



UNIVERSIDADE  
ESTADUAL DE LONDRINA

---

MARCELO POMINI

**AVALIAÇÃO DA ADESIVIDADE DO CIMENTO PORTLAND  
ASSOCIADO A DIFERENTES RADIOPACIFICADORES**

---

Londrina  
2012

MARCELO POMINI

**AVALIAÇÃO DA ADESIVIDADE DO CIMENTO PORTLAND  
ASSOCIADO A DIFERENTES RADIOPACIFICADORES**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Strictu Sensu* em Odontologia, Mestrado Acadêmico - Área de Concentração em Clínica Odontológica, da Universidade Estadual de Londrina.

Orientador: Prof. Marcio Grama Hoepfner

Londrina  
2012

**Catálogo elaborado pela Divisão de Processos Técnicos da Biblioteca Central da  
Universidade Estadual de Londrina.**

**Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)**

P786a Pomini, Marcelo.

Avaliação da adesividade do cimento Portland associado a diferentes  
radiopacificadores / Marcelo Pomini. – Londrina, 2012.

84 f. : il.

Orientador: Marcio Grama Hoepner.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual de  
Londrina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em  
Odontologia, 2012.

Inclui bibliografia.

1. Adesivos dentários – Teses. 2. Resinas dentárias – Teses. 3. Canal  
radicular – Tratamento – Teses. 4. Endodontia – Teses. I. Hoepner, Marcio  
Grama. II. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Ciências da Saúde.  
Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU

MARCELO POMINI

**AVALIAÇÃO DA ADESIVIDADE DO CIMENTO PORTLAND  
ASSOCIADO A DIFERENTES RADIOPACIFICADORES**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Strictu Sensu* em Odontologia, Mestrado Acadêmico - Área de Concentração em Clínica Odontológica, da Universidade Estadual de Londrina.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof. orientador Márcio Grama Hoepfner  
UEL – Londrina – PR

---

Prof. Marco Antonio Hungaro Duarte  
USP – Bauru – SP

---

Prof. Edwin Fernando Ruiz Contreras  
UEL – Londrina – PR

Londrina, 02 de fevereiro de 2012.

Aos meus *País, José Pomini* (in memoriam) e *Claride Favaro Pomini*, pela  
educação e belos exemplos que me deram.

A minha *Mãe* em especial, que nunca mediu esforços para meus estudos.

A *Ana Paula*, minha querida esposa, companheira incansável com quem eu  
casaria inúmeras vezes.

A *Gabriel*,

*Bruno*

e *Aninha*,

Meus filhos adorados e razão de tantos sacrifícios.

## AGRADECIMENTO

A Universidade Estadual de Londrina, na pessoa da Coordenação da Pós-Graduação, Mestrado em Odontologia, **Professora Dra. Cássia Dezan Garbelini**.

A todos os Professores do Programa de Pós-graduação, Mestrado em Odontologia, da Universidade Estadual de Londrina, **Professor Dr. Antonio Ferelle, Professor Dr. Carlos Alberto Spironelli Ramos, Professora Dra. Cássia Dezan Garbelini, Professor Dr. Edwin Fernando Ruiz Contreras, Professora Dra. Elisa Emi Tanaka, Professor Dr. Fabio Augusto Ito, Professor Dr. Glaykon Alex Vitti Stabile, Professor Dr. Hedelson Odenir Lecher Borges, Professor Dr. Márcio Grama Hoepfner, Professora Dra. Maria Celeste Morita e Professor Dr. Wilson Trevisan Júnior** por terem me recebido tão bem e pelos ensinamentos.

Ao **Professor Dr. Marco Antonio Hungaro Duarte** pelas oportunidades que me dera para sempre aprender mais, pelas orientações à realização deste trabalho e pelo belo exemplo de grande pesquisador que é.

Ao meu orientador, **Professor Dr. Márcio Grama Hoepfner**, pela sua exigência e paciência.

Ao **Professor Dr. Ricardo Shibayama** pelo incentivo à realização do Mestrado na UEL.

Ao **Professor Dr. Ricardo A. Matheus** pelo apoio e incentivo.

Ao **Professor Reginaldo Shibayama** pela confiança em mim depositada e pelo companheirismo.

A Coordenação e Direção da Faculdade de Odontologia de Presidente Prudente (UNOESTE), na pessoa da **Professora Ma. Cláudia Oliveira Lima Coelho**, pelos incentivos constantes, possibilitando a realização deste trabalho.

A **Equipe de Endodontia da APCD Presidente Prudente**, com quem tenho satisfação em trabalhar.

Ao **Professor José Roberto de Barros Simões** por sempre me instigar a pensar criticamente.

A **Professora Dra. Graziela Garrido Mori Panucci** companheira de trabalho e com quem muito aprendo.

Ao **Professor Ms. Rodrigo Ricci Vivan**, por tamanho auxílio e incentivo à realização desta minha pós-graduação.

À **Disciplina de Endodontia** da **Faculdade de Odontologia de Bauru**, Universidade de São Paulo.

Aos **Colegas do Mestrado** pela importante convivência, em especial aos colegas **Marcus Vinícius**, quase meu cúmplice nas nossas atividades, **Rodrigo Peron**, pela grande confiança, por me receber em sua casa sempre que precisei, pelas dicas técnicas de informática e **Fabio Martins Salomão**, pelos auxílios nas várias etapas desse trabalho.

Ao **Dr. Emersom Bragaroli** e **Sra. Iara Sumie Hokumura Bragaroli** e demais familiares meu profundo agradecimento e minhas desculpas pela minha ausência.

A **TODOS** *amigos* e *colegas* que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização desta dissertação.

*Muito Obrigado!*

*O importante não é estar aqui ou ali, mas ser. E ser é uma ciência delicada, feita de pequenas e grandes observações do cotidiano, dentro e fora da gente.*

**Carlos Drummond de Andrade**

POMINI, Marcelo. **Avaliação da adesividade do cimento portland associado a diferentes radiopacificadores.** 2012. 84f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Estadual de Londrina, Londrina. 2012.

## RESUMO

O objetivo do presente estudo foi comparar *in vitro*, por meio do teste *push-out*, a resistência adesiva do cimento Portland Estrutural Branco (Votorantin Cimentos Rio Branco AS, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) associado à diferentes radiopacificadores às paredes internas do canal radicular. Para esse estudo foram utilizadas 40 raízes de dentes unirradiculados humanos, que foram instrumentadas e depois incluídas em resina epóxica. Após a remoção dos 3 mm apical de cada raiz, foram obtidos 3 discos (corpos-de-prova) de 2 mm de espessura cada (porção apical, média e cervical). Em seguida, com uma ponta diamantada acoplada a um aparelho de ultrassom, foi confeccionada uma cavidade retrógrada. Os corpos-de-prova foram divididos aleatoriamente em 4 grupos experimentais: G1 (cimento de Portland, grupo controle, n=15), G2 (cimento de Portland + Iodofórmio, n=30), G3 (cimento de Portland + Óxido de bismuto, n=30) e G4 (cimento de Portland + Óxido de zircônio, n=30). Após o preenchimento dos corpos-de-prova com os respectivos materiais, cada disco de resina/dentina/material obturador foi posicionado numa máquina de ensaios mecânicos, para a realização do teste *push-out*. O teste de *push out* foi realizado a uma velocidade de 1 mm/min. Os resultados, submetidos a análise estatística pelo teste de Kruskal-Wallis para comparação global, não evidenciou diferença estatística significativa ( $p>0,05$ ) entre os grupos. Para comparação dentro de cada grupo, o teste de Dunn não constatou diferença significativa ( $p>0,05$ ) entre as três porções do G1, G2 e G3. No G4 foi constatada diferença significativa ( $p<0,05$ ) entre as porções média e cervical. Nas demais comparações não foram encontradas diferenças significantes ( $p>0,05$ ). Assim, pode-se concluir que a resistência adesiva do cimento de Portland não foi afetada significativamente pelos radiopacificadores.

**Palavras-chave:** Adesividade. Meios de contraste. Endodontia.

POMINI, Marcelo. **Evaluation of adhesion of portland cement associated with different radiopacifiers.** 2011. 84f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Estadual de Londrina, Londrina. 2012.

### **ABSTRACT**

To compare in vitro, through a push-out test, the Structural Portland White Cement's (Votorantin Cimentos Rio Branco AS, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) adhesive strength to internal walls of the root canal in association to different radiopacifiers. In this survey there were utilized 40 human single roots teeth, instrumented and included in epoxy resin. After the removal of 3 mm apical segments of each root, 3 discs (specimens) each 2 mm thick (apical, middle and cervical portions). Then, with a Diamond tip attached to a ultrasound device, a retrograde cavity was prepared. The specimens were randomly divided in 4 experimental groups: G1 (Portland cement, control group, n=15), G2 (Portland cement with Iodoform, n=30), G3 (Portland cement with Zirconium oxide, n=30). After filling the specimens with their respective materials, each resin/dentin/filling material disc were positioned in a mechanical testing machine, to perform the push out test. The push out test was conducted at a 1 mm/min speed. The results, submitted to statistical analysis by Kruskal-Wallis test for global comparison, showed no statistically significant difference ( $p>0,05$ ) between groups. For comparison within each group, the Dunn's test, found no significant difference ( $p>0,05$ ) between the three parts, in G1, G2 E G3. In G4 significant difference was found ( $p<0,05$ ) between the middle and cervical portions. In the other comparison there were no significant differences ( $p>0,05$ ). Thereby, the Portland cement's adhesive strength was not significantly affected by radiopacifiers.

**Key Words:** Adhesiveness. Contrast media. Endodontics.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Quadro 1</b> – Grupos experimentais e materiais avaliados .....	53
<b>Figura 1</b> – 1-A – Secção da parte coronária com instrumento cortante rotatório (ponta diamantada). 1-B – Mensuração do comprimento radicular final, com a demarcação dos 3mm apicais .....	55
<b>Figura 2</b> – Odontometria radicular .....	56
<b>Figura 3</b> – 3-A – Parte apical radicular implantada na base de material emborrachado; 3-B – Lima posicionada no interior do canal para verificar o paralelismo entre o canal e as paredes internas do anel .....	57
<b>Figura 4</b> – 4-A – Máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA); 4-B – Vista lateral do seccionamento do terço apical radicular .....	58
<b>Figura 5</b> – 5-A – Retropreparo; 5-B – Vista da cavidade retrógada preparada .....	58
<b>Figura 6</b> – Corpo de prova .....	59
<b>Figura 7</b> – Desenho esquemático do corpo de prova posicionado no dispositivo de alinhamento e apreensão na máquina de ensaios mecânicos (teste push out) .....	61
<b>Figura 8</b> – Teste push out, vista da haste móvel do dispositivo exercendo compressão sobre o cimento retrobturador.....	62

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1** – Média da resistência adesiva (MPa) dos materiais estudados de acordo com grupo e porção radicular analisada..... 64
- Tabela 2** – Comparações individuais pelo teste de Dunn entre os grupos e porções radiculares avaliadas .....64

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADA	American Dental Association
ATM	Agregado de Trióxido Mineral
CEP	Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos
CRT	Comprimento real de trabalho
ET AL.	E outros
EVA	Etil, Vinil e Acetato
°C	Grau Celsius
FDI	Federation Dentaire Internationale
G	Grama
G	Grupo
HBSS	Solução salina balanceada de Hank
NaOCl	Hipoclorito de sódio
ISO	International Standart Organization
ml	Mililitro
mm	Milímetro
mmAl	Milímetros de alumínio
MPa	Mega Pascal
MTA	Mineral Trioxide Aggregate
#	Número
n <sup>o</sup>	Número
pH	Potencial hidrogeniônico
PTFE	Politetrafluoretileno
PVC	Policloreto de vinila
RPM	Rotações por minuto
UEL	Universidade Estadual de Londrina

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	13
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	16
2.1 – CIRURGIA PARENDODÔNTICA E MATERIAIS RETROBTURADORES.....	17
2.2 - MINERAL TRIOXIDE AGGREGATE (MTA).....	22
2.3 - MTA X CIMENTO PORTLAND .....	30
2.4 – MTA/CIMENTO PORTLAND + RADIOPACIFICADORES .....	36
2.5 – TESTE <i>PUSH OUT</i> .....	44
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	50
<b>4 MATERIAL E MÉTODO</b> .....	52
4.1 – DELINEAMENTO EXPERIMENTAL .....	53
4.2 – SELEÇÃO DOS DENTES.....	54
4.3 – PREPARO DOS DENTES .....	54
4.4 – RETROBTURAÇÃO .....	59
4.5 – PREPARO DOS CORPOS DE PROVA PARA O TESTE <i>PUSH-OUT</i> .....	60
4.6 – TESTE <i>PUSH-OUT</i> .....	61
4.7 – ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	62
<b>5 RESULTADOS</b> .....	63
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	65
<b>7 CONCLUSÕES</b> .....	74
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	76
<b>ANEXOS</b> .....	82
ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética.....	83
ANEXO B – Teste de Normalidade .....	84

## 1. Introdução

---

## 1 INTRODUÇÃO

Nas diferentes especialidades da Odontologia, procedimentos restauradores que outrora eram realizados de forma empírica, atualmente o são alicerçados em bases científicas, procurando, principalmente, apoiar-se nas respostas biológicas. Na endodontia em especial, estudos mostram a preocupação de como os materiais utilizados no interior do canal radicular interagem com os tecidos apicais e periapicais (TORABINEJAD et al., 1997; BAEK; PLENK; KIM, 2005; TANOMARU FILHO et al., 2006; MORAIS et al., 2006).

Essencialmente, a terapia endodôntica tem por objetivo o tratamento das patologias pulpares e periapicais, por meio da instrumentação e obturação dos canais radiculares (COHEN; HARGREAVES, 2007). Assim, o preparo inadequado e a ineficiência ou ausência de medicação intracanal, além de obturação radicular inadequada, representam fatores relevantes e que justificam o insucesso dos tratamentos endodônticos (ESTRELA; CAMAPUM; LOPES, 1999; VIEIRA, et al., 2012).

Apesar da grande evolução técnico-científica, infelizmente a realização do tratamento endodôntico convencional nem sempre tem prognóstico favorável. Algumas situações clínicas como a presença de um instrumento fraturado, perfurações radiculares, calcificações e variações anatômicas severas podem dificultar ou impossibilitar o sucesso do tratamento endodôntico convencional (BRAMANTE; BERBERT, 2003). Da mesma forma, a existência de biofilmes periapicais (LEONARDO et al., 2002, 2007) e a complexidade da anatomia radicular (ENDAL et al., 2011) são fatores que também dificultam a terapia endodôntica via canal. Frente a essas situações, como recurso terapêutico, o profissional pode optar pela cirurgia parendodôntica.

Como material retrobturador possível de ser empregado nesse tipo de procedimento destaca-se o Agregado de Trióxido Mineral (ATM), comumente referenciado pela sigla em inglês MTA

(Mineral Trioxide Aggregate). Na literatura correlata trabalhos mostram que o referido material é biocompatível, tem capacidade osteoindutora, promove selamento marginal adequado capaz de prevenir infiltração, além de apresentar efeito antimicrobiano (LEE; MONSEF; TORABINEJAD, 1993; TORABINEJAD; WATSON; PITT FORD, 1993; TORABINEJAD et al., 1995b; TORABINEJAD; CHIVIAN, 1999; ESTRELA et al., 2000; HOLLAND et al., 2001; ACCORINTE et al., 2008).

Outra opção de material retrobturador é o cimento Portland, principal componente do MTA e que apresenta propriedades físico-químicas e biológicas semelhantes ao mesmo (WUCHERPFENNIG; GREEN, 1999; ESTRELA et al., 2000; HOLLAND et al., 2001). No entanto, o cimento Portland não apresenta radiopacidade, obtida no MTA pela adição do óxido de bismuto. Além deste, o óxido de zircônio e iodofórmio também podem ser empregados, pois, quando associados ao cimento Portland, resultaram em radiopacidade acima de 3 mmAl, sendo esse valor o mínimo recomendado pelas normas nº. 57 da ADA e da ISO 6876/2001 (DUARTE et al., 2009).

Porém, um fator que ainda requer mais estudos é a relação entre o tipo de radiopacificador empregado no cimento Portland e a adesão dessa mistura às paredes internas do canal radicular, quando utilizada como material retrobturador, o que justifica a realização desse experimento.

## 2. Revisão de Literatura

---

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 – CIRURGIA PARENDODÔNTICA E MATERIAIS RETROBTURADORES

Rudj, Andreasen e Jensen (1972) avaliaram o processo de reparo de 1000 dentes tratados com cirurgia parendodôntica, durante período de acompanhamento de 1 a 15 anos. A análise mostrou que, no grupo de dentes onde o reparo apical após a cirurgia foi satisfatório, e no grupo onde o reparo foi considerado insatisfatório, não foram evidenciadas mudanças durante todo o período de acompanhamento, enquanto que no grupo de dentes onde o reparo apical ocorreu de forma parcial ou duvidosa, alterações radiográficas foram evidenciadas durante os quatro primeiros anos de avaliação. Diante desse fato, para os autores, os dentes tratados endodonticamente, com presença de lesão periapical, e os submetidos à cirurgia parendodôntica devem ser avaliados, sistematicamente, durante os quatro primeiros anos.

