

Influência da contaminação sanguínea na adesão de materiais biocerâmicos à dentina radicular

Sónia Cristina Rodrigues^{1*}; Joana Marques²; Diana Sequeira²; Rui C. Paiva³; Paulo J. Palma²; João Miguel Santos²

¹Área de Medicina Dentária, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

²Instituto de Endodontia, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

³Escola de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Leiria

Introdução

Atualmente, os **cimentos biocerâmicos** são utilizados numa vasta quantidade de situações clínicas tais como: terapia de polpa vital, procedimentos de endodontia regenerativa, apexificação, reparação de perfurações ou até mesmo como material de obturação canal.

O primeiro cimento biocerâmico utilizado na endodontia foi o *Mineral Trioxide Aggregate* (**ProRoot MTA**, Dentsply Tulsa, Johnson City, TN, USA) sendo utilizado em larga escala pelas suas excelentes bioatividade e compatibilidade, boas propriedades antibacterianas, radiopacidade e baixa solubilidade. No entanto, algumas desvantagens são notórias neste material entre elas temos o longo tempo de presa, a descoloração dentária, a dificuldade de manuseamento, o elevado custo e o desconhecimento de um solvente para o mesmo.

De modo a ultrapassar estas barreiras, novos materiais foram desenvolvidos tais como o **Biodentine** (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, France) que apresenta um tempo de presa mais reduzido, melhores propriedades de manuseamento e menor descoloração dentária.

Com propriedades semelhantes ao MTA, surgiu também o **TotalFill BC putty** (FKG, La Chaux-de-Fonds, Suíça) com propriedades hidrofílicas, biocompatibilidade e baixa citotoxicidade. Mais recentemente está a ser desenvolvido um cimento experimental à base de silicone (**PCM**, Coltène/Whaledent, Altstätten, Switzerland) que apresenta um tempo de presa de 3 minutos, demonstrando ser biocompatível e bioativo.

Estes materiais são em muitas situações clínicas expostos ao contacto direto com sangue e a forças posteriores durante a compactação de materiais de obturação canal, restauradores e mesmo mastigatórias. Assim sendo, o teste de *push out* é importante para avaliar a força de adesão destes materiais à dentina radicular.

Este estudo tem como objetivo determinar se há diferenças estatisticamente significativas nos valores de adesão *push-out* dos cimentos de silicato de cálcio testados.

Métodos

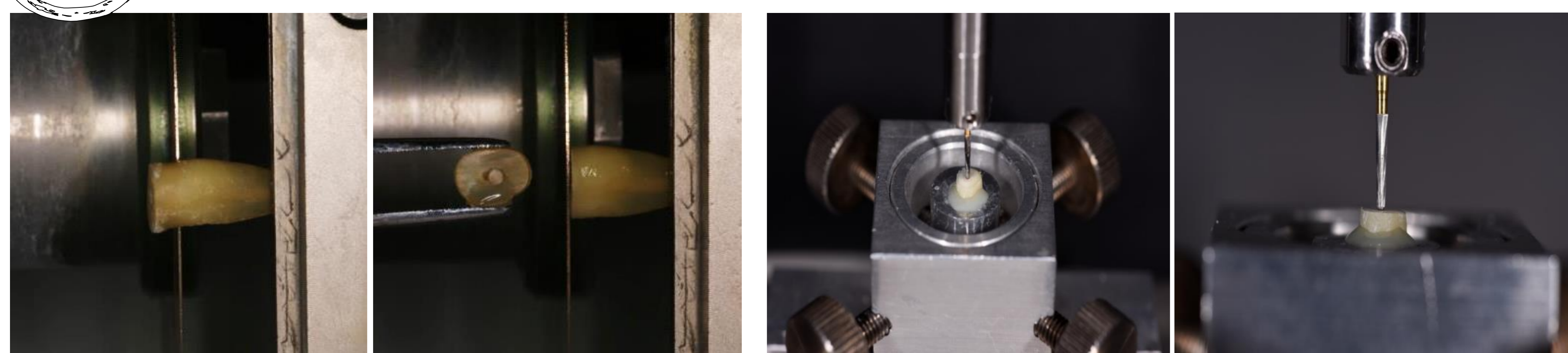
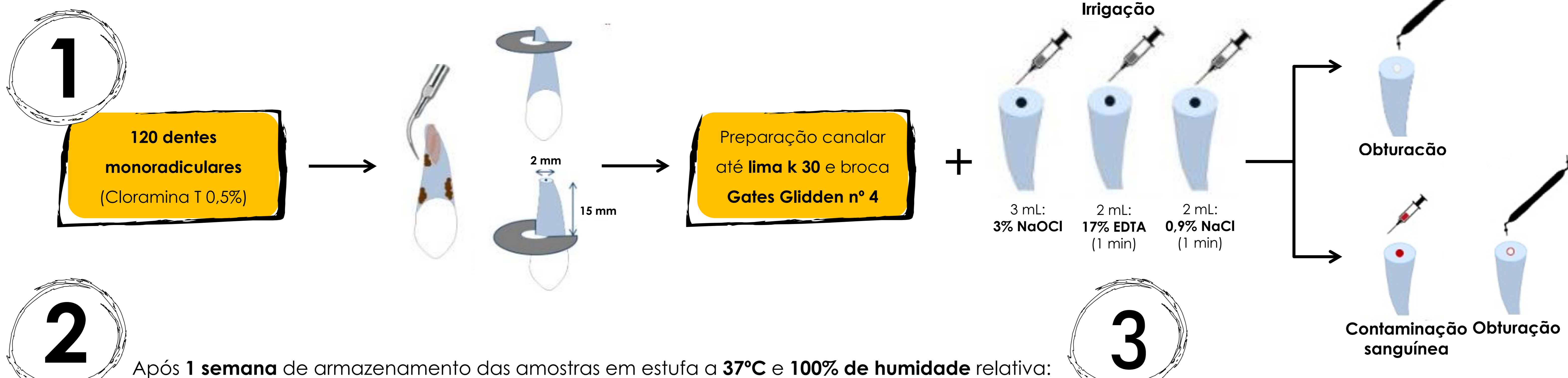


