



FMUC FACULDADE DE MEDICINA  
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

**Mestrado Integrado em Medicina Dentária**

# **Espigões intra-radiculares**

**Forças de adesão e ultramorfolgia de interfaces**

**Luís André Leal de Carvalho Alves**

**Orientador: Prof. Doutor João Carlos Ramos**

**Co-orientador: Mestre Paulo Rocha Palma**

**Coimbra  
2010**

---

---

*"O conformismo é o carcereiro da liberdade e o inimigo do crescimento."*

John F. Kennedy

Ao Prof. Doutor João Carlos Ramos pela constante motivação, entusiasmo, partilha de conhecimento, paciência e pelo tempo dispendido.

Ao Dr. Paulo Palma pelos ensinamentos e orientação.

À Dr.<sup>a</sup> Ana Luísa pela ajuda e colaboração.

Aos meus Pais por me terem inculcido os ideais, princípios e por serem um apoio inigualável.

À Daniela pelo amor, apoio, confiança, perseverança e motivação

A todos os amigos pela ajuda e amizade sincera

À Cláudia Brites pela inesgotável paciência, apoio e disponibilidade para a preparação das amostras

Ao Nuno Dias pela indispensável ajuda na realização da análise estatística

Ao Prof. Doutor Augusto Barros Lopes do Departamento de Engenharia Cerâmica e Vidro da Universidade de Aveiro pela disponibilidade prestada.

A todos os mestres, que nos últimos anos cruzaram o meu caminho e me transmitiram conhecimento e sabedoria.

Ao fabricante Colténe<sup>®</sup> pela cedência dos materiais indispensáveis ao estudo.

## **Índice**

<b>Resumo.....</b>	<b>5</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>6</b>
<b>1. Revisão bibliográfica.....</b>	<b>7</b>
<b>1.1 Introdução.....</b>	<b>8</b>
<b>1.2 Classificação dos espigões intra-radiculares.....</b>	<b>10</b>
<b>1.2.1 Material.....</b>	<b>10</b>
<b>1.2.2 Forma.....</b>	<b>12</b>
<b>1.2.3 Dimensões.....</b>	<b>13</b>
<b>1.3 Modificações biomecânicas e compromisso estrutural.....</b>	<b>14</b>
<b>1.4 Outros factores de decisão terapêutica.....</b>	<b>16</b>
<b>1.5 Adesão.....</b>	<b>17</b>
<b>1.5.1 Cimentação e forças de adesão.....</b>	<b>19</b>
<b>1.5.2 Tratamento de superfície.....</b>	<b>21</b>
<b>1.6 Radiopacidade e transmissão de luz.....</b>	<b>23</b>
<b>1.7 Comportamento mecânico.....</b>	<b>25</b>
<b>1.8 Remoção.....</b>	<b>26</b>
<b>2. Trabalho de investigação.....</b>	<b>28</b>
<b>2.1 Introdução.....</b>	<b>29</b>
<b>2.2 Materiais e métodos.....</b>	<b>30</b>
<b>2.3 Resultados.....</b>	<b>36</b>
<b>2.4 Discussão.....</b>	<b>47</b>
<b>2.5 Conclusão.....</b>	<b>50</b>
<b>3. Bibliografia.....</b>	<b>52</b>
<b>4. Anexos.....</b>	<b>57</b>

## Resumo

No âmbito da aplicação de uma Medicina Dentária actual, que se pauta por princípios orientadores como a prevenção, a conservação e a obtenção de resultados estéticos, a preservação dos dentes naturais assume um papel crucial no trabalho do Médico Dentista. Neste contexto, a necessidade de restaurar de forma previsível dentes com terapia endodôntica e um comprometimento estrutural significativo, torna fundamental a utilização de espigões radulares em determinadas situações. A sua aplicação deve ser efectuada por técnicas adesivas que contribuam para a retenção e capacidade de selamento interfacial das restaurações corono-radulares que integram, de modo a cumprirem com os requisitos estruturais e biológicos fundamentais.

