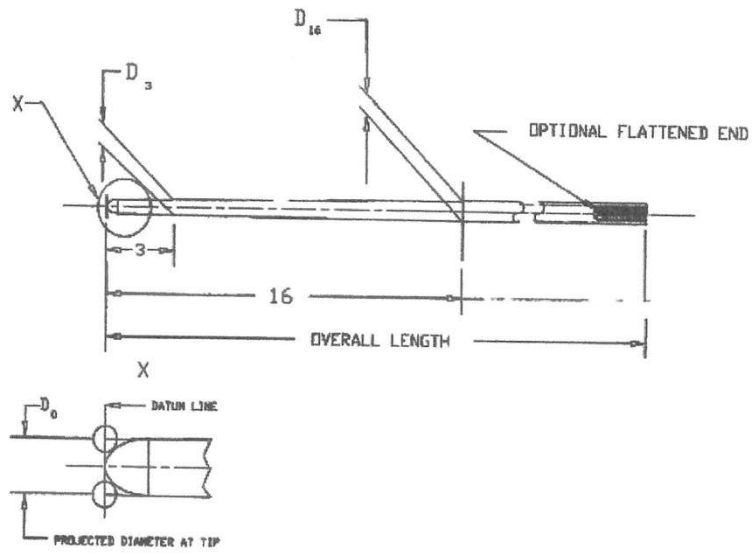
**Taper size.** When color coding is used, the color sequence shown above shall be used to indicate, by brand, the sequence of sizes.

**Note:** Colors must be identifiable as those listed above, except gray may be substituted for black.

TABLE 2—IDENTIFICATION AND DIMENSIONS OF STANDARDIZED CONES

Size Designation	D <sub>0</sub> (Ret.)	D <sub>3</sub>	D <sub>16</sub>	Tolerance
010	0.10	0.16	0.42	± 0.05
015	0.15	0.21	0.47	
020	0.20	0.26	0.52	
025	0.25	0.31	0.57	
030	0.30	0.36	0.62	± 0.07
035	0.35	0.41	0.67	
040	0.40	0.46	0.72	
045	0.45	0.51	0.77	
050	0.50	0.56	0.82	
055	0.55	0.61	0.87	
060	0.60	0.66	0.92	
070	0.70	0.76	1.02	
080	0.80	0.86	1.12	
090	0.90	0.96	1.22	
100	1.00	1.06	1.32	
110	1.10	1.16	1.42	
120	1.20	1.26	1.52	
130	1.30	1.36	1.62	
140	1.40	1.46	1.72	

All dimensions to be measured to an accuracy of 0.005 mm. Taper proportion is 0.02 mm per 1 mm of uniform taper.



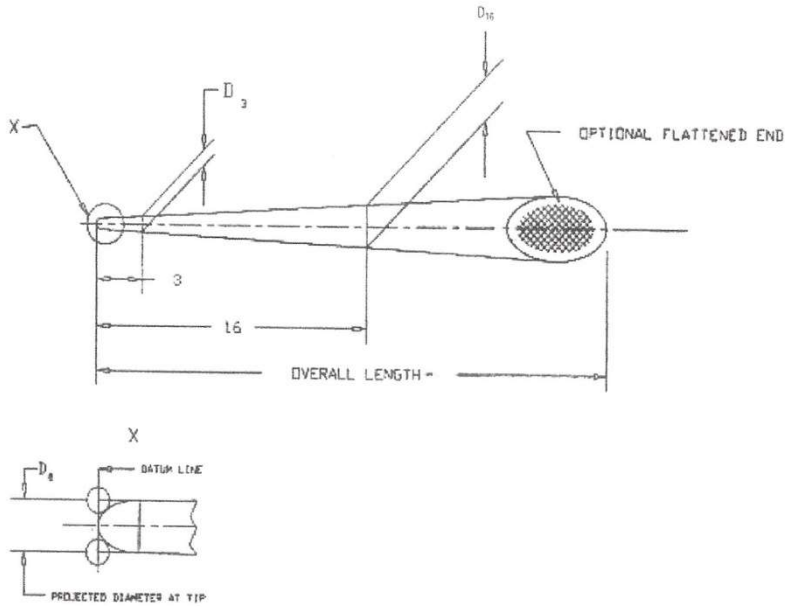
$D_0$  PROJECTED DIAMETER AT TIP

**DIAMETERS** — SEE TABLE 2. IDENTIFICATION AND DIMENSIONS OF STANDARDIZED CONES.  
 SIZE DESIGNATION IS  $D_0$  IN HUNDREDTH OF A MILLIMETER.

**TAPER PROPORTIONS** — STANDARDIZED CONES 0.02 MM PER 1 MM OF LENGTH.

$$D_{16} = D_0 + 0.32$$

FIGURE 1. DIAGRAMMATIC REPRESENTATION OF STANDARDIZED CONES



D<sub>0</sub> Projected Diameter At The Tip Given By Manufacturer

**Diameters**

D<sub>0</sub> designation — 3 digit number identified in hundredths of millimeters

taper — given by manufacturer

taper designation — 2 digit number identified in thousandths of millimeters

Tolerance — for D<sub>0</sub> = 0.25 is ± 0.05 mm

for D<sub>0</sub> = 0.30 is ± 0.07 mm

Designation form — 5 digit number

Form will be: "000 XX"

Where "000" represents tip diameter (D<sub>0</sub>)

"XX" represents taper

To determine diameters to test taper

$$D_3 = D_0 + 3 \text{ times taper}$$

$$D_{16} = D_0 + 16 \text{ times taper}$$

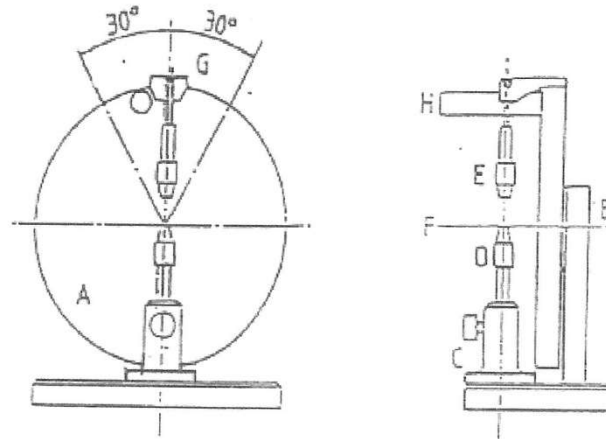
**Taper Proportions**

Variable according to nominal size. Use the following for calculation of taper:

D<sub>a</sub> - Diameter at "a" from the tip.

D<sub>b</sub> - Diameter at "b" from the tip.

FIGURE 2. DIAGRAMMATIC REPRESENTATION OF TAPER SIZED CONES



- A -- ROTATING DISC
- B -- BEARING SUPPORT FOR DISC A
- C -- STATIONARY PIN VICE SUPPORT WITH LOCK
- D -- STATIONARY PIN VICE
- E -- MOVABLE PIN VICE WITH VERTICAL ALIGNMENT
- F -- CENTER OF ROTATION
- G -- SUSPENSION POINT FOR PIN VICE E
- H -- HANDLE FOR DISC ROTATION

FIGURE 3. APPARATUS FOR TESTING BRITTLINESS



CONFIDENTIAL GILBERTO SIEBERT FILHO 26/07/2017 19:11:16

**ADA** American Dental Association®

America's leading advocate for oral health

211 East Chicago Avenue, Chicago, Illinois 60611  
T 312.440.2500 F 312.440.7494 [www.ada.org](http://www.ada.org)