Figura 1a, 1b e 1c : Corte das amostras em 3 segmentos (segmento coronal, médio e apical) cada um com 3 mm de espessura com recurso a uma serra de precisão M1D10 arrefecida por água na máquina Accutom 50 (Struers, Ballerup, Denmark). O método de corte utilizado foi de baixa intensidade, a 1000 rpm e velocidade de 0,050 mm por segundo.

Figura 2a, 2b e 2c : Teste de *push-out* realizado numa máquina de testes universais Shimadzu (Model AG-I, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) a uma velocidade de 0,5 milímetros por minuto. Foi utilizada uma broca Endo Z de 0,9 milímetros de diâmetro como *plug* para a realização da força apico-coronal. As amostras foram posicionadas num cilindro de alumínio com uma abertura central de modo a permitir o movimento do material de obturação.

$$\text{Força de adesão push-out (MPa)} = \frac{\text{Força máxima (N)}}{\text{Área de adesão do canal (mm}^2\text{)}} (=) \frac{\text{Força máxima (N)}}{\pi r_1 g_1 - \pi r_2 g_2}$$

$$(=) \frac{\text{Força máxima (N)}}{\sqrt{h^2 + (r_1 - r_2)^2} (r_1 + r_2)}$$

Fórmula 1: Permite o cálculo da força de adesão de *push-out*. A força máxima corresponde ao valor máximo aplicado ao material antes do seu deslocamento, registado num software do computador acoplado à máquina de testes. A área de adesão é calculada pela similaridade da forma geométrica das amostras à de um cone truncado. (r_1 =raio coronal; r_2 =raio apical; g_1 = geratriz do cone total; g_2 = geratriz do cone mais pequeno; h = espessura da amostra).