Gutmann e Harrison (1985) chamaram a atenção para a cirurgia parendodôntica, justificando a essa terapia a manutenção de muitos dentes na arcada, que poderiam ter sido extraídos se não fossem submetidos a tal modalidade de tratamento. Tanto dentes anteriores como posteriores podem ser submetidos a esse procedimento, porém, na região posterior há complicações quanto à complexidade anatômica local e também radicular, necessitando acesso adequado às regiões mais limitadas, obrigando, assim, a seus praticantes, compreensão dos princípios cirúrgicos para essas regiões.

Bramante et al. (1990), num estudo *in vitro*, em dentes humanos extraídos, avaliaram por meio de microscopia eletrônica de varredura, a adaptação de alguns materiais empregados na retrobturação às paredes cavitárias. Dentre os materiais avaliados, o N-Rickert (SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) foi o que apresentou melhor adaptação, seguido do Super EBA<sup>®</sup> (Bosworth Company, Skokie IL, USA), material a base de óxido de zinco e eugenol reforçado com ácido etoxibenzóico. A guta-percha e o cimento de ionômero de vidro foram os materiais que apresentaram a pior adaptação.

Wuchenich, Meadows e Torabinejad (1994), compararam a efetividade de pontas ultrassônicas e brocas quanto a capacidade de limpeza, retenção e paralelismo na confecção de cavidades retrogradadas, em 20 dentes anteriores de cadáveres humanos, que foram previamente instrumentados e obturados com guta percha e cimento. Em seguida, foi realizado retalho total, osteotomia com broca esférica #6, montada em alta rotação refrigerada com ar e água, e apicectomia com broca picotada, também em alta rotação e refrigeração, numa angulação de 45° em relação ao eixo longitudinal do dente. Os dentes foram divididos em dois grupos (n=10), sendo que em um deles, a cavidade retrograda foi realizada no terço apical com ponta cirúrgica ultrassônica (tipo Carr), ativada por um aparelho de ultrassom, enquanto no outro foi confeccionada com broca formato cone invertido #33½, montada em micro contra-ângulo refrigerado com água. Após os preparos, os dentes foram extraídos e avaliados em microscopia eletrônica de varredura. Os autores observaram que as cavidades executadas com a ponta cirúrgica ultrassônica seguiram o longo eixo do conduto, enquanto que as cavidades realizadas com a broca desviaram do trajeto do conduto, em torno de 45 a 60°. A ponta ultrassônica produziu cavidades com paredes paralelas e profundidade mínima de 2,5mm, enquanto as realizadas com broca apresentaram profundidade de 1mm e oblíquas em relação ao longo eixo dos condutos, em alguns casos quase perfurando a raiz. Com relação à presença de raspas de dentina, as cavidades confeccionadas com as pontas ultrassônicas apresentaram-se mais limpas em relação às confeccionadas com brocas. Assim, concluíram que o emprego das pontas ultrassônicas pode contribuir para o sucesso das resoluções cirúrgicas retrógradas.

Johnson (1999), com base numa revisão da literatura correlata a respeito das características e indicações clínicas dos materiais retroobturadores comumente utilizados até então (amálgama de prata, Cavit, compostos resinosos, cimento ionomérico, folha de ouro, guta percha, MTA, cimento de policarboxilato, cimento de polivinil e cimentos a base de óxido de zinco e eugenol), observou que: 1) a

escolha do material retrobturador é um dos fatores de sucesso das cirurgias parentodônticas; 2) em condições adequadas de técnica e manipulação dos materiais, o amalgama de prata, os compostos resinosos, IRM<sup>®</sup>, Super EBA<sup>®</sup> e MTA apresentaram biocompatibilidade aceitáveis o que contribui para o sucesso e prognóstico favorável do caso; 3) Cavit<sup>®</sup>, cimento ionomérico e guta percha não são recomendados; 4) Amalgama de prata é bem tolerado, porém, é necessário um preparo apical mais profundo e a cavidade adequadamente seca para deposição do material; 5) Super EBA<sup>®</sup> é um bom material apesar de difícil manipulação, entretanto, a profundidade e secagem da cavidade não são tão críticas como no amálgama de prata; 6) IRM<sup>®</sup> é similar ao Super EBA<sup>®</sup>, porém, mais solúvel a longo tempo; 7) os compostos resinosos com agentes adesivos são interessantes, mas sua utilização é muito sensível à falhas técnicas; 8) MTA parece ser o material de escolha, se as avaliações a longo prazo confirmarem suas qualidades.

De acordo com Stropko, Doyon e Gutmann (2005), a apicectomia nas cirurgias parentodônticas está indicada para remoção de processo patológico apical; remoção de variações anatômicas radiculares; correção de falhas do tratamento endodôntico convencional; acesso ao sistema de canais radiculares, que pode estar bloqueado pela cimentação de pinos intrarradiculares; favorecer adequado reparo e, conseqüentemente, selamento apical; na resolução de fenestrações apicais e, em situações de fratura radicular ou de canais atípicos. Quanto à técnica, os autores citaram que: 1) a ressecção radicular apical pode ser feita pela confecção de bisel longo ou curto. O bisel longo é realizado num ângulo aproximado de 20 a 45°, com relação ao longo eixo do dente, enquanto que o bisel curto é confeccionado num ângulo próximo a 0° e representa a opção mais conservadora, pois preserva o comprimento da raiz, oferece maior facilidade em detectar múltiplos canais ou canais atípicos, apresenta menor chance de ressecção incompleta, menor exposição de túbulos dentinários, maior facilidade de manter o retropreparo no longo eixo do conduto e maior facilidade para o preparo de istmos, nos casos de

canais múltiplos; 2) o emprego de pontas ultrassônicas na realização do preparo apical é preferencial em relação aos métodos convencionais, sendo que a cavidade preparada, de no mínimo 3mm, deve ser paralela ao longo eixo do dente e centralizada com esse, além de apresentar forma retentiva ao material retrobturador; 3) quanto às propriedades, um material utilizado como retrobturador deve apresentar facilidade de manipulação; tempo de trabalho adequado; estabilidade dimensional; adaptação e conformação às paredes do preparo, promovendo assim, selamento completo de toda a cavidade; ser biocompatível e induzir a cementogênese; insolúvel aos fluidos tissulares; resistente à corrosão e/ou oxidação; ser reabsorvível, bacteriostático e radiopaco; não provocar manchamento das estruturas dentais ou tecidos circundantes; ser estéril ou permitir sua esterilização; ser facilmente removido quando necessário, e não ser carcinogênico ou irritante aos tecidos periapicais. Assim, o amálgama de prata, embora apresente ótima radiopacidade, à longo prazo demonstra infiltração marginal, corrosão e manchamento dos tecidos adjacentes (tatuagem de amálgama), o que, somado a presença do mercúrio em sua formulação, contra indica-o como material retrobturador. Os cimentos a base de óxido de zinco e eugenol são de fácil manipulação e histopatologicamente mais compatíveis que o amálgama de prata, embora com radiopacidade inferior a esse. Os compostos resinosos e compômeros também estão indicados como retrobturadores, porém, por ser a técnica adesiva bastante crítica com relação à umidade, sua aplicação é bastante difícil. Por sua vez, o MTA, em comparação aos demais materiais retrobturadores, além de apresentar melhores propriedades biológicas e melhor vedamento, também estimula a deposição de tecidos duros como osso e cemento. Uma desvantagem para a utilização do MTA é a proporção pó/água para a obtenção de uma mistura de consistência pastosa, ideal à sua inserção na cavidade. Pouca quantidade de água o deixa quebradiço, enquanto que o excesso o torna fluido e com consistência inadequada à inserção.

Com base numa revisão da literatura correlata, Kim e Kratchman (2006), apresentaram e discutiram alguns conceitos, técnicas, instrumentos e materiais relevantes às microcirurgias endodônticas. Em relação à extensão radicular a ser apicectomizada, embora não tenham observado concordância entre os trabalhos avaliados, concluíram que 3mm do terço radicular apical devem ser removidos, pois, assim, remove-se 98% das ramificações apicais e 93% dos canais laterais. Quanto ao preparo da retrocavidade, o emprego de pontas ultrassônicas é vantajoso quando comparado ao método convencional, que comumente faz uso de brocas esféricas montadas em contra-ângulo ou micro contra-ângulo, pois: propicia adequada instrumentação da área, com menor desgaste; a confecções de cavidade retrógrada com paredes paralelas e coincidentes com a anatomia externa da raiz, ou seja, com requisitos mecânicos adequados a retenção do material retrobturador. Por sua vez, o uso de instrumentos cortantes rotatórios tem como desvantagens, principalmente: a dificuldade no acesso à área a ser preparada, em consequência da restrição de espaço, o que aumenta o risco de perfuração radicular; o aumento dos túbulos dentinários expostos, e a impossibilidade de limpeza de tecidos necrosados das áreas de istmos. Ainda em relação às pontas ultrassônicas, dentre as diferentes configurações e materiais, as que apresentam revestimento de diamantes promovem melhor limpeza da área, sem produzir quantidade significativa de microfissuras; permitem o corte dental muito mais rápido, com ranhuras nas paredes da cavidade, o que beneficia a retenção friccional do material retrobturador.

Bernardes et al. (2007) avaliaram o tempo de preparo, ocorrência de fraturas e qualidade do preparo de cavidades retrógradas através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) de três pontas ultrassônicas diamantadas sendo elas: Satelec, Trinity e CVD. Utilizaram 30 pré-molares unirradiculados que tiveram os 3 mm apicais apicectomizados com fresas 699 sob visualização em microscópio (D. F. Vasconcelos, São Paulo, SP, Brasil) com iluminação e magnificação de 16x e irrigação com solução fisiológica, tudo executado pelo mesmo

operador. Em seguida, as raízes apicectomizadas foram moldadas com pilivinilsiloxano (Aquasil ULV, Dentsply DeTray, Konstanz, Germany) e as moldagens preparadas para avaliação de presença de trincas e fraturas sob microscopia eletrônica de varredura, sendo então, confeccionados os retropreparos cavitários com 3 mm de profundidade, com o uso de um aparelho Jetsonic Four (Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil), na função endo com potência calibrada em 5. As amostras foram organizadas em três grupos sendo: G1- ponta S12 (Satelec); G2- ponta TU 18 (Trinity) e G3- ponta 61107-6 (CVD) com 10 dentes cada grupo. Foram efetuadas três análises em MEV de cada raiz, sendo: avaliação da impressão após apicectomia, avaliação da impressão após os retropreparos e avaliação da raiz após o retropreparo. Também avaliaram as características das pontas em MEV com magnificação de 35 e 50x antes e após sua utilização. Como resultados, as pontas CVD demonstraram tempo de preparo significativamente menor que os outros grupos, as análises das impressões não revelaram qualquer trinca ou fratura nas amostras; não houve diferença estatística significativa em relação à qualidade do preparo entre os grupos (teste de Miller); na avaliação microscópica das pontas, observaram que as pontas CVD não apresentaram alterações da parte diamantada, as pontas Trinity apresentaram pouca ou nenhuma perda de diamante enquanto as pontas Satelec apresentaram perda significativa dos diamantes. Concluíram que as pontas CVD propiciaram menor tempo de preparo sem alteração de suas características, nenhuma fratura radicular foi observada após os preparos e, as 3 diferentes pontas propiciaram preparos cavitários apicais regulares, sem diferenças estatísticas significantes entre si.

## 2.2 – MINERAL TRIOXIDE AGGREGATE (MTA)

Lee, Monsef e Torabinejad (1993) avaliaram, *in vitro*, a capacidade de selamento dos materiais: amálgama de prata (Tytin capsules, slowset; Kerr, Romulus, MI, USA), IRM (L.D. Caulk Co., Milford, DE, USA) e um MTA (material experimental MT), utilizados no

reparo de perfurações radiculares. Foram utilizados cinquenta molares recém extraídos, inferiores e superiores, sendo uma perfuração criada na superfície da raiz mesial, num ângulo de 45° em relação ao longo eixo de cada dente, quando então, foram imersos em solução salina saturada para simular uma condição clínica. Depois de reparar as perfurações com os materiais testados, as amostras foram mantidas na solução por quatro semanas. Os locais das perfurações foram corados com azul de metileno por 48 horas, seccionados e examinados sob um microscópio de dissecação. Os resultados mostraram que o MTA apresentou menor grau de infiltração quando comparado aos materiais IRM e amálgama de prata.

Torabinejad, Watson e Pitt Ford (1993) realizaram um estudo *in vitro* utilizando corante rodamina B fluorescente e microscopia confocal para avaliar a capacidade de selamento do amálgama de prata (Tytin capsules, slowset; Kerr, Romulus, MI, USA), SuperEBA® (Staident International, Staines, Middlesex, England) e um MTA (material experimental MT), quando empregados como materiais retrobturadores. Para tanto, utilizaram trinta dentes humanos unirradiculados que foram limpos, instrumentados e obturados com guta-percha e cimento obturador. Após isolarem a superfície externa radicular com verniz de unha, apicectomizaram os 3mm apicais das raízes e prepararam cavidades retrógradas com 3mm de profundidade, no remanescente apical. As raízes foram divididas aleatoriamente em três grupos (n=10) e os retropreparos preenchidos com os materiais experimentais. Todas as raízes foram então expostas a uma solução aquosa de corante rodamina B fluorescente, por 24 horas, posteriormente seccionadas longitudinalmente e a extensão da penetração do corante foi medida usando um microscópio confocal. A análise estatística mostrou menor infiltração no grupo selado com MTA, quando comparado ao amálgama de prata e Super EBA®.

Torabinejad et al. (1995a) considerando o MTA como um potencial material retrobturador, compararam a resposta do tecido perirradicular de dentes de cães ao referido material e ao amálgama de prata. Para tanto, promoveram lesões nos tecidos perirradiculares de

46 raízes em dentes de seis cães da raça Beagle. Dessas, 23 foram instrumentadas e obturadas com guta percha e cimento, sendo o acesso coronário selado com MTA (Loma Linda University, Loma Linda, CA, USA). Os demais canais foram instrumentados e obturados somente com guta percha, sem cimento, e o acesso coronário deixado exposto ao meio bucal para contaminação e formação de lesão periapical. Decorrido o período necessário, foram realizadas apicectomias sendo que em um dos grupos foi utilizado amalgama de prata (zinc-free amalgam, Kerr, Romulus, MI, USA) como material retrobturador, enquanto no outro grupo utilizou-se o MTA. A resposta dos tecidos periradiculares foi avaliada histologicamente após 2, 5, 10 e 18 semanas. Os resultados evidenciaram menor grau de inflamação perirradicular e maior presença de cápsula fibrosa adjacente ao MTA quando comparado ao amálgama de prata. Observaram também deposição de cimento sobre a superfície do MTA, indicando-o, assim, como material retrobturador.

Também Torabinejad et al. (1995b) determinaram a composição química, pH e radiopacidade do MTA (Loma Linda University, Loma Linda, CA, USA), também avaliaram tempo de presa, resistência à compressão e solubilidade deste material comparando-o com o amálgama de prata (Sybraloy amalgam, Kerr Mfg. Co., Romulus, MI, USA), SuperEBA® (Harry J. Bosworth Co., Skokie, IL, USA) e um material restaurador intermediário (IRM®, L.D. Caulk Co., Milford, DE, USA). Um espectrômetro de energia dispersiva em conjunto com um microscópio eletrônico de varredura, foi utilizado para determinar a composição do MTA. Enquanto que o valor do pH foi avaliado com um pHmetro utilizando eletrodo com compensação de temperatura. A radiopacidade do MTA foi determinada de acordo com o método descrito pela Organização Internacional de Normalização. O tempo de presa e a resistência à compressão destes materiais foram determinados de acordo com métodos recomendados pela British Standards Institution. O grau de solubilidade dos materiais foi avaliado de acordo com as especificações modificadas da Associação Dental Americana (ADA) e os resultados mostraram que as principais

moléculas presentes no MTA são os íons de cálcio e fósforo. Além disso, MTA apresenta pH inicial de 10,2, que se eleva para 12,5 três horas após a mistura. O MTA mostrou ser mais radiopaco que Super EBA<sup>®</sup> e IRM<sup>®</sup>. O amálgama de prata apresentou o menor tempo de presa (4 minutos) e MTA o mais longo (2 horas e 45 minutos). Após 24 horas, o MTA apresentou a menor resistência à compressão (40MPa) entre os materiais, mas aumentou após 21 dias (67MPa). Em relação à solubilidade, com exceção de IRM<sup>®</sup>, nenhum dos materiais testados apresentou qualquer solubilidade nas condições do estudo.

Torabinejad e Chivian (1999) revisaram trabalhos da literatura correlatos à aplicação clínica do MTA, material de uso odontológico capaz de prevenir a microinfiltração marginal, de promover regeneração do tecido pulpar e dos tecidos perirradiculares. De acordo com os achados, o MTA estaria indicado para procedimentos clínicos de capeamento pulpar e apicificação em dentes com vitalidade do tecido pulpar e com formação incompleta do ápice radicular; enquanto nos casos de mortificação pulpar com ápices incompleto, estaria indicado à confecção de uma barreira apical; para reparo de perfurações radiculares via canal ou cirúrgica; no tratamento de reabsorções radiculares internas comunicantes com a superfície externa da raiz, e também como material retrobturador. Outras aplicações, ainda que menos frequentes, seria sua possível utilização como barreira cervical para clareamento dental interno e até para selamento de fraturas verticais.