Neste contexto, o trabalho efectuado teve como objectivos:

- Realizar uma revisão bibliográfica sobre o tema;
- Realizar um trabalho de investigação *in vitro* para:
  - Avaliar as interfaces adesivas entre um espigão de fibra de vidro e a dentina, obtidas com um sistema de cimentação adesiva;
  - Avaliar o efeito de diferentes tratamentos de superfície nas forças de adesão;
  - Estudar a variação regional das forças de adesão em diferentes níveis da dentina radicular.

Os resultados obtidos permitem inferir que a adesão à dentina radicular é efectiva, apesar das respectivas interfaces adesivas poderem apresentar algumas falhas. Os valores de adesão obtidos relacionaram-se maioritariamente com padrões de fractura do tipo coesivo, indicando que as forças adesivas igualam, no mínimo, as forças coesivas das estruturas circundantes. Do ponto de vista da variação regional, obtiveram-se forças homogéneas ao longo dos diferentes níveis de corte da raiz, sem diferenças substanciais entre eles. Em termos ultramorfológicos, apesar de algumas fendas nas interfaces adesivas, da sensibilidade técnica inerente e das dificuldades histomorfológicas referentes à dentina radicular, foi possível observar áreas de interfaces adesivas bem definidas, com zonas híbridas e formação de *resin tags*.

## **Abstract**

In the scope of the application of a current Dental Medicine, which is guided by principles such as prevention, conservation and achievement of aesthetic results, the preservation of natural teeth plays a critical role in the work of a Dentist. In this context, the need to predictably restore teeth with endodontic therapy and a significant structural loss makes fundamental the use of posts in certain situations. Its application should be made by adhesive techniques that contribute to the retention and interfacial sealing of coronoradicular fillings, in order to meet the structural requirements and biological principles.

In this context, the work done aimed to:

- Conduct a literature review on the subject;
- Conduct an in vitro research to:
  - Evaluate the adhesive interfaces between a fiber-glass post and dentin, obtained with a system of adhesive cementation;
  - Evaluate the effect of different surface treatments on adhesion forces;
  - Explore the regional variation of the adhesion forces at different levels of root dentin.

The results obtained allow inferring that adhesion to the root dentin is effective, despite adhesive interfaces may present some flaws. The adhesion values obtained were related mainly with patterns of fracture of cohesive type, indicating that the adhesive forces equalize, at least, the cohesive forces of the surrounding structures. From the standpoint of regional variation, we obtained homogeneous forces along the different levels of root, with no substantial differences between them. In terms of ultramorphology, despite some cracks in adhesive interfaces, due to the inherent technical sensitivity and the difficulties related to root dentin's histomorphological characteristics, it was possible to observe areas of adhesive interfaces well defined, with hybrid zones and formation of resin tags.

## **1. Revisão bibliográfica**

---

## **1.1 Introdução**

Numa era em constante mutação, os princípios que regem a Medicina Dentária actual sofreram, nos últimos anos, mudanças consideráveis. Conceitos como o de prevenção, preservação e biomimetismo surgem nos nossos dias como pilares centrais que devem orientar a investigação e a prática clínica.

O conceito de integração biológica assume um relevo na Medicina Dentária que exige do clínico não só um conhecimento dos materiais, mas também da sua interacção com os tecidos de forma a potenciar a sua utilização e o sucesso a longo prazo. Por outro lado, a valorização das necessidades estéticas como um apêndice incontornável dos princípios referidos, veio acrescentar novos paradigmas à Dentistaria Operatória. É neste contexto que a temática da restauração de dentes com terapêutica endodôntica, embora discutida há largos anos, surge rodeada de muitas questões cientificamente confusas ou pelo menos, pouco evidentes. A utilização de espigões intra-radulares e núcleos é um dos procedimentos que permite a execução de terapêuticas conservadoras capazes de preservarem dentes naturais com compromissos estruturais significativos. A utilização de núcleos fundidos tem vastos anos de experiência laboratorial e clínica<sup>1</sup>. Contudo, o aprofundamento das questões de foro biomecânico, a introdução de técnicas adesivas para a cimentação de espigões metálicos primeiro, e dos espigões de fibra depois, têm relevado para um plano secundário as técnicas indirectas com recurso a núcleos metálicos fundidos<sup>2</sup>. Mas como todas as novas técnicas, também para os espigões intra-radulares são essenciais estudos que comprovem a sua utilidade e benefício clínico<sup>3</sup>. Existem ainda muitas incertezas, que começam imediatamente a montante da própria execução técnica e que se prendem desde logo com o facto de ser difícil estabelecer uma avaliação criteriosa da verdadeira necessidade da colocação de espigões intra-radulares, fruto da subjectividade que existe ao avaliar a perda estrutural, bem como a avaliação do seu comportamento após a terapêutica restauradora e dos avanços verificados nas técnicas adesivas restauradoras<sup>4</sup>.