Resultados

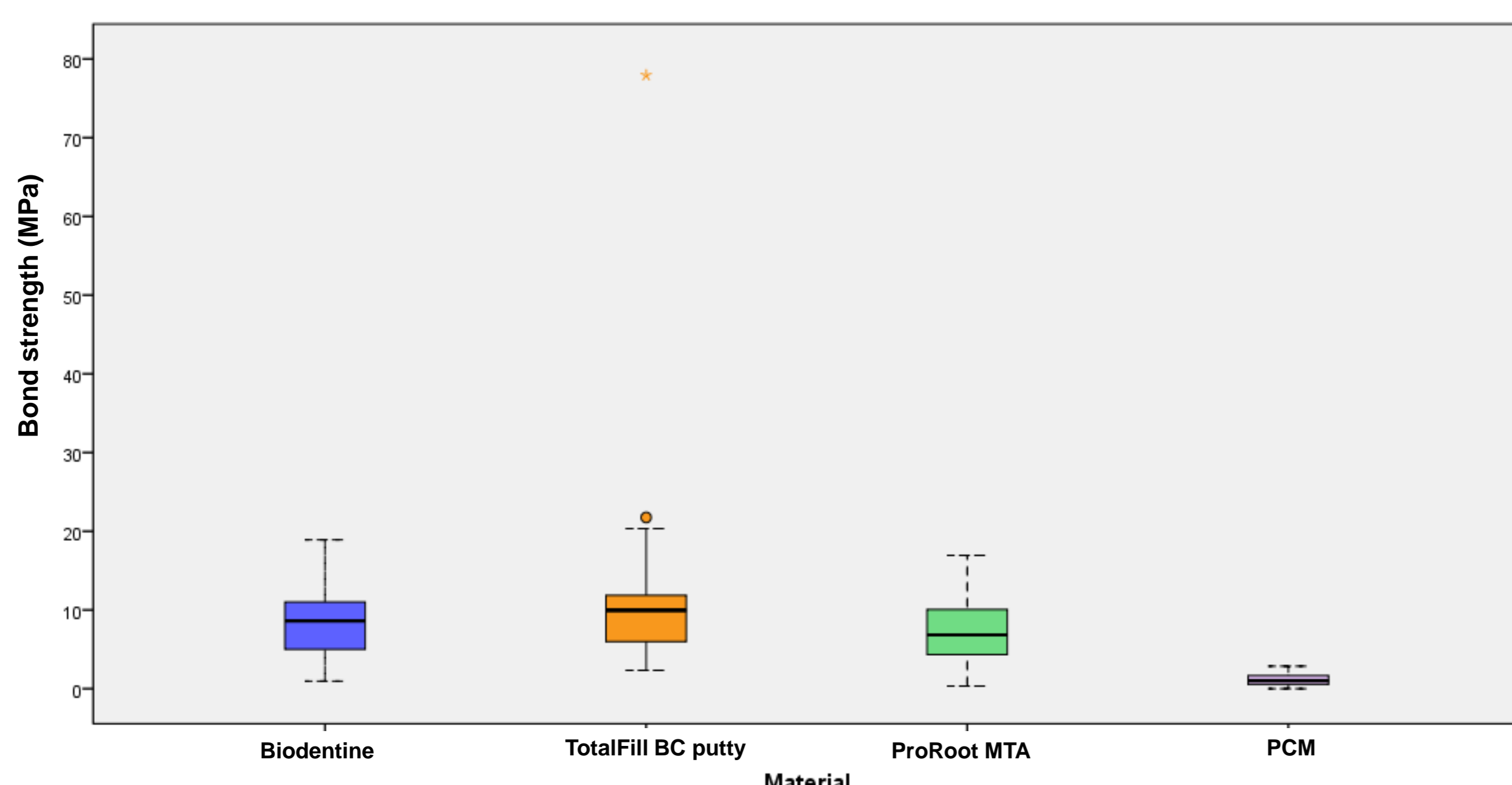


Gráfico 1: Gráfico de extremos e quartis com a distribuição dos valores da força de adesão *push-out* dos 4 materiais.