Duarte et al. (2003), avaliaram o pH e liberação de íons cálcio de dois diferentes materiais retrobturadores, o ProRoot<sup>®</sup>MTA (Dentsply Tulsa Dental, Johnson City, TN, USA) e o MTA Angelus<sup>®</sup> (Angelus Industria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina PR, Brasil). Para tal utilizaram tubos plásticos preenchidos com os cimentos e os submergiram em frascos com água deionizada. Avaliaram a liberação dos íons cálcio e o pH depois de 3, 24, 72 e 168 horas. Os autores observaram que os valores de liberação de íons e pH do MTA Angelus foram pouco maiores que do ProRoot<sup>®</sup>MTA e que os dois materiais tiveram liberação de cálcio e pH inicialmente maiores.

Camileri et al. (2004), avaliaram a biocompatibilidade de duas marcas comerciais de MTA (ProRoot®MTA cinza e branco, Dentsply; Tulsa Dental Products) e seus componentes através da avaliação morfológica de cultura de células estabelecidas. Os cimentos foram manipulados e acondicionados em moldes de 5 mm de diâmetro por 6 horas em ambiente com 100% de umidade, sendo, após esse período, desenformados e deixados tomar presa final (um dos grupos pelo período de 1 dia e outro grupo por 28 dias), sendo então confeccionadas 2 amostras de cada material para cada período avaliado. Células de osteossarcoma (Saos-2) na densidade de  $1 \times 10^5$  foram cultivadas em meio adequado e depositadas sobre as amostras de MTA que foram avaliadas no período de 1, 5 e 7 dias e após esse período as células foram preparadas para avaliação em microscopia eletrônica de varredura em aumento de 250 a 500x. Os resultados em relação à morfologia da superfície dos cimentos e componentes, observaram semelhanças entre os grupos de MTA mantidos por 1 e 28 dias, mostrando-se lisas e sem estruturas cristalinas. Sobre a citomorfologia dos osteoblastos, analisaram 4 pontos de cada amostra nos vários períodos, sendo que na avaliação do primeiro dia, as células presentes estavam mascaradas por cristais difusos, não sendo avaliadas; aos 5 dias observaram uma monocamadas de células sobre ambos os grupos de MTA e, aos 7 dias também observaram monocamada celular, porém com presença de algumas células arredondadas. Na avaliação dos grupos que tomaram presa por 28 dias, as amostras das células cultivadas por 1 dia, melhor crescimento esparso foi observado sobre o MTA cinza, o que não se observou sobre as amostras com óxido de bismuto e alussilicato. Concluíram que não houve crescimento celular sobre o óxido bismuto e alussilicato, isso talvez pela rugosidade das superfícies dos materiais ou mesmo pela natureza química desses materiais. A falta de biocompatibilidade do óxido bismuto parece não afetar a biocompatibilidade do MTA. Nas amostras de células cultivadas por 5 dias sobre o MTA curado por 1 dia, as duas apresentações comerciais apresentaram boa

biocompatibilidade, porém as amostras avaliadas do MTA curado por 28 dias mostraram-se menos biocompatíveis.

Asgary et al. (2005) utilizaram microscópio eletrônico e espectrômetro com elemento detector de energia dispersiva para captar imagens e determinar a composição química básica do MTA branco e cinza (ProRoot®MTA, Dentsply Tulsa Dental, OK, USA). Os autores observaram que o óxido de cálcio, sílica e o óxido de bismuto são compostos comuns aos dois materiais. Uma diferença foi encontrada com relação às concentrações do óxido de alumínio, do óxido magnésio e do óxido de ferro: 122%, 130% e 1000% respectivamente, presentes em maior quantidade no MTA cinza. Assim, concluíram que a diferença de cor entre os dois materiais pode ser decorrente da diferente concentração do óxido de ferro.

Nekoofar et al. (2007) analisaram o efeito da força de condensação sobre a dureza superficial, microestrutura e resistência à força de compressão do ProRoot®MTA (LOT 03081235 Dentsply Tulsa dental, Johnson City, TN, USA). Para o teste de microdureza foram confeccionados cilindros de MTA em moldes de policarbonato de 6mm de diâmetro por 12mm de altura, totalizando 6 grupos com 10 amostras cada. Após o preenchimento dos tubos, os cimentos foram condensados em um dispositivo, por um minuto, sob diferentes forças de compressão (0.06, 0.44, 1.68, 3.22, 4.46 e 8.88MPa). Para o teste de resistência à compressão foram confeccionados cilindros de 4mm de diâmetro por 6mm de altura, formando cinco grupos que, após o preenchimento dos tubos com os materiais, estes foram mantidos em um dispositivo por 1 minuto, sob diferentes forças de compressão entre os grupos (0.06, 0.44, 1.68, 3.22 e 4.46MPa). As amostras foram então mantidas em ambiente com 100% de umidade por 4 dias, em temperatura de 20°C, para depois serem desenformadas e realizados os testes mecânicos. Para o teste de dureza Vickers foi utilizado o aparelho Mitutoyo MVK G1 (Mitutoyo Corp., Tokyo, Japan), sob força de 50g/5s., em temperatura ambiente. Os testes de força de compressão foram realizados numa máquina de ensaios mecânicos Lloyd LR MK1 (Lloyd Instrum., Fareham, U.K.), sob velocidade de 1mm/min.<sup>-1</sup>, até a

fratura da amostra. Como resultados nos testes de microdureza, observaram no grupo submetido à pressão de 8,88MPa, resultados significativamente menores que os outros grupos, sendo o grupo com condensação de 3,22MPa o que apresentou maior dureza superficial, porém, sem diferenças significativas dos demais, com exceção o grupo submetido à compressão de 8,88MPa. Nos testes de força de compressão, a força máxima alcançada foi nos grupos condensados sob pressão de 0,06 e 1,68MPa, e a mínima, no grupo sob pressão de 0,44MPa, porém, sem diferença significativa entre os grupos. Quanto à microscopia eletrônica de varredura, observaram que sob maior pressão de condensação, menos espaços pela presença de ar eram notados, além disso, menos microcanais eram observados na estrutura do cimento cristalizado. Concluíram que a pressão de condensação pode afetar a dureza e a resistência do MTA, e que maiores forças de condensação produziram menores durezas superficiais.

Accorinte et al. (2008) avaliaram *in vivo* a resposta histomorfológica da polpa de dentes humanos capeadas com ProRoot<sup>®</sup>MTA (Dentsply Caulk, Milford, DE, USA) cimento a base de hidróxido de cálcio (Life<sup>®</sup>, Kerr, Romulus, MI, Usa). Assim, utilizaram 40 pré-molares permanentes humanos de pacientes entre 15 e 30 anos de idade, cujas extrações foram indicadas por motivos ortodônticos. Foram realizadas cavidades oclusais de 3mm de profundidade, 4mm no sentido méso-distal e 3mm no sentido vestibulo-lingual, com uma ponta diamantada #1095, na sequência a exposição pulpar foi realizada com uma ponta diamantada #1014. Após hemostasia com solução fisiológica, a proteção direta do tecido pulpar foi realizada com os diferentes materiais e as cavidades preparadas foram restauradas com resina composta. Foram formados 4 grupos, sendo: CH 30 (hidróxido de cálcio por 30 dias), CH 60 (hidróxido de cálcio por 60 dias), MTA 30 (MTA por 30 dias) e MTA 60 (MTA por 60 dias). Passado o período programado, os dentes foram extraídos, preparados e avaliados histologicamente, onde foi evidenciada a formação de ponte de dentina em todos os grupos, porém, menor no grupo onde se empregou o cimento hidróxido de cálcio por 30 dias quando comparado aos grupos

do MTA, durante 30 e 60 dias. Os autores concluíram que, embora a resposta pulpar frente ao cimento de hidróxido de cálcio tenha sido mais lenta, os dois materiais são indicados para o capeamento pulpar direto.

Foi proposta de Nekoofar, Aseele e Dummer (2010), avaliar a influência de varias técnicas de mistura/trituração do MTA com relação à dureza superficial nos períodos de 4 e 28 dias. Os materiais utilizados foram o ProRoot® MTA branco e cinza (Dentsply Tulsa Dental, Johnson City, TN, USA), e o MTA Ângelus® branco e cinza (Angelus Soluções Odontológicas, Londrina, PR, Brasil), que foram manipulados sob diferentes técnicas e confeccionados corpos de prova em moldes cilíndricos padronizados de policarbonato, com dimensões de 4mm de diâmetro por 6mm de altura. As técnicas utilizadas foram a convencional, com espátula e placa de vidro; por agitação ultrassônica, que após a manipulação convencional e preenchimento dos moldes, o cimento foi agitado com ponta de ultrassom e, por trituração em amalgamador, onde a proporção pó/água previamente dosada, eram depositadas em cápsulas vazias de amálgama, que tiveram seus conteúdos descartados, foram lavadas e as misturas homogeneizadas pelo tempo de 30 segundos, na frequência pré-determinada do aparelho (4500 rpm). Os resultados mostraram para os vários grupos analisados, dureza maior aos 28 dias comparada à obtida aos 4 dias, sendo o ProRoot® MTA branco e o MTA Ângelus® cinza os que apresentaram maior dureza. Quanto à forma de manipulação, a ativação ultrassônica produziu maior dureza quando comparada às outras técnicas, enquanto que a trituração em amalgamador mostrou melhor padronização.

Belobrow e Parashos (2011), relataram o tratamento restaurador realizado num paciente do gênero feminino, de 12 anos, atendida no setor de emergência do hospital Royal Dental de Melbourne. Assim, após exame clínico, radiográfico e teste para avaliação da sensibilidade pulpar dos dentes anteriores superiores e inferiores, optou-se pela colagem do fragmento coronário do dente 21, com resina composta. Antes, entretanto, foi realizado procedimento de

pulpotomia. Para proteção do remanescente pulpar radicular foi utilizado cimento ProRoot®MTA branco (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa,OK). Na sequência, cimento de ionômero de vidro (Vitrebond, 3M ESPE), condicionamento com ácido fosfórico, aplicação de sistema adesivo e colagem do fragmento coronário com resina composta (Revolution Formula 2; Kerr, Orange, CA), sendo, então, o esmalte na linha de fratura biselado e uma restauração direta de resina composta (Tetric N-Ceram; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) realizada para estabilizar o fragmento. Após 1, 5, e 17 meses a paciente foi reavaliada e resposta positiva foi observada ao teste de sensibilidade dos dentes ânteros superiores. Porém, no controle clínico no primeiro mês, foi observada leve alteração de cor apicalmente a linha de fratura, alteração essa que se agravou no controle do quinto e 17º mês. Como opção de tratamento estético foi realizada abertura coronária, remoção do MTA, clareamento intracoronário durante 1 semana e restauração com resina composta. Frente à melhora estética obtida, os autores mencionaram a possibilidade da reação de presa do MTA ser a responsável pela alteração de cor do elemento dental. Assim, apesar de ser o MTA um material de escolha como capeador pulpar direto, na possibilidade de manchamento da coroa dental, sua aplicação deve ser questionada quando se tratar de áreas estéticas.

### 2.3 – MTA X CIMENTO PORTLAND

A partir da descoberta que o principal componente do ProRoot® MTA é o cimento Portland e que esses materiais são semelhantes macro e microscopicamente, Wucherpfennig e Green (1999), avaliaram a biocompatibilidade dos mesmos utilizando cultura de células osteoblásticas (MG-63). Após 4 e 6 semanas, as culturas foram avaliadas e os dois materiais propiciaram formação da matriz de forma semelhantes. No experimento *in vivo* em ratos adultos, o cimento Portland e MTA foram empregados como materiais de proteção pulpar direta em molares inferiores e superiores sem contaminação. Cinco animais de cada grupo foram sacrificados após 1, 2, 3 e 4 semanas e

amostras de tecidos foram processadas para corte histológico. A análise microscópica confirmou que os materiais têm efeito semelhantes sobre às célula pulpare, com formação de barreira de tecido mineralizado. Assim, os autores sugeriram que o cimento Portland pode ser utilizado como material retrobturador, assim como o MTA.

Entre os vários estudos que demonstram que as propriedades físico-químicas e biológicas dos cimentos MTA e Portland são semelhantes pode-se descrever o trabalho de Estrela et al. (2000). Os autores investigaram a ação antimicrobiana do ProRoot<sup>®</sup> MTA (Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA), de dois cimento Portland (CP Itaú, cimentos Itaú, Itaú de Minas, MG, Brasil), pasta de hidróxido de cálcio (hidróxido de cálcio pró análise com solução fisiológica), Sealapex<sup>®</sup> e Dycal<sup>®</sup>. Também foram analisados os componentes do ProRoot<sup>®</sup>MTA e de dois cimentos Portland. Quatro cepas bacterianas (*Staphylococcus aureus*, *Enterococcus faecalis*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Bacillus subtilis*, um fungo, *Candida albicans*) e uma mistura destes foram utilizadas. Trinta placas de Petri, com 20ml de brain heart infusion agar (BHI agar) foram inoculadas com 0,1ml da suspensão experimental. Três cavidades, cada uma medindo 4mm de profundidade e 4mm de diâmetro foram feitas em cada placa usando um cilindro de cobre e, em seguida, completamente preenchidas com os produtos a serem testados. As placas foram pré-incubadas, por 1 hora, em temperatura ambiente e a seguir, incubadas a 37°C por 48 horas. Os diâmetros das zonas de inibição microbiana e de difusão foram medidos. Amostras dos halos de difusão e inibição foram extraídos de cada placa e imersos em 7ml de caldo BHI e incubados a 37°C, por 48 horas. Os diâmetros das zonas de inibição microbiana e de difusão foram medidos. Amostras dos halos de difusão e inibição foram extraídos de cada placa, imersos em 7ml de caldo BHI e incubados a 37° por 48 horas. A análise química dos elementos presentes no MTA e nas amostras de cimentos Portland foi feita com um espectrômetro de fluorescência de raios X. Os resultados mostraram que a atividade antimicrobiana da pasta de hidróxido de

cálcio foi superior a todas as outras substâncias (MTA, cimento Portland, Sealapex<sup>®</sup> e Dycal<sup>®</sup>), sobre todos os microrganismos testados, apresentando zonas de inibição com 6 a 9,5mm e zonas de difusão com 10 a 18mm. O MTA, o cimento Portland e o Sealapex<sup>®</sup> apresentaram somente zonas de difusão e, dentre estes, o Sealapex<sup>®</sup> apresentou a maior zona, sendo que o Dycal<sup>®</sup> não apresentou halos nem de inibição, nem de difusão. Identificou-se que os cimentos Portland avaliados contêm os mesmos elementos químicos que o MTA, com a exceção que o MTA também apresenta o óxido de bismuto na sua composição.

Holland et al. (2001), observaram a resposta em tecido subcutâneo de ratos frente à tubos de dentina preenchidos com MTA (White MTA, Loma Linda University, Loma Linda, CA USA) , cimento Portland (CP Itaú, cimentos Itaú, Itaú de Minas, MG, Brasil) e hidróxido de cálcio (hidróxido de cálcio pró análise com água destilada). Os animais foram sacrificados após 7 e 30 dias, sendo as amostras preparadas para análise histológica com luz polarizada e técnica de Von Kossa para tecidos mineralizados. Os resultados mostraram comportamento semelhante para os três materiais avaliados, levando os autores a sugerir similaridade no mecanismo de ação dos mesmos. Entretanto, o cimento Portland não apresenta radiopacidade mínima exigida pelas normas da ISO, sendo necessária a adição de um agente radiopacificador, que no MTA é o óxido de bismuto.

Duarte et al. (2005) se propuseram avaliar os níveis de liberação de arsênio em vários cimentos a base de MTA, sendo eles dois cimentos Portland cinza (Votorantin cimentos e Cimentos Ribeirão), um cimento Portland branco (Irajá, cimentos Rio Branco), o ProRoot<sup>®</sup>MTA (Dentsply Tulsa Dental, Johnson City, TN, USA) e MTA Angelus<sup>®</sup> (Angelus Industria de Produtos Odontológicos S/A, Londrina PR, Brasil). Após a manipulação, os materiais foram inseridos em tubos plásticos, com dimensão de 10mm de comprimento por 1,5mm de diâmetro, e mantidos em 25ml de água reagente, em pH ácido para garantir a liberação do arsênio em forma de arsênio III (sal trivalente). Os tubos foram mantidos na solução por 3 e 168 horas, para posterior

análise da solução em espectrofotômetro de absorção atômica, com geração de hidretos. Os resultados mostraram não haver diferença significativa entre os cimentos avaliados, sendo a maior concentração encontrada no cimento Votorantin (0,007ppm, após 3 horas e 0,006ppm, após 168 horas) e os demais cimentos apresentaram 0,002ppm nas duas análises. Considerando que a concentração aceitável de arsênio nos alimentos é de 3,5ppm, a liberação de arsênio pelos cimentos é bastante segura e os níveis liberados detectados estavam bem abaixo dos considerados nocíveis à saúde humana, não impedindo assim, a sua utilização na prática clínica.