O aparecimento de soluções clínicas que permitem a substituição dos dentes naturais, como os implantes osteointegrados, conduziu a uma mudança do paradigma no que toca ao plano de tratamento a seguir em casos de dentes que apresentam afectação pulpar e perda considerável de estrutura<sup>5</sup>. Assiste-se actualmente a um uso algo indiscriminado destas mesmas soluções em detrimento de modalidades terapêuticas mais conservadoras<sup>5</sup>. Contudo, os resultados a longo prazo demonstram que a terapêutica endodôntica é uma solução eficaz, fiável e acima de tudo, conservadora<sup>6-9</sup>, que é como já se viu um princípio que deve pautar a Medicina Dentária contemporânea, acarretando ainda menores custos<sup>5</sup>. No que toca a taxas de sucesso, a terapêutica endodôntica pode apresentar valores, a 8 anos e 6 anos, na ordem dos 97%<sup>9</sup>, sendo portanto um tratamento

previsível<sup>8</sup>. Ainda que possam existir diferenças nas taxas de sucesso do tratamento quando executado por especialistas (98,1%) ou generalistas (89,7%), como apresentado num estudo a 5 anos<sup>10</sup>, o tratamento endodôntico continua a ser um procedimento de eleição<sup>7, 10</sup>. Contudo, um aspecto muito importante é a relevância que a fase restauradora assume no sucesso da terapêutica endodôntica. A microinfiltração coronária é causa de cárie secundária<sup>11</sup> e de insucesso endodôntico<sup>1</sup>, sendo dos maiores responsáveis pelo retratamento endodôntico não-cirúrgico<sup>12</sup>. Uma restauração deficiente está associada a uma maior percentagem de periodontite apical quando comparada com a qualidade da obturação<sup>12</sup>.

Um estudo *in vitro* sugere que o material de obturação exposto ao ambiente oral, conduz a uma infiltração apical numa questão de dias<sup>13</sup>, quer bacteriana, quer de endotoxinas ou outros produtos<sup>14</sup>. Como tal, a fase restauradora é considerada actualmente como um passo integrante da terapêutica endodôntica, que não pode ser menosprezada, pois a sua realização mediante critérios de qualidade influenciam muito significativamente o prognóstico do tratamento endodôntico<sup>1</sup>. A abordagem restauradora de dentes com terapêutica endodôntica foi, durante muitos anos, pautada por critérios pouco científicos e excessivamente apoiados no empirismo<sup>15</sup>. Para alguns profissionais a fase protética de dentes submetidos ao tratamento endodôntico ainda passa pela colocação de um núcleo de uma liga metálica<sup>16</sup>, o que implica uma fase laboratorial, dispendiosa e morosa<sup>1</sup>. A utilização desta técnica prende-se essencialmente com as propriedades mecânicas das ligas metálicas, principalmente a sua rigidez, que se acreditava ser importante não só para promover a retenção da porção coronária, mas ao mesmo tempo produzir um efeito de reforço radicular<sup>17</sup>. Todavia, o facto das ligas metálicas possuírem um módulo de elasticidade (240 GPa) muito diferente do da dentina (20 GPa)<sup>18</sup>, provoca do ponto de vista biomecânico uma distribuição desequilibrada das forças, criando condições para a ocorrência de fracturas radulares/corono-radulares, frequentemente irrecuperáveis<sup>16, 18-19</sup>.