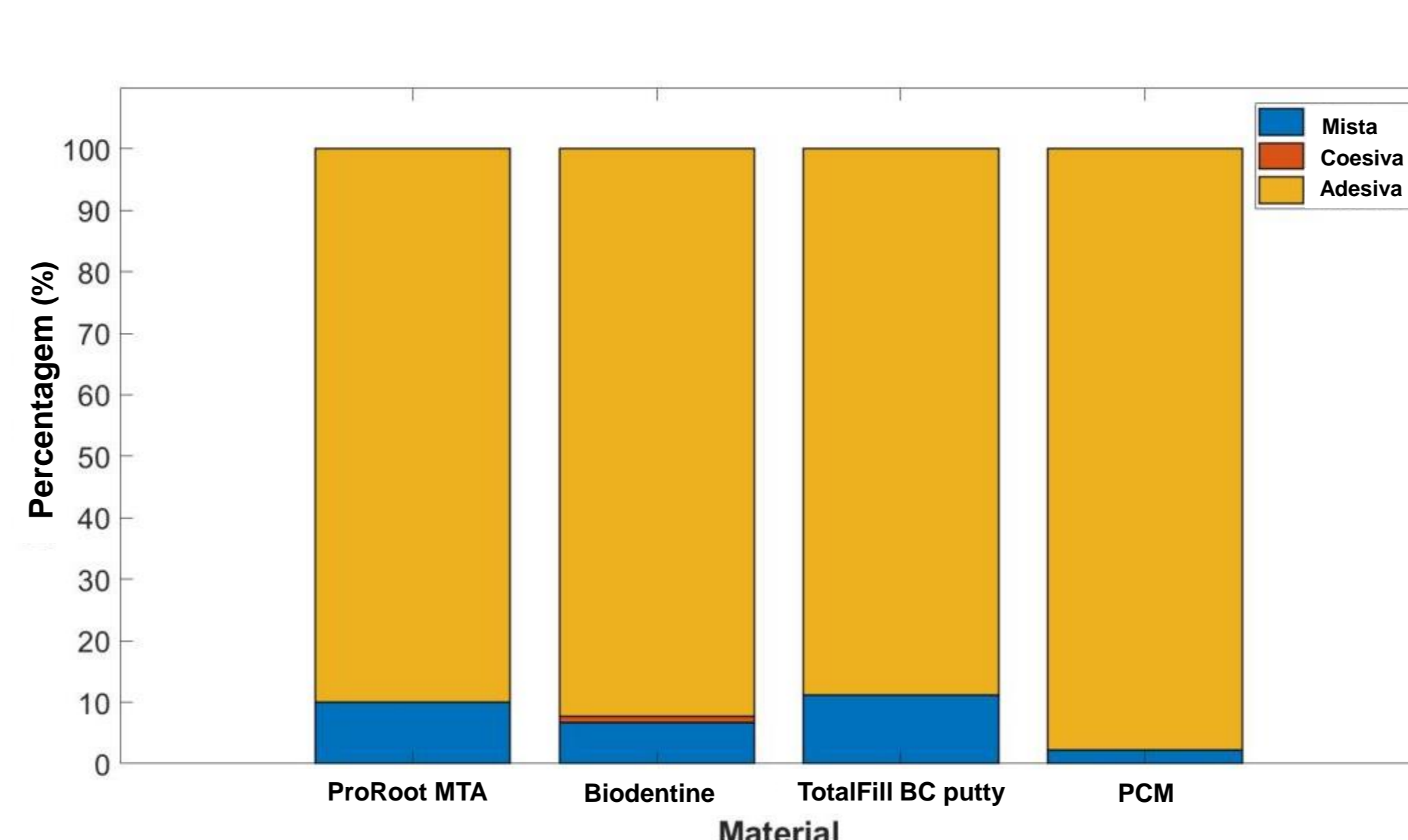


Gráfico 2: Gráfico de barras com a distribuição do tipo de falha após a realização do teste *push-out*, para cada material.

Biomaterial	Contaminado	Não contaminado	Valor de p
ProRoot MTA	7,97	6,91	0,11
Biodentine	8,35	8,73	0,34
TotalFill BC putty	11,14	9,48	0,18
PCM	0,88	1,39	0,0002*

Tabela 2: Força de adesão *push-out* para as amostras contaminadas e não contaminadas.
* Estatisticamente significativo

Segmento	Média	Valor de p
Coronal	5,40	0,18
Médio	6,86	
Apical	5,63	

Tabela 1: Força de adesão *push-out* para os diferentes segmentos da raiz.

Discussão e Conclusões

Total Fill BC putty apresenta valores de adesão *push-out* superiores

A sua constituição por **nanopartículas** permitem uma maior superfície de contacto, levando a uma **maior precipitação** de apatite e portanto **maior bioatividade**.

Cimento experimental PCM apresenta os valores mais baixos

Os seus baixos valores de resistência ao deslocamento irão dificultar a utilização clínica deste material pois possivelmente este **irá movimentar-se** aquando a realização da restauração.

Sem diferença estatisticamente significativa entre contaminados e não contaminados

As características **hidrofílicas** do material permitem que o próprio sangue participe nos fenómenos de precipitação destes materiais, havendo uma boa adesão química, ainda que a formação de **resin tags** fosse afetada.

Falha mais comum: adesiva

A força foi corretamente aplicada na zona da **interface** e a mistura do material foi adequadamente realizada, oferecendo uma **estabilidade tridimensional** ao material.

Bibliografia