Morais et al. (2006), avaliou a biocompatibilidade do cimento Portland (Votorantim cimentos, SP, Brasil), associado ao iodofórmio, em comparação ao ProRoot<sup>®</sup>MTA (Dentsply, Tulsa dental, Bellaingues, Switzerland). Para tanto, implantaram no dorso de 18 ratos Wistar tubos de polietileno preenchidos com os materiais testados recém-espaturados, na proporção de 20% de iodofórmio, em peso, para 80% de cimento Portland. Tubos vazios implantados serviram como controle negativo. Os animais foram sacrificados com 7, 30 e 60 dias para a avaliação da resposta inflamatória dos tecidos adjacentes aos tubos implantados. Como resultados, observaram não haver diferenças entre os dois cimentos testados nos três períodos avaliados, sendo os melhores resultados nos tubos contendo os cimentos testados com relação ao controle negativo, no período de 60 dias. O cimento Portland apresentou tecido adjacente mais organizado quando comparado ao cimento ProRoot<sup>®</sup>MTA.

Islam, Ching e Yap (2006), avaliaram a radiopacidade, tempo de presa, solubilidade e alterações dimensionais dos cimentos ProRoot<sup>®</sup>MTA cinza (PMTA) LOT 03081235 e branco (WMTA) LOT 01081581 (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA), e também do cimento Portland cinza (OP) e branco (WP) (Asia Cements Pte. Ltd., Singapore). Para a determinação da radiopacidade, utilizaram amostras confeccionadas em forma de discos e a radiopacidade comparada a uma escala graduada de alumínio, de acordo com as recomendações das normas ISO 6876 (2001). O tempo de presa foi avaliado com

agulhas de Gillmore, no início e final da presa, assim como a solubilidade; a resistência a compressão foi avaliada com amostras confeccionadas em formato cilíndrico, de 12 x 6 mm de diâmetro, que foram analisadas com 3 e 28 dias de tempo de presa, em máquina de testes universal. Os resultados mostraram que a radiopacidade do cimento Portland cinza e branco (0,93 e 0,95mmAl, respectivamente) foram menores que a apresentada pelo ProRoot<sup>®</sup>MTA cinza e branco (6,45 e 6,74mmAl, respectivamente). O pH na mistura recém preparada foi maior no WMTA e PMTA que no WO e OP. O pH avaliado em 30 minutos após a espatulação não apresentou diferenças entre os grupos, sendo que em 60 minutos os grupos WP, OP e WMTA apresentaram pH maior que PMTA. O tempo de presa inicial dos grupos OP e PMTA foram maiores que WMTA, que foi maior que WP, sendo o tempo de presa final maior no grupo PMTA, que foi maior que OP, e este maior que WP. Com relação à solubilidade, o grupo WMTA foi maior que os grupos OP e WP, que foram maiores que PMTA. As alterações dimensionais foram semelhantes entre os grupos PMTA e OP, que foram maiores que nos grupos WMTA e PMTA. A resistência à força de compressão no terceiro dia foi maior nos grupos PMTA e OP que nos grupo WMTA, que foi maior que WP, enquanto que na avaliação de 28 dias, PMTA apresentou maior resistência que grupo WMTA, sendo esse maior que OP e WP. Assim, concluíram que o cimento Portland tem potencial como material retrobturador, porém, apesar de sua grande disponibilidade, necessitam mais estudos e aprovação da Federation Dentaire Internationale (FDI) para sua recomendação em uso clínico.

Reyes-Carmona et al. (2009) analisaram a interação entre os cimentos Portland branco (Irajazinho, Votorantim, São Paulo, SP, Brasil) e ProRoot<sup>®</sup>MTA (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA) com a dentina, após imersão em solução fosfatada tamponada (PBS). No experimento, foram utilizados discos de dentina de 2mm de espessura, obtidos do terço médio de raízes de 28 dentes humanos unirradiculados extraídos. A luz do canal radicular de cada amostra foi dilatada com broca esférica diamantada, padronizando diâmetros de 2mm. As

amostras foram submersas em solução de ácido etileno diamino tetracético (EDTA) a 17%, por 3 minutos, e depois em solução de hipoclorito de sódio a 1%, pelo mesmo período, sendo, em seguida, lavadas em água destilada e secas. Foram, então, preenchidas com os cimentos recém-manipulados conforme as recomendações dos fabricantes, sendo o cimento Portland branco manipulado na proporção relatada por Bortoluzzi et al. (2009) e imediatamente aplicados nas cavidades. Os grupos foram formados da seguinte maneira: Grupo 1 - ProRoot<sup>®</sup>MTA (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA); Grupo 2 - MTA branco Angelus<sup>®</sup> (Angelus Soluções Odontológicas, Londrina, PR, Brasil); Grupo 3 - MTA Bio Angelus<sup>®</sup> (Angelus Soluções Odontológicas, Londrina, PR, Brasil); Grupo 4 - cimento Portland branco (Irajazinho, Votorantim, São Paulo, SP, Brasil) + 20% óxido de bismuto (PC1), e Grupo 5 - PC1 + 10% cloreto de cálcio (PC2). As amostras ficaram imersas em 15ml de PBS, por 2 meses, quando foram avaliadas a liberação de íons cálcio e pH das soluções, nos períodos de 5, 15, 25 e 35 dias. Os precipitados formados foram pesados e analisados por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e difração de raios X. Como resultados, observaram a formação de precipitado de fosfato de cálcio amorfo com diferentes morfologias. A formação de apatita pelo sistema cimento-PBS era depositado dentro de fibrilas de colágeno, promovendo a interação mineral com a dentina (biomineralização), representada pela formação de uma camada interfacial com estruturas tipo *tags*. Concluíram que todos os cimentos testados foram bioativos.

Hawley et al. (2010), avaliaram o efeito da variação na proporção água/pó na expansão de presa do MTA cinza e branco (ProRoot<sup>®</sup>MTA, Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA). Prepararam manualmente 4 proporções diferentes, com 0,26, 0,28, 0,30 e 0,35g de água destilada para 1g de pó, num total de 5 amostras para cada proporção de cada material (n=5), totalizando 40 amostras em formato cilíndrico, de 10mm de altura por 6mm de diâmetro, confeccionadas em um molde de polivinil siloxano. Após o preenchimento dos moldes, esses foram cobertos por solução salina balanceada de Hank (HBSS) e as variações na expansão de presa aferidas com a utilização de um

dilatômetro, cujas medidas eram gravadas a cada 6 segundos, durante 25 horas, em temperatura ambiente. A proporção de 0,35g de água para 1 g de pó foi utilizada como grupo controle positivo, visto ser a proporção recomendada pelo fabricante, enquanto a medida do dilatômetro sem amostra foi o controle negativo. Nos resultados observaram expansão linear de presa em todas as amostras, porém, sem diferenças significantes entre as proporções de cada grupo. Entretanto, observaram diferença significativa entre a expansão do MTA branco e o cinza, cuja expansão foi maior. Assim, a mistura água/pó, em proporções diferentes da recomendada pelo fabricante, não interferiu na expansão de presa dos materiais.

#### 2.4 – MTA/CIMENTO PORTLAND + RADIOPACIFICADORES

Tagger e Katz (2003), sugeriram uma nova metodologia para análise da radiopacidade dos materiais endodônticos. Assim, 21 cimentos endodônticos foram manipulados e inseridos em anéis de 6mm de diâmetro por 1mm de altura e, após tomarem presa, foram radiografados juntamente com uma escala de alumínio. Após digitalização das imagens radiográficas, essas eram avaliadas em pixels e suas densidades radiográficas comparadas à escala equivalente de alumínio através de um software específico. Concluíram que a metodologia é viável e passiva de ser melhorada com os sistemas de radiografias digitais.

Coomaraswamy, Lumley e Hofmann (2007) investigaram os efeitos da mistura do agente radiopacificador óxido de bismuto sobre a resistência à compressão e porosidade do cimento Portland. Para a obtenção dos corpos de prova com cimento Portland (Blue Circle Mastercrete; LaFarge, Chilton, UK) foram utilizadas formas cilíndricas de politetrafluoretileno (PTFE) de 12mm de altura por 6mm de diâmetro. Ao cimento foi acrescido o óxido de bismuto em diferentes proporções, em peso (de 0 a 40%). Após, os corpos de prova foram mantidos em estufa, a 37° C durante 6 horas para tomar presa, quando foram desformados e mantidos em recipiente contendo água

destilada a 37°C por 10 dias. Como grupo controle foi utilizado o MTA comercial cinza Pro<sup>®</sup>Root MTA (Dentsply Tulsa Dental, Yulsa, OK, USA). Para o teste de compressão, considerando a possível solubilidade em ambiente úmido, foram utilizados os corpos de prova úmidos. Os resultados mostraram que a resistência à compressão foi inversamente proporcional à quantidade de radiopacificador acrescido, ou seja: de 82MPa, no modelo sem adição de óxido de bismuto; de 40Mpa, quando da adição de 10% de óxido bismuto, e 29MPa, quando a proporção do óxido bismuto foi de 40%. O controle MTA apresentou força de compressão de 33MPa, comparada à amostra do cimento Portland, com 20% de óxido bismuto, que foi de 36MPa. Quanto ao fator densidade e porosidade relativa, foi observada relação diretamente proporcional, ou seja: porosidade relativa de 31% e densidade seca de 1,89g/cm<sup>2</sup> para o MTA comercial, contra porosidade relativa de 23% e densidade seca de 2,12g/cm<sup>2</sup> para o cimento Portland acrescido de 20% de óxido de bismuto. Os autores evidenciaram a presença de água sem reagir dentro da mistura, que resulta no aumento da porosidade na matriz do cimento cristalizado e pode exacerbar fissuras pré-existentes. O aumento da porosidade leva à maior solubilidade e degradação do material, prejudicando a longevidade do mesmo. Concluíram que a adição de óxido de bismuto ao cimento Portland mudou drasticamente as propriedades mecânicas do material e que o cimento Portland proposto é muito similar ao Pro Root<sup>®</sup>MTA, podendo, assim, ser utilizado como um sistema modelo para investigar os efeitos de radiopacificadores alternativos e acelerantes nos cimentos a base de MTA.

Bortoluzzi et al. (2009), avaliaram a radiopacidade do cimento Portland (Irajazinho; Votorantim Cimentos, São Paulo, Brasil) associado a diferentes agentes radiopacificadores, sendo eles o óxido de bismuto, óxido de zircônio, sulfato de bário e iodofórmio. Para o estudo seguiram as normas da ISO 6876 (2001). Para a confecção dos corpos de prova foram utilizados anéis de 10mm de diâmetro por 1mm de altura, preenchidos com o cimento Portland associado aos diferentes radiopacificadores, na proporção de 20% em peso, do

radiopacificador. A proporção água/pó utilizada foi de 1g do pó para 0,3ml de água destilada, tomando cuidado para não haver inclusão de bolhas de ar na mistura. Os grupos controles foram o cimento Portland sem o radiopacificador e o MTA branco Angelus (Angelus Prod. Odontol., Londrina, PR, Brasil) (controle positivo); sendo os corpos de prova mantidos em incubadora a 37°C durante o tempo de presa. Em seguida, as amostras foram posicionadas em filme radiográfico oclusal (Insight-Kodak Comp.; Eastman Kodak, Rochester, NY, USA) e radiografados juntamente com uma escala de alumínio com variação de 2 a 16mm, que serviu de referência para a avaliação da densidade de radiopacidade equivalente nas diferentes amostras. As películas foram escaneadas (SnapScan 1236; Agfa, Wiesbaden, Germany) e avaliadas em software específico (Vixwin 2000 software, Gendex, Desplaines, IL, USA) para comparação da densidade equivalente em mm de alumínio. Como resultados, observaram diferenças significantes entre os diferentes agentes radiopacificadores, com exceção do grupo controle MTA branco e o Portland + óxido de bismuto, sendo esses grupos os que apresentaram maior radiopacidade (5,72 e 5,88mm Al, respectivamente), enquanto Portland + óxido de zircônio apresentou 3,87mmAl e o Portland + iodofórmio 3,5mmAl. O cimento Portland puro (1,69mm Al) e o Portland + sulfato de bário (2,35 mmAl) não apresentaram radiopacidade mínima recomendada pela ISO. Concluíram, assim, que o óxido de zircônio é um substituto viável do óxido de bismuto como agente radiopacificador.

Também Saliba et al. (2009) avaliaram o efeito do óxido de bismuto na resistência à força de compressão e radiopacidade do cimento Portland. O radiopacificador foi adicionado nas proporções de 10, 15, 20, 25 e 30%, em peso, ao cimento Portland tipo I branco (WPC; Italcementi SPA, Bergamo, Italia) que, quando utilizado puro, foi considerado controle. No experimento, utilizaram 0,37g de água para 1g de pó. Para avaliação da radiopacidade seguiram as normas recomendadas pela ISO 6876 (2001), para os ensaios mecânicos, foram confeccionados corpos de prova de formatos cilindros de 6mm de diâmetro por 12mm de altura, que foram inicialmente mantidos em

ambiente com 100% de umidade, a 37°C, por 24 horas. Na sequência, considerando a presa tardia desse material, as amostras foram mantidas imersas em água por 28 dias. Os resultados demonstraram que a adição do óxido de bismuto não modificou a resistência à força de compressão quando comparado ao controle. Não houve diferença significativa entre os grupos avaliados, com exceção dos grupos Portland + 30% de óxido de bismuto, que apresentou resistência significativa maior que Portland + 10% de óxido de bismuto. Para a avaliação da radiopacidade, os corpos de prova foram confeccionados em anéis de 10 mm de diâmetro por 1 mm de altura, que foram radiografados e suas densidades aferidas em escala de mm de alumínio. Com exceção ao cimento Portland puro, todas as proporções apresentaram radiopacidade acima do mínimo estabelecido pela norma ISO 6876 (2001). Os autores alertam quanto à relação do tamanho, formato e preparo das amostras, pois podem apresentar resultados diferentes, mesmo que empregada a mesma metodologia.

Duarte et al. (2009) também avaliaram a radiopacidade do cimento Portland (Irajazinho; Voltarantim Cimentos, São Paulo, Brasil) associado ou não aos radiopacificadores óxido de bismuto, óxido de zinco, óxido de chumbo, subnitrito de bismuto, carbonato de bismuto, sulfato de bário, iodofórmio, tungstato de cálcio e óxido de zircônio, na proporção de 80% cimento Portland e 20% do agente radiopacificador, em peso, seguindo as normas ISO 6876 (2001). Corpos de prova com dimensão de 10mm de diâmetro por 1mm de altura, foram confeccionados com os materiais testados, sendo utilizados como controle o cimento Portland puro e discos de dentina de dentes recém extraídos, sem lesão de cárie, também com as mesmas medidas. Todos os espécimes foram radiografados em filme oclusal (Insight; Kodak Comp. Rochester, NY, USA) junto a uma escala graduada de 2 a 16mm de alumínio e, na sequência, as radiografias foram digitalizadas com uma câmera Nikon D70<sup>®</sup>, com lente macro 50mm e transferidas para o programa Digora<sup>®</sup> 1,51 for Windows Software (Orion Corporation Soredex, Helsinki, Finland), onde foram analisadas e suas densidades convertidas em mm de alumínio. Nos resultados, os autores

encontraram maior radiopacidade quando ao cimento Portland foi adicionado o óxido de bismuto e óxido de chumbo, com diferença significativa com relação aos outros grupos; cimento Portland + subnitrato de bismuto e cimento Portland + iodofórmio apresentaram radiopacidade semelhantes, com diferença significativa dos outros grupos; cimento Portland + carbonato de bismuto, óxido de zinco, óxido de zircônio, sulfato de bário e tungstato de cálcio não tiveram diferenças significantes entre si, porém, todos eles apresentaram radiopacidade significativamente maior que dos discos de dentina e do cimento Portland puro, que apresentou a menor radiopacidade entre todos os grupos estudados. Concluíram, assim, que os vários agentes estudados apresentaram radiopacidade mínima necessária para sua utilização (ISO 6876, 2001), porém, considerando que a radiopacidade é somente um dos quesitos necessários a esses materiais, outros estudos são necessários para indicar a utilização clínica dos mesmos.

Vivan et al. (2009), avaliaram a radiopacidade de alguns materiais retrobturadores experimentais e outros disponíveis no mercado, sendo eles o MTA Branco Angelus<sup>®</sup> e MTA Bio<sup>®</sup> (Angelus, Londrina, PR, Brasil), MTA fotopolimerizável experimental (Bisco, Itasca, IL, USA), Sealepox RP (experimental) e clínquer de cimento Portland (Clinker Sucre Fancesa, Sucre, Bolivia) com óxido de bismuto e sulfato de cálcio. De acordo com a especificação ISO 6876 (2001), foram fabricadas cinco espécimes de 10mm de diâmetro e 1mm de altura, que foram radiografadas ao lado de uma escala graduada de alumínio (2 a 16mm de espessura), em filme oclusal (Insight; Kodak Comp. Rochester, NY, USA). As radiografias foram digitalizadas e comparadas com a radiopacidade apresentada pelo alumínio. Os dados de densidade radiográfica foram convertidos em milímetros de alumínio (mmAl), utilizando o software Digora<sup>®</sup> 1,51 for Windows Software (Orion Corporation Soredex, Helsinki, Finland). Diante dos resultados obtidos, os autores concluíram que todos os materiais retrobturadores avaliados apresentaram radiopacidade superior a da dentina, porém, o MTA fotopolimerizável não atingiu a radiopacidade mínima de 3mmAl,

conforme recomendado pelas normas nº. 57 da ADA e da ISO 6876 (2001).

Camilleri (2010), investigou as propriedades físico-químicas do cimento Portland adicionado de alguns radiopacificadores alternativos ao acréscimo de óxido de bismuto no MTA. Para o estudo, utilizou sulfato de bário, pó de liga de ouro e pó de liga prata/estanho como radiopacificadores alternativos que, adicionados ao cimento Portland (Aalborg White, Aalborg, Denmark) e manipulados com água, tiveram suas propriedades testadas. O IRM<sup>®</sup> (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) e o ProRoot<sup>®</sup>MTA (MTA White, Dentsply; Tulsa Dental Products) foram empregados como grupos controles. Para avaliação da radiopacidade, basearam-se nas normas ISO 6876 (2001), seção 7.8 confeccionando 3 discos de 10mm de diâmetro por 1 mm de altura de cada material, que foram radiografados junto a uma escala graduada de alumínio de 2 a 16mm e a radiopacidade das amostras comparadas à essa escala, através de um densitômetro fotográfico (PTWdensix, Freiburg, Germany). Também foram avaliados tempos de presa, resistência à compressão e pH. Os resultados mostraram que a radiopacidade do cimento Portland com 25% de liga de pó de ouro e com 20% de liga prata/estanho se compararam à do ProRoot<sup>®</sup>MTA; o cimento Portland com 25% de sulfato de bário apresentou radiopacidade dentro dos valores mínimos exigidos pela norma referida, porém, significativamente menor que os outros materiais, sendo o IRM<sup>®</sup> o material de maior radiopacidade entre todos. O IRM<sup>®</sup> foi o único material que não apresentou pH alcalino e também o de menor tempo de presa. ProRoot<sup>®</sup>MTA teve tempo de presa maior que o cimento Portland, e este semelhante ao associado com pó de liga de ouro como radiopacificador. A adição dos radiopacificadores retardou o tempo de presa, porém, não interferiu na resistência à compressão, que foram todos semelhantes ao cimento Portland. Também com relação à força de compressão, o IRM<sup>®</sup> foi o que apresentou menores resultados e o Portland, adicionado de pó de liga de ouro, apresentou resistência semelhante à do ProRoot<sup>®</sup>MTA. Assim, concluíram que o óxido de bismuto, presente no ProRoot<sup>®</sup>MTA, poderia ser substituído por liga de

pó de ouro ou prata/estanho, sendo que as propriedades físicas e mecânicas encontradas nos radiopacificadores alternativos testados foram semelhantes à do ProRoot<sup>®</sup>MTA.

Silva (2011) avaliou a radiopacidade e citotoxicidade do cimento Portland branco (Irajazinho, Cimentos Rio Branco AS, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), associado ou não a diferentes concentrações de óxido de bismuto como radiopacificador (0, 15, 20, 30 e 50%, em peso), utilizando para isso a norma ISO 6876 (2001). Quanto ao fator radiopacidade, os resultados evidenciaram que o cimento Portland puro ficou abaixo do valor mínimo recomendado pelas normas nº 57 da ADA e ISO (3mmAl), estando as demais concentrações no nível preconizado por essas. Com relação à resposta tecidual, a análise comparativa para células inflamatórias entre os grupos, não demonstrou diferenças significantes, e, com relação ao fenômeno reparatório, ocorreu aumento do tecido fibrocelular, no período de 15 a 60 dias nos vários grupos. Concluíram que o óxido de bismuto não promoveu citotoxicidade, independente da sua concentração e, relativo à radiopacidade, as concentrações de 15 e 20% foram suficientes para alcançar a radiopacidade mínima recomendada (nº 57 da ADA e ISO 6876 (2001).

Camilleri, Cutajar e Mallia (2011), analisaram as características de hidratação do cimento Portland adicionado de óxido de zircônio como agente radiopacificador na proporção de 0 a 50 % em peso e do cimento ProRoot<sup>®</sup>MTA, avaliando microestrutura, pH e lixiviação do cimento Portland com óxido de zircônio em solução fisiológica para sua possível utilização como material retrobturador. A análise microestrutural foi realizada nos cimentos antes e após sua hidratação através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e para análise dos elementos constituintes utilizaram energia dispersiva de Raio X em amostras em formato cúbico de 7x7x7 mm que, depois de preparadas, foram mantidas por 28 dias em água destilada a 37°C. A avaliação do pH foi realizada com pHmetro utilizando-se para isso 6 discos de 15mm diâmetro por 1 mm espessura de cada amostra que foram incubados a 37°C por 24 horas, sendo então, removidos de seus moldes e imersos em solução balanceada de Hank, e o pH da solução

aferido em 1, 7, 14 e 28 dias. Para avaliação da lixiviação dos cimentos em solução fisiológica, foi utilizada espectrometria de emissão de plasma atômico de indução acoplada, onde amostras de 10 mm diâmetro por 1 mm espessura foram encubadas por 24 horas a 37°C em umidade relativa superior a 95%. Passado esse período, as amostras foram pesadas e deixadas em tubos plásticos contendo 5 ml de solução balanceada de Hank para posterior análise da lixiviação na solução. Para determinação das características de hidratação e análise quantitativa dos componentes, amostras de cimento Portland com 30% de óxido de zircônio foram submetidas à análise de energia dispersiva de Raio X. Nos resultados da avaliação microestrutural, observaram aspectos semelhantes no ProRoot<sup>®</sup>MTA e cimento Portland + 30% de óxido de zircônio, sendo que ambos materiais apresentavam partículas não hidratadas na massa do cimento. Partículas de óxido de bismuto e óxido de zircônio foram encontradas uniformemente distribuídas em todas as amostras dos respectivos cimentos. Na avaliação do pH da solução de Hank, esse variou de 7,6 a 8. A solução de armazenagem dos vários cimentos foi alcalina com pH variando de 11,7 a 12,4, similar ao ProRoot<sup>®</sup>MTA, mantendo-se estável pelos 28 dias de análise. Na análise de lixiviação, observaram quantidade proporcionalmente menor de lixiviado de zircônio com relação ao observado no bismuto. Quanto às características de hidratação, cimento Portland e cimento Portland com 30% óxido de zircônio apresentaram partículas de cimento não reagido na massa após a hidratação, composta principalmente por silicato de cálcio puro. Concluíram que o cimento Portland com 30% óxido de zircônio libera íons cálcio na reação de hidratação que reagem com fosfato presente no meio fisiológico formando fosfato de cálcio, resultando assim em um cimento bioativo que poderia ser usado como material retrobturador, participando o óxido de zircônio como um preenchedor inerte, não interferindo na reação de hidratação do cimento Portland.

## 2.5 – TESTE PUSH-OUT

Para Anusavice (2008), para se produzir uma falha por cisalhamento, a força aplicada deve ser localizada bem adjacente a interface entre os materiais, o que é muito difícil se conseguir, mesmo em condições laboratoriais. Quanto mais distante da interface a força incidir, maior a probabilidade de ocorrer falha por tração, ao invés de cisalhamento, pois há aumento do potencial para tensões por deflexão.

Craig e Powers (2004), definiram resistência ao cisalhamento como sendo a tensão máxima que um material suporta antes que falhe frente a uma carga de cisalhamento. Essa propriedade mecânica é relevante no estudo da interface entre dois materiais. No *push out*, um método indicado para testar a resistência dos materiais dentários, uma carga axial é aplicada para empurrar um material através de outro. Embora seja um método simples de ser executado, a tensão resultante desse método não é cisalhamento puro e os resultados diferem, devido as dimensões do espécime.

Foi objetivo do trabalho de Gancedo-Caravia e Garcia-Barbero (2006) estudar como a presença da umidade durante o tempo de presa, interfere na retenção e no tempo total de presa do MTA. Para tanto, utilizaram o teste *push-out* em discos de dentina com 2mm de espessura, obtidos de dentes humanos extraídos e cuja luz do canal radicular foi preparada com ponta diamantada padronizando 1,4mm de diâmetro e obturada com ProRoot®MTA cinza (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA). As amostras foram divididas em grupos sendo: Grupos Secos (D1, D3, D7 e D21), mantidas em frascos plásticos hermeticamente tampados, sem umidade durante o tempo de presa; Grupos úmidos (W1, W3, W7, W21 e W28), sendo as amostras mantidas sobre uma esponja úmida de poliuretano diretamente em contato com o MTA, durante todo o período de presa. Concluíram os autores que: a) a presença de umidade aumenta significativamente a resistência adesiva; b) o tempo de presa depende da umidade, sendo que na sua ausência não há aumento da força adesiva após o terceiro dia, enquanto que na sua presença essa força continua aumentando

até 21º dia, promovendo, portanto, aumento moderado acima daquele obtido até o terceiro dia; c) em situações clínicas onde a melhor retenção do MTA é necessária, deveria ser mantida umidade no local ao menos durante os três primeiros dias, sendo a presença de umidade ainda mais importante quando incidir forças de deslocamento sobre a área preenchida pelo MTA.

Foi proposta de Castellan (2007), avaliar e comparar os ensaios de microtração, *pull-out*, *push-out* e *push out* modificado por meio dos parâmetros: valores de resistência de união obtidos entre pino de fibra de vidro e a dentina radicular, sensibilidade em relação às diferentes regiões radiculares, quantidade de falhas prematuras, coeficiente de variação de cada ensaio, padrão de fratura através da microscopia confocal de varredura e distribuição das tensões pela análise de elementos finitos foram as propostas do trabalho realizado por Castellan (2007). Para o experimento, utilizou 40 dentes humanos anteriores extraídos, que foram instrumentados, obturados e preparados para cimentação do pino intrarradicular FRC Postec Puls nº. 3 (Ivoclar/Vivadent, Scaan, Liechtenstein). Antes, porém, foram aleatoriamente divididos em 4 grupos (n=10), de acordo com o ensaio a ser realizado. Na sequência, cada raiz foi seccionada perpendicularmente ao seu longo eixo, a partir do terço cervical até aparecer a guta-percha remanescente apical, obtendo assim, 3 fatias (cervical, média e apical), com espessura média de 1mm. Com base nos fatores avaliados, o autor concluiu que: 1) para o fator resistência de união entre o pino de fibra de vidro e a dentina radicular, os ensaios se comportaram diferentemente, sendo que os maiores valores de adesão foram obtidos no ensaio de *pull out*, seguido do *push out* modificado, microtração e *push out* convencional; 2) em relação ao fator sensibilidade, o ensaio de *push out* mostrou ser o mais sensível e a região cervical a que apresentou maiores valores de adesão, para todos os ensaios; 3) quanto ao fator quantidade de falhas prematuras, o ensaio de microtração foi o que apresentou o maior número de falhas, enquanto que o *push out* modificado não apresentou nenhuma falha; 4) o ensaio de *push out* foi o que obteve maior e menor coeficiente de

variação; 5) quando analisado o fator padrão de fratura, o ensaio de *push out* modificado mostrou maior ocorrência de falhas adesivas, seguido do ensaio *pull out*, enquanto o ensaio de *push out* convencional mostrou maior ocorrência de falhas coesivas; 6) para o fator distribuições de tensões, o ensaio de microtração mostrou concentração de tensões na região cervical radicular e os demais ensaios mostram distribuição de tensões mais uniformes. Para o autor, a realização do ensaio de *push out* modificado teve por razão suprir falhas do teste de *push out* convencional, em especial, a dificuldade em aplicar a carga exatamente na interface adesiva e perpendicularmente ao corpo de prova.

Teixeira et al. (2009) compararam o teste de cisalhamento e o teste *push out* para avaliar a adesão do cimento endodôntico à base de resina epóxica AHPlus® (Dentsply, De Trey, GmbH, Konstanz, Germany) à dentina e à guta-percha. Utilizaram caninos humanos extraídos que foram seccionados na junção amelocementária e na apical, formando, assim, um cilindro de raiz de 7mm do comprimento. Foram formados 3 grupos, sendo: G1 - teste *push out* em dentina; G2 - teste de cisalhamento em dentina e G3 - teste de cisalhamento em guta percha. Para os teste *push out* foram confeccionados 7 blocos de resina + dentina, de 6,8mm de altura por 16mm de diâmetro, onde foi confeccionada na luz do canal radicular uma cavidade padronizada com uso de uma fresa cônica, de maneira a se obter uma largura maior na base, de 2,60mm, e uma largura menor no ápice, de 1,90mm, com altura de 6,80mm, que foi preenchida com o cimento AHPlus®, deixando-o completar seu tempo de presa, por 24 horas, em umidificador a 37°C. Na sequência, as amostras foram levadas a uma máquina de ensaio mecânico onde foi realizado o teste com uma ponta com diâmetro de 1,7mm, alinhada perpendicularmente a amostra, de maneira que na aplicação da força essa ponta empurrasse o cimento da cavidade. Para o teste de cisalhamento, no G2 utilizaram 4 cilindros de dentina cortados longitudinalmente, formando assim, 8 hemi-seções, sendo utilizadas 7 hemi-seções, que foram centralizadas em um anel de alumínio com dimensões de 16x7mm e incluídas em resina. Após a

completa polimerização, a superfície de dentina foi polida e tubos de polietileno com os materiais a serem testados foram posicionados sobre a superfície de dentina e conservados a 37°C, por 24 horas. Um adequado aparato suportou as amostras em uma máquina multi-teste, enquanto um fio de nylon de 0,60mm laçava o tubo o mais próximo possível da dentina e a máquina de teste aplicava força de tração. A força de cisalhamento foi calculada dividindo a força máxima de cisalhamento pela área da adesão (MPa). Para o G3 foram seguidos os mesmos passos do G2, porém, os cilindros foram confeccionados com guta percha ao invés de dentina. Como resultados, nenhuma falha inicial foi observada em ambas as metodologias; o teste *push out* apresentou os maiores resultados entre os estudados e o tipo de superfície também influenciou, sendo que o G2 apresentou maiores médias que o G3; com relação ao tipo de fratura, predominou o tipo misto nos grupos G2 e G3, enquanto para o teste *push out* predominou a fratura adesiva. Observaram que nesse teste os esforços foram submetidos perpendicularmente aos túbulos dentinários, simulando, assim, uma situação mais real. Observaram que o teste de cisalhamento é mais sensível a variações da amostra, podendo afetar os resultados. Chamam atenção para a conformação e confecção da cavidade (variáveis), que também podem influenciar nos resultados. Os autores ainda concluíram que o teste de cisalhamento é viável e reproduzível para dentina radicular, além de ser um teste mais fácil de executar e fornece resultados homogêneos com poucas variações.

Bier (2009), avaliou a liberação de íons cálcio, do pH e da adesividade de alguns cimentos utilizados em endodontia: G1 – Sealapex (SybronEndo, Orange, CA, EUA), G2 - Sealer 26 (Dentsply, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), G3 - Acroseal (Specialités-Septodont, Saint Maur-des-Fossés, Cedex, França), G4 - Epiphany (Pentron Clinical Technologies, LLC., Wallingford, CT, EUA), G5 - MTA Branco (Angelus, Soluções em Odontologia, Londrina, PR, Brasil), G6 - Endo CPM Sealer (Lab. Egeo S.R.L. sob licença da MTM Argentina S.A., Buenos Aires, Argentina). Após a espatulação, os materiais foram inseridos em tubos de polietileno, com as extremidades abertas e imersos em frascos de

vidro contendo 10ml de água ultra pura. Os períodos de avaliação foram: 2, 6, 12, 24 e 48 horas, 7, 14 e 28 dias. O pH e a liberação de íons cálcio foram avaliados utilizando um pHmetro e espectrofotometria de absorção atômica, respectivamente. Os resultados mostraram que, para o fator pH: G6 apresentou os maiores valores, seguido por G2 e G5, após o tempo de 2 horas. Entre 6 e 24 horas, G5, G6 e G2 mostraram os maiores valores de pH. No período de 48 horas, G5 e G6, enquanto que dos 7 aos 28 dias os maiores valores de pH foram observados para o G2, G5 e G6. Para o fator liberação de íons cálcio, foi maior para o G6 até o sétimo dia, a partir de então, maior para o G4. Para avaliar a adesividade, foram utilizados canais radiculares de 28 dentes humanos unirradiculados. Após o preparo, foram obtidos de quatro a cinco discos de dentina, com 2mm de espessura de cada raiz. Após a divisão aleatória nos grupos experimentais, cada corpo de prova foi preenchido com os cimentos endodônticos. Na sequência, foram armazenados em estufa a 37°C e 95% de umidade relativa do ar, por 48 horas, quando, então, cada conjunto dentina/cimento foi submetido ao ensaio mecânico *push out*, numa máquina de ensaio mecânico para verificar a tensão necessária para a remoção do cimento, medida em MPa. Os resultados obtidos mostraram que os cimentos resinosos (G2 - Sealer 26, G3 - Acroseal G4 - Epiphany) apresentaram adesividade superior aos demais.

Reyes-Carmona, Felipe e Felipe (2010), considerando a biomineralização entre o MTA e as paredes de dentina, avaliaram a influência do referido processo na força de união entre a dentina e o MTA, utilizando para isso o teste *push-out*. Os materiais avaliados foram o ProRoot® MTA (Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA); o MTA branco Angelus® e o MTA BIO (Angelus Soluções Odontológicas, Londrina, PR, Brasil); cimento Portland + 20% de óxido de bismuto (PC1), e PC1 + 10% cloreto de cálcio. Dentes humanos extraídos foram usados para confecção de discos de dentina com 2mm de espessura, onde padronizaram cavidades no centro do canal radicular, que depois foram preenchidas com os devidos materiais. Em um dos grupos de cada material, sobre a superfície das amostras foi mantida uma bolinha

de algodão umedecida em água destilada, por 72 horas; enquanto que no outro grupo as amostras foram mantidas imersas em solução fosfatada saturada, por dois meses, para posterior execução dos testes. Na avaliação das paredes radiculares em microscopia eletrônica de varredura, todas as amostras imersas na solução fosfatada demonstraram maior resistência ao deslocamento, quando comparadas às que foram mantidas úmidas. Observaram ainda que a biomineralização influenciou positivamente na adesão dos cimentos, particularmente nos grupos MTA.

Saghiri et al. (2010), utilizaram o teste *push out* para avaliar a resistência adesiva do MTA às paredes do canal radicular, em situações de diferentes alcalinidades. Utilizaram dentes humanos unirradiculados extraídos, cujos terços médio de suas raízes foram seccionadas no sentido perpendicular ao longo eixo do dente para a obtenção de discos de 1mm de espessura, onde os condutos foram preparados com brocas Gates Glidden de números 2 a 5, padronizando em 1,3mm de diâmetro a luz do canal radicular. Essas cavidades foram então preenchidas com cimento ProRoot<sup>®</sup>MTA branco (WMTA) (Dentsply, Tulsa Dental, Tulsa, OK, USA) e divididas, aleatoriamente, em 4 grupos de 20 amostras cada, sendo um grupo mantido em solução de fluido tecidual sintético (STF), em pH 7,4, e as demais amostras em solução controlada com valores de pH de 8.4, 9.4 e 10.4. Depois de incubadas por três dias a 37°C, as amostras foram testadas em uma máquina universal de testes, onde foram executados os testes *push out* com velocidade de 1mm/min. Observaram significativa diferença entre os grupos estudados, sendo que os maiores valores foram encontrados no grupo que permaneceu em pH de 8.4, enquanto os menores valores foram encontrados no grupo mantido em pH 10.4. Na avaliação microscópica (40x) dos tipos de fratura, observaram fraturas do tipo adesivas em todos os grupos avaliados. Concluíram que a resistência adesiva do cimento WMTA pode ser influenciada pelo pH do meio.

### 3. Proposição

---

### 3 PROPOSIÇÃO

Avaliar e comparar *in vitro*, por meio do teste *push-out*, a resistência adesiva do cimento Portland associado a diferentes radiopacificadores (óxido de zircônio, óxido de bismuto e iodofórmio), às paredes internas do canal radicular e a influência da porção radicular na resistência adesiva.

## 4. Material e Método

---

## 4 MATERIAL E MÉTODO

### 4.1 – DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O fator em estudo foi a resistência adesiva do cimento Portland às paredes do canal radicular, associado ou não a diferentes radiopacificadores na proporção de 80% de cimento para 20% de radiopacificador, aferido em peso; em três níveis do terço apical radicular (apical, médio e cervical). A variável de resposta quantitativa foi a força de cisalhamento máxima necessária para o deslocamento dos materiais, expressa em MPa (Quadro 1).

**Quadro 1** – Grupos experimentais e materiais avaliados.

Grupos	Amostras (n)	Materiais
G1 controle	5 (1/3 apical)	Cimento de Portland <sup>1</sup> + Água destilada (CP)
	5 (1/3 médio)	
	5 (1/3 cervical)	
G2	10 (1/3 apical)	Cimento de Portland acrescido de Iodofórmio <sup>2</sup> (radiopacificador) + Água destilada (CPI)
	10 (1/3 apical)	
	10 (1/3 apical)	
G3	10 (1/3 médio)	Cimento de Portland acrescido de Óxido de bismuto <sup>3</sup> (radiopacificador) + Água destilada (CPOB)
	10 (1/3 médio)	
	10 (1/3 médio)	
G4	10 (1/3 cervical)	Cimento de Portland acrescido de Óxido de zircônio <sup>4</sup> (radiopacificador) + Água destilada (CPOZ)
	10 (1/3 cervical)	
	10 (1/3 cervical)	

**Fonte:** Autoria própria.

Notas: <sup>1</sup> Cimento de Portland Branco Estrutural CPB-40 (Votorantin Cimentos, Brasil). Lote b4-1203/10.

<sup>2</sup> Iodofórmio (Biodinâmica, Ibiporã, Paraná, Brasil). Lote 339/11.

<sup>3</sup> Óxido de bismuto (Aldrich Chemistry, EUA). Lote S62946.

<sup>4</sup> Óxido de zircônio (Aldrich Chemistry, EUA). Lote 230693.

## 4.2 – SELEÇÃO DOS DENTES

Para a realização deste estudo foram selecionados quarenta dentes humanos permanentes, unirradiculados e recém extraídos. Após a exodontia, os dentes foram devidamente limpos com curetas periodontais e estocados em solução bacteriostática/bactericida de cloramina-T trihidratada a 0,5%, por uma semana e, posteriormente, congelados a -5°C, de acordo com a norma ISO/TS 11405:2003(E) (SAGHIRI et al., 2010).

A anatomia radicular externa foi critério de inclusão dos dentes no referido estudo, assim, foram descartados dentes com grande achatamento radicular, em qualquer sentido. Foram selecionados dentes de secção transversal circular ou com pequeno achatamento, dentre caninos e incisivos superiores, e caninos e pré-molares inferiores, desde que unirradiculados.

Em se tratando do emprego de dentes humanos, a realização da parte experimental deste estudo foi aprovada por meio do parecer nº. 282/10, emitido pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos, da Universidade Estadual de Londrina (CEP/UEL), cujo documento comprobatório é apresentado anexo (Anexo A).

## 4.3 – PREPARO DOS DENTES

Com a finalidade de padronizar a parte radicular dos dentes utilizados no estudo, com comprimento de 15mm, a parte coronária foi seccionada transversalmente, de maneira perpendicular ao longo eixo do dente, próximo à junção amelocementária, com pontas diamantadas (2200, KG Sorensen, Cotia, São Paulo), em alta rotação, sob refrigeração de spray água/ar (Figura 1-A). Posteriormente, o remanescente radicular foi regularizado com disco diamantado flexível dupla face (7020, KG Sorensen, Cotia, São Paulo) acoplado à peça de mão em baixa rotação, também sob igual refrigeração. O comprimento

final de cada raiz foi aferido com auxílio de uma régua milimetrada (Figura 1-B).

**Figura 1** – 1-A – Secção da parte coronária com instrumento cortante rotatório (ponta diamantada). 1-B – Mensuração do comprimento radicular final, com a demarcação dos 3mm apicais.

1-A



1-B



**Fonte:** Autoria própria.

Na sequência, os canais radiculares foram explorados com uma lima tipo Kerr #10 e #15 (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) em toda sua extensão, sob irrigação com soro fisiológico. Em seguida, quando presente, o tecido pulpar foi removido com uma lima tipo Hedstroem (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça), de número compatível com o diâmetro do canal radicular. A odontometria foi realizada pelo método visual onde, logo que a lima #10 alcançava o comprimento total do dente, sendo percebida na saída do forame apical, essa medida era aferida e subtraía em 1mm para a determinação do comprimento real de trabalho (CRT) (Figura 2).

**Figura 2** – Odontometria radicular.



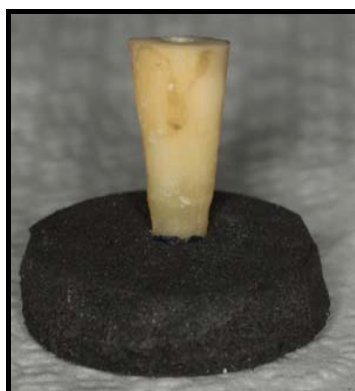
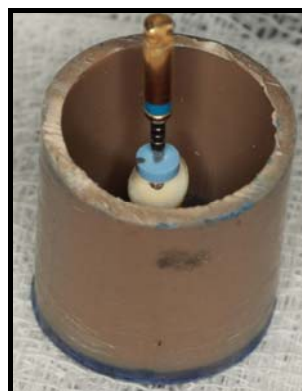
**Fonte:** Autoria própria.

Posteriormente, foi realizado alargamento inicial dos canais radiculares com limas tipo Kerr, até a #15 e, somente então, a instrumentação com sistema rotatório, utilizando-se para isso motor X SMART (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça) e limas rotatórias de 21mm, do sistema Protaper Universal (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suíça). A sequência utilizada foi a recomendada pelo fabricante, sendo ela: S1 e Sx, nos terços cervical e médio, e S1, S2, F1, F2 e F3 no CRT, padronizando, assim, o diâmetro final dos condutos, sendo utilizado um sequencial de limas para 10 dentes. Os canais radiculares foram irrigados durante todo o preparo biomecânico, a cada troca de instrumento, com 2ml de solução de hipoclorito de sódio (NaOCl), a 2,5% (REYES-CARMONA; FELIPPE; FELIPPE, 2010).

Finalizado o preparo inicial dos dentes, a parte correspondente aos 3mm apicais (Figura 1-B) da raiz foi implantada numa base confeccionada com material emborrachado EVA (etil, vinil e acetato) (Figura 3-A). Depois, o conjunto dente e base foi colocado no interior de um anel de policloreto de vinila (PVC), de 25mm de comprimento por 16,7mm de diâmetro interno, para ser incluso em resina epóxica (Resina Epóxica RD 4231 + Endurecedor ES 5751 Redelease, São Paulo SP), inserida com auxílio de uma seringa plástica descartável para injeção (Injex, Ourinhos, São Paulo, Brasil) de 20ml, até a altura de 15mm do anel de PVC. Com o intuito de posicionar a raiz na parte central do anel de PVC, foi utilizada como guia, a última lima utilizada no preparo radicular (Figura 3-B),

posicionando a mesma dentro do canal radicular preparado e verificando, visualmente, o paralelismo entre o canal e as paredes internas do anel (Figura 3-B). Transcorrido o tempo necessário para a polimerização da resina epóxica, o conjunto resina/dente foi removido do anel e a base de EVA retirada.

**Figura 3** – 3-A – Parte apical radicular implantada na base de material emborrachado; 3-B – Lima posicionada no interior do canal para verificar o paralelismo entre o canal e as paredes internas do anel.

**3-A****3-B**

**Fonte:** A autoria própria.

Em seguida, em uma máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA), com disco diamantado acionado a uma velocidade de 350rpm (rotações por minuto), sob constante refrigeração com água, foi cortada a porção apical (3mm) dos dentes, simulando assim, o procedimento clínico de apicectomia (Figura 4-A e 4-B).

**Figura 4** – 4-A – Máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA); 4-B – Vista lateral do seccionamento do terço apical radicular.

**4-A**



**4-B**



**Fonte:** A autoria própria.

Posteriormente, na parte radicular de cada dente, foi executado um retropreparo apical com pontas ultrassônicas cilíndricas diamantadas (TU15 R HASTE POLI RETA 27mm – Trinity Ind. e Com. Ltda – EPP, São Paulo, SP, Brasil), previamente curvadas próximo a ponta ativa e acionadas num aparelho de ultrassom modelo Jet Sonic Four Plus (GNATUS, Ribeirão Preto, SP, Brasil), calibrado na potência 50% na função ENDO durante 20 segundos, sob refrigeração abundante com água do próprio aparelho (Figura 5-A e 5-B), sendo utilizada uma ponta para cada grupo experimental (BERNARDES et al., 2007).

**Figura 5** – 5-A – Retropreparo; 5-B – Vista da cavidade retrógrada preparada.

**5-A**



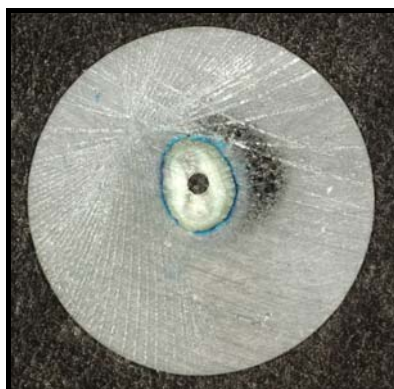
**5-B**



**Fonte:** A autoria própria.

Na sequência, novamente com auxílio da máquina de corte ISOMET 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA), agindo transversalmente, foram obtidos, de cada dente, três discos de dentina de 2mm de espessura, correspondentes às porções apical, média e cervical (Figura 6). Os corpos de prova foram submersos em solução de EDTA, a 17%, por 3 minutos, e depois em solução de hipoclorito de sódio a 1%, pelo mesmo período, sendo, em seguida, lavados em água destilada (REYES-CARMONA et al., 2009).

**Figura 6** – Corpo de prova.



**Fonte:** Autoria própria.

O preparo dos dentes utilizados no estudo foi realizado por um mesmo operador, especialista em endodontia e previamente treinado em relação à execução da metodologia proposta.

#### 4.4 – RETROBTURAÇÃO

Para a retrobturação, os radiopacificadores foram associados ao cimento Portland na proporção de quatro partes de cimento Portland para uma parte de radiopacificador, em peso, utilizando uma balança de precisão (modelo Adventure, Toledo do Brasil Ind e Com. São Bernardo dos Campos, Sp, Brasil). No grupo controle (G1), ao cimento Portland não foi acrescentado nenhum radiopacificador. Para todos os grupos a água destilada foi o líquido utilizado para a manipulação, na proporção de 1g de pó/0,34g água destilada.

A mistura (pó e água destilada) de todos os grupos foi inserida no interior de cápsulas de amálgama (Permite®, SDI, Bayswater, Austrália), não utilizadas até a realização deste estudo. Sendo empregadas quatro cápsulas (uma cápsula por grupo), previamente limpas com água corrente para a retirada do conteúdo originalmente presente no interior das mesmas (mercúrio e liga de prata). Depois, com auxílio de um amalgamador mecânico (Softly, Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil), a mistura foi homogeneizada, pelo tempo de 30 segundos, com frequência de 4000rpm, aproximadamente (NEKOOFFAR; ASEELEY; DUMMER, 2010).

Em seguida, a pasta obtida foi inserida na cavidade preparada com auxílio de uma espátula nº. 1 para inserção de material (Referência 10455, Duflex, Rio de Janeiro, Brasil). Antes, porém, para controle do volume de material a ser inserido, cada corpo de prova foi colocado sobre uma placa de vidro, previamente protegida com uma lamina de poliéster (K Dent - Quimidrol, SC, Brasil). Após o preenchimento da cavidade com a pasta, outra lamina de poliéster foi colocada sobre o corpo de prova e, sobre a mesma, uma segunda placa de vidro foi devidamente posicionada e mantida por 30 minutos. Quando então, o aparato foi desmontado, as superfícies externas dos corpos de prova foram limpas para a retirada dos excessos de cimento retrobturador e, na sequência, armazenadas em frascos coletores universais umedecidos com água destilada, por 7 dias, para presa final do cimento em condições de umidade sem excesso, em temperatura ambiente (GANCEDO-CARAVIA; GARCIA-BARBERO, 2006).

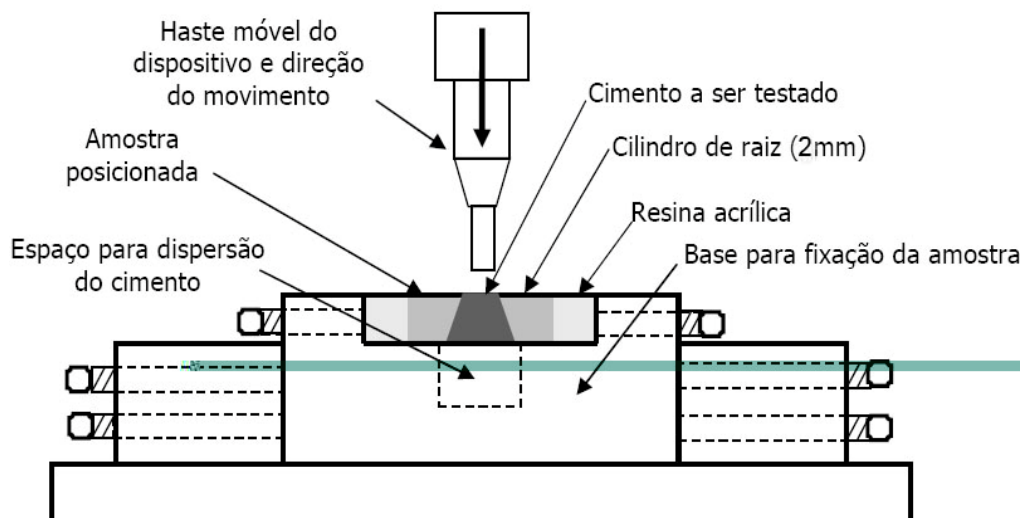
#### 4.5 – PREPARO DOS CORPOS DE PROVA PARA O TESTE PUSH-OUT

Decorrido este tempo, os mesmos foram regularizados com lixa de papel folha d'água granulação 600 (3M®, Sumaré, São Paulo, Brasil) para remover remanescente do cimento da superfície externa (SILVA, 2011).

#### 4.6 – TESTE PUSH-OUT

Cada corpo de prova de resina/dentina/material retrobturador foi posicionado na máquina de ensaio mecânico MTS 810 (Material Test System-Mineapolis, MN), com célula de carga de 1kN, acoplada ao computador, para obtenção dos resultados do teste *push-out*, de modo que o maior diâmetro da cavidade preenchida com o cimento ficasse alinhado e oposto a uma haste metálica com 0,60 mm de diâmetro que pressionou o cimento, sendo então, submetido a um esforço de compressão progressivo de velocidade 1mm/min. a partir do contato, até ocorrer o deslocamento do cimento retrobturador das paredes do canal radicular. A haste foi posicionada de maneira que, durante a carga, ocorresse contato apenas com o cimento retrobturador inserido na cavidade preparada, introduzindo, assim, uma força de cisalhamento ao longo da interface (Figura 7 e 8). A falha foi manifestada pelo deslocamento ou pela extrusão do cimento da porção radicular e confirmada pelo aparecimento de uma queda ao longo da curva carga/deslocamento, apresentada pela máquina de ensaio.

**Figura 7** – Desenho esquemático do corpo de prova posicionado no dispositivo de alinhamento e apreensão na máquina de ensaios mecânicos (teste *push out*).



Fonte: Teixeira et al. (2009).

**Figura 8** – Teste *push out*, vista da haste móvel do dispositivo exercendo compressão sobre o cimento retrobturador.



**Fonte:** Autoria própria.

#### 4.7 – ANÁLISE ESTATÍSTICA

A força máxima necessária para o deslocamento do cimento, expressos em N, foi transformada em tensão (MPa), dividindo-se a força pela área adesiva ocupada pelo cimento ( $\text{mm}^2$ ), utilizando a fórmula:

$$2\pi r \times h$$

Onde:

$\pi$  é a constante 3,1416.

$r$  é o raio da cavidade, aferido com auxílio de paquímetro digital (JOMARCA 0-150mm, nº ref. 205509, China) onde nos casos de pequenos achatamentos, aferiu-se o diâmetro maior.

$h$  é a espessura da amostra, em mm (SAGHIRI et al., 2010).

Os valores obtidos foram tabulados e submetidos à análise estatística para verificação de normalidade (Anexo B). Foram observados valores não paramétricos, não pareados, com quatro grupos a serem analisados e tendo cada grupo mais que 6 amostras. Assim, para a análise foi aplicado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, para comparação global, e o teste de Dunn, para comparação entre os grupos. O programa estatístico utilizado foi o GraphPad Prism<sup>®</sup> versão 5.04., sendo o nível de significância de 5% ( $p > 0,05$ ).

## 5. Resultados

---

## 5 RESULTADOS

A tabela 1 contém as médias e os desvios-padrão da resistência adesiva dos grupos estudados nas diferentes porções radiculares analisadas.

**Tabela 1** – Média da resistência adesiva (MPa) dos materiais estudados de acordo com grupo e porção radicular analisada.

Grupo	Porção apical (DP)	Porção média (DP)	Porção cervical (DP)
G1(CP)	9,28±5,18	6,30±2,08	5,32±3,84
G2(CPI)	5,27±10,29	3,37±4,36	5,90±2,97
G3(CPOB)	9,17±6,60	6,41±2,91	5,02±3,99
G4(CPOZ)	5,40±5,00	3,18±1,55 <sup>a</sup>	9,75±6,34 <sup>b</sup>

<sup>a</sup>com diferença estatística de <sup>b</sup>

**Fonte:** Autoria própria.

A tabela 2 apresenta as diferenças significantes entre as porções em cada grupo e entre os grupos em cada porção radicular. Só houve diferença significativa ( $p > 0,05$ ) na comparação entre a porção média e cervical do grupo G4(CPOZ).

**Tabela 2** – Comparações individuais pelo teste de Dunn entre os grupos e porções radiculares avaliadas.

COMPARAÇÃO	INTERPRETAÇÃO	DIFERENÇA
G1 (CP) entre porções	Não significativa	
G2 (CP+IODOF) entre porções	Não significativa	
G3 (CP+ Óx. BISM) entre porções	Não significativa	
G4 (CP +Óx. ZIRC) entre porções	SIGNIFICANTE	porção média < cervical
Porção APICAL entre grupos	Não significativa	
Porção MÉDIA entre grupos	Não significativa	
Porção CERVICAL entre grupos	Não significativa	

**Fonte:** Autoria própria

## 6. Discussão

---

## 6 DISCUSSÃO

Vários materiais são indicados como retrobturadores nos procedimentos cirúrgicos de retrobturação (BRAMANTE et al., 1990; LEE; MONSEF; TORABINEJAD; WATSON; PITT FORD, 1993; JOHNSON, 1999). Entretanto, o MTA, desde que proposto por Torabinejad, Watson e Pitt Ford (1993) tem sido amplamente pesquisado e utilizado para os mais diversos fins dentro da Odontologia, em especial na endodontia (TORABINEJAD; WHITE, 1995; TORABINEJAD; CHIVIAN, 1999; HOLLAND et al., 2001; ACCORINTE et al., 2008). A partir da sua descoberta foi possível a recuperação e manutenção de elementos dentários na arcada, que, outrora, seriam extraídos devido à complexidade do tratamento e/ou pela não existência de um material satisfatório para esses casos específicos.

O cimento Portland é o principal componente do MTA e diferentes estudos demonstram semelhanças físico-químicas e biológicas entre os mesmos (WUCHERPFENNIG; GREEN, 1999; ESTRELA et al., 2000; HOLLAND et al., 2001), o que amplia as suas indicações clínicas, em especial se relevarmos o seu baixo custo.

A radiopacidade é uma propriedade necessária aos cimentos endodônticos (TAGGER; KATZ, 2003) que, no caso do MTA, é atribuída à adição de óxido de bismuto, pois o cimento Portland puro não apresenta radiopacidade mínima necessária (ISLAIM; CHNG; YAP, 2006), o que poderia limitar suas indicações como material de uso endodôntico, sendo necessário, segundo Holland et al. (2001), a adição de um radiopacificador para sua utilização como material retrobturador.

A escolha do agente radiopacificador ideal e sua concentração, em peso, para ser adicionado ao Portland é motivo de diferentes estudos (VIVAN et al., 2009; CAMILLERI, 2010; CAMILLERI; CUTAJAR; MALLIA, 2011). Bortoluzzi et al. (2009) observaram que o acréscimo do óxido de bismuto, iodofórmio e óxido de zircônio resultou em radiopacidade suficiente ao cimento Portland, conforme as normas da ISO. Porém, o mesmo não foi evidenciado quando do emprego do sulfato de bário. Por sua vez, Duarte et al. (2009), ao avaliar a

radiopacidade do cimento Portland associado a diferentes agentes, na proporção de 80:20%, em peso, respectivamente, observaram maior radiopacidade quando ao cimento foi adicionado o óxido de bismuto e óxido de chumbo. Embora óxido de zinco, subnitrato de bismuto, carbonato de bismuto, sulfato de bário, iodofórmio, tungstato de cálcio e óxido de zircônio também apresentassem radiopacidade mínima necessária para sua utilização. Porém, sendo a radiopacidade apenas uma das propriedades necessárias desses materiais, outros estudos avaliaram os efeitos biológicos e suas propriedades físico-químicas.

Assim, Camilleri et al. (2004), ao avaliar a biocompatibilidade do ProRoot®MTA cinza e branco e seus componentes, observaram semelhanças entre os materiais e grupos estudados com relação à morfologia da superfície dos cimentos e componentes analisados em MEV. Concluíram, ainda que não tenha havido crescimento celular sobre o óxido bismuto e alussilicato, talvez pela rugosidade das superfícies dos materiais ou mesmo pela natureza química desses materiais, a falta de biocompatibilidade do óxido de bismuto parece não afetar a biocompatibilidade do MTA.

Por sua vez, Duarte et al. (2005) verificaram que o nível de arsênio liberado por dois cimentos Portland cinza foi seguro e abaixo dos considerados nocivos à saúde humana, não impedindo, assim, a sua utilização na prática clínica. Já em relação ao acréscimo de agentes radiopacificadores ao Portland, Morais et al. (2006) observaram comportamento biológico semelhante entre o cimento Portland acrescido de iodofórmio e o ProRoot® MTA, enquanto que Silva (2011) verificou que adição de 15 e 20% de óxido de bismuto, além de ser suficiente para alcançar radiopacidade mínima recomendada, não mostrou efeito citotóxico. Esses resultados diferem dos encontrados por Camilleri et al. (2004), provavelmente por tratar-se de metodologias diferentes para essa avaliação.

Os radiopacificadores utilizados neste estudo foram o óxido de bismuto, por ser o agente radiopacificador do MTA disponíveis comercialmente (CAMILLERI et al., 2004; VIVAN et al., 2009); o óxido de zircônio, por ser um biomaterial inerte, apresentar alta resistência

mecânica, indicado para uso odontológicos em áreas de relevância estética da cavidade bucal, além de já ter sido estudado como possível agente radiopacificador (BORTOLUZZI et al., 2009); em relação ao iodofórmio, sua escolha se deu por ser um material que oferece grande radiopacidade, biocompatibilidade, já ter sido avaliado associado ao cimento Portland e, principalmente, por ser um material de fácil aquisição pelos cirurgiões dentistas (MORAIS et al., 2006).

Em relação às propriedades físicas e mecânicas, Coomaraswamy, Lumley e Hofmann (2007) observaram que, embora o cimento Portland seja semelhante ao MTA, a adição de óxido de bismuto reduz suas propriedades mecânicas e pode aumentar a quantidade de água inerte no interior da massa do cimento, resultando numa matriz mais porosa e, conseqüentemente, mais solúvel. Diferentemente, Saliba et al. (2009) não observaram alterações na resistência às forças de compressão quando o óxido de bismuto foi adicionado ao cimento Portland, como também observaram maior resistência quando foi adicionado 30% de óxido de bismuto ao cimento Portland, em comparação a 10%.

As investigações de Camilleri (2010) também não observaram comprometimento nas propriedades físico-mecânicas do cimento Portland quando da adição de radiopacificadores alternativos ao óxido de bismuto, citando que, apesar de retardar o tempo de presa, o cimento Portland avaliado com diferentes radiopacificadores apresentou resistência à compressão semelhantes ao cimento Portland puro, sugerindo que o óxido de bismuto presente no ProRoot<sup>®</sup>MTA poderia ser substituído por liga de pó de ouro ou prata/estanho.

É fato que o óxido de bismuto adicionado ao cimento Portland avaliado em teste de cultura de células interferiu negativamente na migração celular (CAMILLERI et al., 2004); resultou em aumento da porosidade e na redução da resistência do cimento (COOMARASWAMY; LUMLEY; HOFMANN, 2007) e também pelo fato do óxido de bismuto promover escurecimento das estruturas dentárias (BELOBROW; PARASHOS, 2011), faz-se necessária a busca por um agente capaz de promover radiopacidade sem alterar as características das

estruturas envolvidas, ou seja, a estrutura dental e o cimento em questão.

Apesar dos diversos trabalhos envolvendo ProRoot®MTA e cimento Portland em suas características e propriedades, não há na literatura estudos avaliando a influência do agente radiopacificador na adesão desses cimentos às paredes do canal radicular.

De acordo com a metodologia empregada, a simulação da retrobturação, ou seja, o preenchimento de cada corpo de prova com os cimentos testados, foi realizada somente após as secções das raízes. Do contrario, a vibração durante o corte poderia provocar o deslocamento da massa de cimento e, por consequência, comprometer a adesão deste às paredes dentinárias das cavidades (BIER, 2009).

A água é um fator relevante que pode influenciar quer seja nas propriedades mecânicas, no tempo de presa e na adesão do cimento Portland ao substrato dentário. Gancedo-Caravia e Garcia-Barbero (2006) observaram aumento significativo da resistência adesiva do MTA, quando mantido em ambiente úmido durante seu tempo de presa. Os autores ainda observaram que a umidade aumentou o tempo de presa do MTA. Esse fato pode ser atribuído a expansão do cimento durante a sua presa, o que também fora evidenciado por Torabinejad et al. (1995b) e ratificados por Hawley et al. (2010), mesmo quando o cimento ProRoot®MTA foi manipulado em proporções água/pó diferentes da recomendada pelo fabricante.

De acordo com Reyes-Carmona et al. (2009), outro processo que pode contribuir para a adesão do cimento Portland e do ProRoot®MTA é o processo da biomineralização, onde ocorre interação mineral com a dentina, representada pela formação de uma camada interfacial com estruturas tipo *tags*. Entretanto, a metodologia aplicada neste trabalho, o tempo de espera para a presa do cimento testado e o meio de armazenamento das amostras, não permite avaliar a ocorrência desse processo, e, se de fato influenciou na resistência adesiva.

De acordo com os achados de Nekoofar, Aseeley e Dummer (2010) para padronização e correta homogeneização do

cimento, puro ou acrescido de radiopacificador, e água destilada, foi utilizado um amalgamador, por 30 segundos. E, após a inserção da mistura na cavidade, o cimento foi mantido sob suave pressão controlada, por 30 minutos, para reduzir os espaços no seu interior, decorrente da presença de ar.

A resistência adesiva entre cimento e substrato dentário tem sido bastante estudada (CASTELLAN, 2007; REYES-CARMONA et al., 2009; TEIXEIRA et al., 2009; SAGHIRI et al., 2010). No corrente trabalho, o ensaio mecânico aplicado para avaliar a resistência adesiva do cimento Portland, puro ou acrescido de radiopacificadores, a dentina, diante de uma carga de cisalhamento, foi o teste *push out*. Assim, os corpos de prova, preenchidos com o cimento testado, foram submetidos a uma tensão monitorada até que ocorresse a desunião cimento/dente (CRAIG; POWERS, 2004).

O teste *push out* é relativamente fácil de ser aplicado (CRAIG; POWERS, 2004). Para Anusavice (2008) a força deve ser aplicada bem próxima a interface entre os materiais, algo difícil de conseguir, mesmo em condições laboratoriais. Ainda segundo o referido autor, quanto mais distante da interface a força incidir, maior a probabilidade de ocorrer falha por tração, ao invés de cisalhamento, pois há aumento do potencial para tensões por deflexão. Esse fato pode ter ocorrido neste trabalho em maior frequência no grupo 4, o único grupo em que foi observado diferença significativa entre a porção médio e cervical.

Para Castellan (2007), que avaliou e comparou a resistência de união obtida entre pino de fibra de vidro e a dentina radicular quando aplicado diferentes ensaios mecânicos (microtração, *pull-out*, *push-out* e *push out* modificado), o *push out* mostrou ser o mais sensível e a realização do ensaio de *push out* modificado teve por razão suprir falhas do *push out* convencional, em especial, a dificuldade em aplicar a carga exatamente na interface adesiva e perpendicularmente ao corpo de prova. Entretanto, a aplicação do *push out* modificado não se aplica ao presente trabalho, devido às características do cimento avaliado.

O fato da parte experimental deste trabalho ter sido toda executada pelo mesmo operador, previamente treinado, pode contribuir para minimizar os possíveis erros de execução dos procedimentos, mas não os descarta na sua totalidade.

No presente estudo, os diferentes agentes radiopacificadores avaliados não influenciaram na resistência adesiva do cimento Portland às paredes internas do canal radicular, quando utilizado como material retrobturador. Alguns fatores podem ter contribuído para esse resultado, como: ângulo de corte para a simulação laboratorial do procedimento de apicectomia; profundidade da cavidade preparada; o emprego de pontas ultrassônicas para a realização do retropreparo; o preenchimento dos corpos de prova somente após a secção radicular; a presença de umidade durante a presa do cimento, após a sua inserção na cavidade; a homogeneização da mistura (cimento/água destilada), e a força de condensação aplicada sobre o cimento na cavidade.

Embora o experimento tenha sido *in vitro*, os 3 mm apicais removidos na apicectomia simularam a indicação *in vivo* do procedimento, pois remove 98% das ramificações apicais e 93% dos canais laterais (KIM; KRATCHMAN, 2006).

A retenção de um material restaurador ou obturador no interior de uma cavidade mantém relação direta com a profundidade, configuração interna e a largura da mesma, além da textura superficial das paredes internas. Quando da realização dos retropreparos, em cada dente, as pontas ultrassônicas alcançaram profundidade de trabalho de 3 mm, portanto, suficiente para os preparos da porção apical.

Após o retropreparo, foram obtidas as secções correspondentes às porções denominadas: apical, média e cervical, com 2 mm de espessura cada. Na porção apical, a ação da ponta ultrassônica resultou em uma cavidade com profundidade maior do que a largura, com paredes paralelas e coincidentes com a anatomia externa da raiz, ou seja, com requisitos mecânicos adequados a retenção do material retrobturador (WUCHENICH; MEADOWS;

TORABINEJAD, 1994; STROPKO; DOYON; GUTMANN, 2005; KIM; KRATCHMAN, 2006). A opção pelas pontas ultrassônicas para o retropreparo, em detrimento ao método convencional que utiliza brocas, se fez porque as pontas revestidas de diamantes promovem melhor limpeza da área preparada, sem produzir quantidade significativa de microfissuras; propicia um corte dental mais rápido e com ranhuras nas paredes internas da cavidade, conforme ratificado por Bernardes et al. (2007); o que também pode ter contribuído à retenção friccional do cimento retrobturador avaliado, independentemente da presença ou não de uma agente radiopacificador (STROPKO; DOYON; GUTMANN, 2005; KIM; KRATCHMAN, 2006).

Diferentemente das cavidades da porção apical, às preparadas nas porções média e cervical apresentaram configuração cônica, dada pela instrumentação durante a biomecânica do conduto radicular. Assim, avaliando a tabela dos resultados obtidos (tabelas 1 e 2), provavelmente os fatores profundidade maior que a largura e a rugosidade superficial das paredes cavitárias podem ter sido mais relevantes que a configuração interna para a resistência adesiva do cimento, independente da porção radicular avaliada.

Assim, no presente estudo, os corpos de prova foram armazenadas em frascos coletores universais umidecidos com água destilada, por 7 dias, para presa final do cimento, o que também pode ter influenciado nos resultados. A expansão resultante da presa do cimento Portland além de contribuir para a sua adesão às paredes dentinárias, também reduz a interface cimento-dentina, minimizando a infiltração marginal.

Outras variáveis que também, podem ter influenciado nos resultados do grupo 4 foram: variações dos corpos de prova e das conformações cavitárias (TEIXEIRA et al., 2009), inserção do cimento na cavidade e a pressão de condensação (NEKOOFFAR et al., 2007).

Clinicamente, ainda devemos considerar alguns passos operatórios, executados durante o tratamento endodôntico convencional, e que também podem influenciar na adesão do MTA à dentina, como o uso de substâncias irrigadoras e/ou medicações

intra canal que podem alterar o pH radicular. Para Saghiri et al. (2010) a resistência de união do cimento MTA é menor na presença de pH alcalino, quando comparada à adesão obtida em pH mais próximo ao neutro.

Embora não tenha sido objetivo dessa pesquisa avaliar os tipos de fratura entre os cimentos e as paredes da cavidade retrógrada, observou-se, através de um estéreomicroscópio, maior incidência de fraturas adesivas, sugerindo, assim, que a resistência adesiva entre cimento/parede cavitária foi suficiente para suportar a força de compressão exercida no ensaio *push out*.

## 7. Conclusões

---

## 7 CONCLUSÕES

De acordo com a proposição e a metodologia empregada neste estudo, assim como considerando os resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. Os diferentes radiopacificadores avaliados não influenciaram na resistência adesiva do cimento de Portland às paredes internas do canal radicular.
2. Na comparação entre as porções (cervical, média e apical), de cada grupo, foi constatada diferença somente entre as porções média e cervical, quando do emprego do Cimento Portland com o radiopacificador óxido de zircônio.

## Referências

---

## REFERÊNCIAS

- ACCORINTE, M. L. et al. Evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide cement as pulp-capping agents in human teeth. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 34, n. 1, p.1-6, Jan. 2008.
- ANUSAVICE, K. J. **Philips materiais dentários**. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2008.
- ASGARY, S. et al. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v.31, n.2, p.101-3, Feb. 2005.
- BAEK, S. H.; PLENK, H. J.; KIM, S. Periapical tissue responses and cementum regeneration with amalgam, SuperEba, and MTA as root-end filling materials. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 31, n. 6, p. 444-9, Jun. 2005.
- BELOBROW, I.; PARASHOS, P. Treatment of tooth discoloration after the use of white mineral trioxide aggregated. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 37, n. 7, p.1017-20, Jul. 2011.
- BERNARDES, R. A. et al. Evaluation of apical preparation with a new type of ultrasonic diamond tip. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 33, n. 4, p. 484-7, Apr. 2007.
- BIER, C. A. S. **Avaliação do pH, da liberação de íons cálcio e da adesividade de Cimentos endodônticos contendo hidróxido de cálcio ou à base de MTA**. 2009. 82f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2009.
- BRAMANTE, C. M. et al. Análise, através da microscopia eletrônica de varredura, de alguns materiais utilizados em obturação retrógrada. **Revista Brasileira de Odontologia**, Rio de Janeiro, v. 47, n. 6, p. 29-34, nov.-dez. 1990.
- BRAMANTE, C.; BERBERT, A. **Cirurgia paraendodôntica**. 2. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2003.
- BORTOLUZZI, A. E. et al. Radiographic effect of different radiopacifiers on a potential retrograde filling material. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, Saint Louis, v. 108, n. 4, p.628-32, Oct. 2009.
- CAMILLERI, J. Evaluation of the physical properties of an endodontic Portland cement incorporating alternative radiopacifiers used as root-end filling material. **International Endodontic Journal**, Oxford, v. 43, n. 3, p.231-240, Mar. 2010.
- CAMILLERI, J. et al. Biocompatibility of two forms of mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, Oxford, v. 37, n. 3, p. 699–704, Jun. 2004.

CAMILLERI, J.; CUTAJAR, A.; MALLIA, B. Hydration characteristics of zirconium oxide replaced Portland cement for use as a root-end filling material. **Dental Materials**, Washington, v. 27, n. 8, p. 845-54, Aug. 2011.

CASTELLAN, C. S. **Avaliação dos ensaios de microtração, push-out e pull-out: resistência de união entre pino de fibra e dentina radicular, análise de elementos finitos e microscopia confocal**. 2007. 128f. Dissertação (Mestrado em Materiais Dentários) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

COOMARASWAMY, K. S.; LUMLEY, P. J.; HOFMANN, M. P. Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement-based (MTA-like) system. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 33, n. 3, p. 295-8, Mar. 2007.

COHEN, S.; HARGREAVES, K. M. **Caminhos da polpa**. 9. ed. São Paulo: Elsevier, 2007. 1104p.

CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. **Materiais dentários restauradores**. 11. ed. São Paulo: Ed. Santos, 2004.

DUARTE, M. A. H. et al. pH and calcium release of 2 root-end filling materials. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, Saint Louis, v. 95, n. 3, p. 345-7, Mar. 2003.

\_\_\_\_\_. Arsenic release provided by MTA and Portland cement. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, Saint Louis, v. 99, n. 5, p. 648-50, May 2005.

\_\_\_\_\_. Radiopacity of Portland cement associated with different radiopacifying agents. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 35, n. 5, p. 737-40, May 2009.

ENDAL, U. et al. A high-resolution computed tomographic study of changes in root canal isthmus area by instrumentation and root filling. **Journal of Endodontics**, v. 37, n. 2, p. 223-7, Feb. 2011.

ESTRELA, C.; CAMAPUM, F. F.; LOPES, H. P. Insucessos em endodontia. In: ESTRELA, C.; FIGUEIREDO, J. A. P. **Endodontia: princípios biológicos e mecânicos**. São Paulo: Artes Médicas, 1999. Cap. 19, p. 697-738.

ESTRELA, C. et al. Antimicrobial and chemical study of MTA, Portland cement, calcium hydroxide paste, Sealapex and Dycal. **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto, v. 11, n.1, p. 3-9, 2000.

GANCEDO-CARAVIA, L.; GARCIA-BARBERO, E. Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 32, n. 9, p. 894-6, Sep. 2006.

GUTMANN, J. L.; HARRISON, J. W. Posterior endodontic surgery: anatomical considerations and clinical techniques. **International Endodontic Journal**, Oxford, v. 18, n. 1, p. 8-34, Jan. 1985.

HAWLEY, M. et al. Effect of varying water-to-powder ratios on the setting expansion of white and gray mineral trioxide aggregate. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 36, n. 8, p.1337-9, Aug. 2010.

HOLLAND, R. et al. Reaction of rat connective tissue to implanted dentin tube filled with Mineral trioxide aggregate, Portland Cement or calcium hydroxide. **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto, v.12, n.1, p. 3-8, Jan. 2001.

**ISO 6876** Dental Root Canal Sealing Materials. Geneva: International Organization for Standardization, 2001.

ISLAM, I.; CHNG, H. K.; YAP, A. U. Comparison of physical e mechanical properties of MTA and Portland cement. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 32, n. 6, p.193-7, Mar. 2006.

JOHNSON, B. R. Considerations in the selection of a root-end filling material. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, Saint Louis, v. 87, n. 4, p. 398-404, Apr. 1999.

KIM, S.; KRATCHMAN, S. Modern endodontic surgery concepts and practice: a review. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 32, n. 7, p. 601-23, Jul. 2006.

LEE, S. J.; MONSEF, M.; TORABINEJAD, M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 19, n. 11, p. 541-4, Nov. 1993.

LEONARDO, M. R. et al. EM evaluation of bacterial biofilm and microorganisms on the apical external root surface of human teeth. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 12, n. 28, p. 815-8, Dec. 2002.

\_\_\_\_\_. Scanning electron microscopy of the apical structure of human teeth. **Ultrastructural Pathology**, v. 31, n. 4, p. 321-5, Jul-Aug. 2007.

MORAIS, C. A. H. et al. Evaluation of tissue response to MTA and Portland cement with iodoform. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, Saint Louis, v. 102, n. 3, p. 417-21, Sep. 2006.

NEKOO FAR, M. H. et al. The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, Oxford, v. 40, n. 6, p. 453-61, Jan. 2007.

NEKOO FAR, M. H.; ASEELEY, Z.; DUMMER, P. M. H. The effect of various mixing techniques on the surface microhardness of mineral trioxide aggregate. **International Endodontic Journal**, Oxford, v. 43, n. 4, p. 312-20, Apr. 2010.

REYES-CARMONA, J. F. et al. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 35, n. 5, p. 731-6, May 2009.

REYES-CARMONA, J. F.; FELIPPE, M. S.; FELIPPE, W. T. The biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 36, n. 2, p. 286-91, Feb. 2010.

RUD, J.; ANDREASEN, J. O.; JENSEN, J. E. A follow-up study of 1.000 cases treated by endodontic surgery. **International Journal Oral Surgery**, Londres, v. 1, n. 4, p. 215-28, 1972.

SAGHIRI, M. A. et al. Push-out bond strength of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 36, n. 11, p.1856-9, Nov. 2010.

SALIBA, E. et al. Evaluation of the strength and radiopacity of Portland cement with varying additions of bismuth oxide. **International Endodontic Journal**, Oxford, v. 42, n. 4, p. 322-28, Apr. 2009.

SILVA, M. A. M. **Avaliação da reação tecidual e da radiopacidade do cimento Portland acrescido de diferentes concentrações de óxido de bismuto. Estudo em tecido subcutâneo de ratos**. 2011. 119p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2011.

STROPKO, J. J.; DOYON, G. E.; GUTMANN, J. L. Root-end management: resection, cavity preparation, and material placement. **Endontic Topics**, Bognor Regis, v. 11, n. 1, p. 131-51, Jan. 2005.

TAGGER, M.; KATZ, A. Radiopacity of endodontic sealers: development of a new method for direct measurement. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 29, n.11, p.751-5, Nov. 2003.

TANOMARU FILHO, M. et al. Evaluation of periapical repair following retrograde filling with different root-end filling materials in dog teeth with periapical lesions. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, Saint Louis, v.102, n.1, p.127-32, Jan. 2006.

TEIXEIRA, C. S. et al. Adhesion of an endodontic sealer to dentin and gutta-percha: shear and push-out bond strength measurements and SEM analysis. **Journal of Applied Oral Science**, Bauru, v. 17, n. 2, p.129-35, Mar-Apr. 2009.

TORABINEJAD, M.; WATSON, T. F.; PITT FORD, T. R. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 19, n. 12, p. 591-595, Dec. 1993.

TORABINEJAD, M. et al. Bacterial leakage of Mineral Trioxide Aggregate as a root-end filling material. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 1, n. 3, p.109-12, Mar. 1995a.

\_\_\_\_\_. Histologic assessment of mineral trioxide aggregate as a root-end filling in monkeys. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 23, n. 4, p. 225-8, Apr. 1997.

\_\_\_\_\_. Physical and chemical properties of a new root-end-filling material. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 21, n. 7, p. 349-353, Jul. 1995b.

TORABINEJAD, M.; WHITE, D. J. Tooth filling material and use. **US Patent Number 5,769,638**; May 1995. (Patente).

TORABINEJAD, M.; CHIVIAN, N. Clinical applications of mineral tri-oxide aggregate. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 25, n. 3, p.197-205, Mar. 1999.

VIVAN, R. R. et al. Evaluation of the radiopacity of some commercial and experimental root-end filling materials. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics**, Saint Louis, v.108, n. 6, p. e35-8, Dec. 2009.

VIEIRA, A. R. et al. Dentinal tubule infection as the cause of recurrent disease and late endodontic treatment failure: a case report. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 38, n. 2, p. 250-4, Feb. 2012.

WUCHENICH, G.; MEADOWS, D.; TORABINEJAD, M. A comparison between two root end preparation techniques in human cadavers. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 20, n. 6, p. 279-82, Jun. 1994.

WUCHERPFENNIG, A. L.; GREEN, D. B. PR 40 Mineral Trioxide vs. Portland Cement: two biocompatible filling materials. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 25, n. 4, p. 308, Apr. 1999.



**ANEXO A****Parecer do Comitê de Ética**

**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS**  
**Universidade Estadual de Londrina**  
**Registro CONEP 268**

<b>Parecer de Aprovação Nº 282/10</b> <b>CAAE Nº 0257.0.268.000-10</b> <b>FOLHA DE ROSTO Nº 381664</b>	Londrina, 21 de dezembro de 2010.
<b>PESQUISADOR: MARCELO POMINI</b> <b>CCS – DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA</b> <b>PROGRAMA DE MESTRADO EM ODONTOLOGIA</b>	
Prezada Senhora:  O “ <b>Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina/ Hospital Universitário Regional Norte do Paraná</b> ” (Registro CONEP 268) – de acordo com as orientações da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS e Resoluções Complementares, avaliou o projeto:  <b>“COMPARAÇÃO DA ADVERSIDADE DO CIMENTO PORTLAND ASSOCIADO A DIFERENTES RADIOPACIFICADORES EM OBTURAÇÕES RETRÓGRADAS”</b>	
<b>Situação do Projeto: APROVADO</b>  Informamos que deverá ser comunicada, por escrito, qualquer modificação que ocorra no desenvolvimento da pesquisa, bem como deverá apresentar ao CEP/UEL relatório final da pesquisa.	
<p align="center">Atenciosamente,</p>  <p align="center"><b>Prof. Dra. Alexandrina Aparecida Maciel Cardelli</b>  <b>Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos</b></p>	

## ANEXO B

### Teste de Normalidade

	POB	POZ	PI	PC
Number of values	28	28	26	15
Minimum	0,6000	3,590	1,820	0,4700
25% Percentile	8,915	6,605	4,845	9,800
Median	15,40	10,80	9,465	12,76
75% Percentile	18,83	19,39	15,56	21,00
Maximum	50,25	48,42	62,77	28,68
Mean	15,09	14,69	12,78	14,41
Std. Deviation	10,22	11,30	12,39	7,526
Std. Error	1,931	2,135	2,430	1,943
Lower 95% CI of mean	11,13	10,31	7,771	10,24
Upper 95% CI of mean	19,05	19,07	17,78	18,58
D'Agostino & Pearson omnibus normality test				
K2	17,23	11,56	36,17	0,01056
P value	0,0002	0,0031	< 0,0001	0,9947
Passed normality test (alpha=0.05)?	No	No	No	Yes
P value summary	***	**	***	ns
Shapiro-Wilk normality test				
W	0,8808	0,8423	0,7066	0,9837
P value	0,0042	0,0007	< 0,0001	0,9885
Passed normality test (alpha=0.05)?	No	No	No	Yes
P value summary	**	***	***	ns
Sum	422,6	411,4	332,2	216,2
	POB	POZ	PI	PC
Number of values	28	28	26	15
Minimum	0,6000	3,590	1,820	0,4700
25% Percentile	8,915	6,605	4,845	9,800
Median	15,40	10,80	9,465	12,76
75% Percentile	18,83	19,39	15,56	21,00
Maximum	50,25	48,42	62,77	28,68
Mean	15,09	14,69	12,78	14,41
Std. Deviation	10,22	11,30	12,39	7,526
Std. Error	1,931	2,135	2,430	1,943
Lower 95% CI	11,13	10,31	7,771	10,24
Upper 95% CI	19,05	19,07	17,78	18,58
Table Analyzed	Data 1			
Kruskal-Wallis test				
P value	0,4621			
Exact or approximate P value?	Gaussian Approximation			
P value summary	ns			
Do the medians vary signif. (P < 0.05)	No			
Number of groups	4			
Kruskal-Wallis statistic	2,574			
Dunn's Multiple Comparison Test				
	Difference in rank sum		Significant? P < 0.05?	Summary
POB vs POZ	3,839		No	Ns
POB vs PI	10,78		No	Ns
POB vs PC	-1,145		No	Ns
POZ vs PI	6,944		No	Ns
POZ vs PC	-4,985		No	Ns
PI vs PC	-11,93		No	Ns