Entretanto foram introduzidos no mercado espigões intra-radulares que comparativamente à utilização de núcleos metálicos, diminuem os custos e os tempos de consulta<sup>20</sup>. Numa primeira fase, estes espigões eram metálicos e por conseguinte mantinham o risco de provocarem ou facilitarem a ocorrência de fracturas de prognóstico muito desfavorável<sup>1</sup>. Aliado a este problema, acresciam ainda outros como a presença de iões metálicos capazes de proporcionar reacções alérgicas, a corrosão e características ópticas pouco compatíveis com restaurações estéticas no sector anterior<sup>1, 21</sup>.

Na década de 90 foram introduzidos os espigões de fibra. Os primeiros eram fabricados em fibra de carbono de cor negra, o que continuava a suscitar alguns problemas estéticos, rapidamente ultrapassados com a utilização de fibras de vidro e quatrzo<sup>12, 22</sup>.

Actualmente no mercado dispomos de uma variedade de espigões que variam não só no tipo de material em que são fabricados, mas também na sua forma, estrutura,

dimensões e superfície. Algumas destas características poderão servir como critérios para a sua classificação, tendo em vista a racionalização da sua aplicação clínica de modo a obter restaurações funcionais, estéticas e biologicamente integradas.

## **1.2 Classificação dos espigões**

### **1.2.1 Material**

#### *Espigões metálicos*

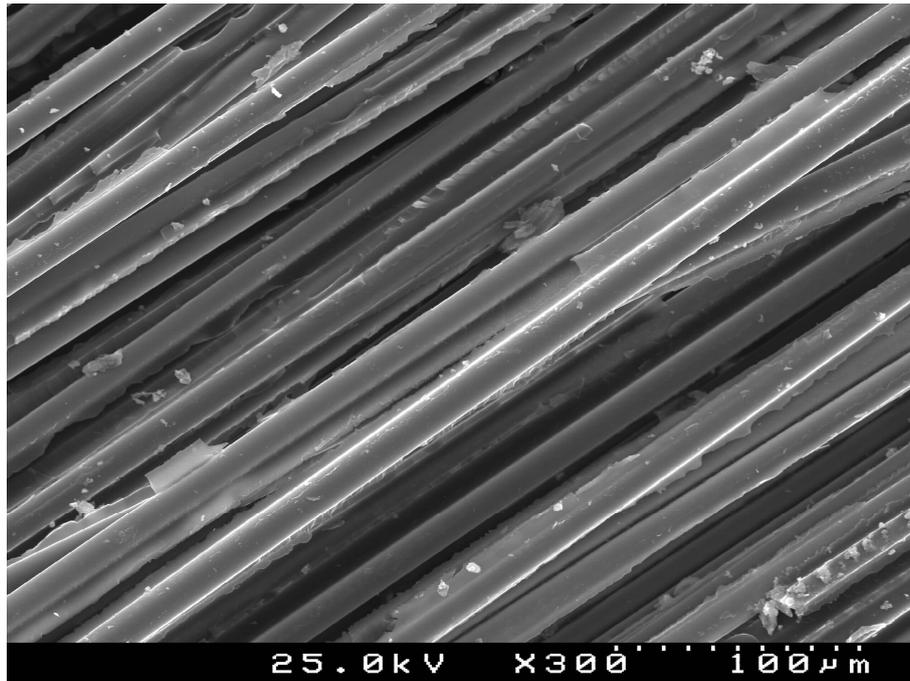
Os primeiros espigões a serem usados clinicamente eram metálicos, em aço inoxidável. Como já mencionado estes espigões têm na sua constituição níquel, o que suscita problemas de sensibilização a este componente. Para além disso, apresentam corrosão ao longo do tempo. Estes factores levaram à diminuição do seu uso e conseqüente substituição por espigões em titânio. Os estudos desta liga demonstraram a sua óptima biocompatibilidade e um campo de acção na Medicina Dentária muito vasto. No que toca à reabilitação de dentes com terapêutica endodôntica, este tipo de espigões demonstra propriedades físicas inferiores aos espigões em aço inox. Outro inconveniente reside no facto de os valores de radiopacidade estarem muito próximos daqueles apresentados pela guta-percha. Quer os espigões metálicos em aço inox, quer os espigões de titânio são considerados pouco estéticos, numa era essencialmente “metal-free”<sup>1, 21, 23</sup>.

#### *Espigões cerâmicos*

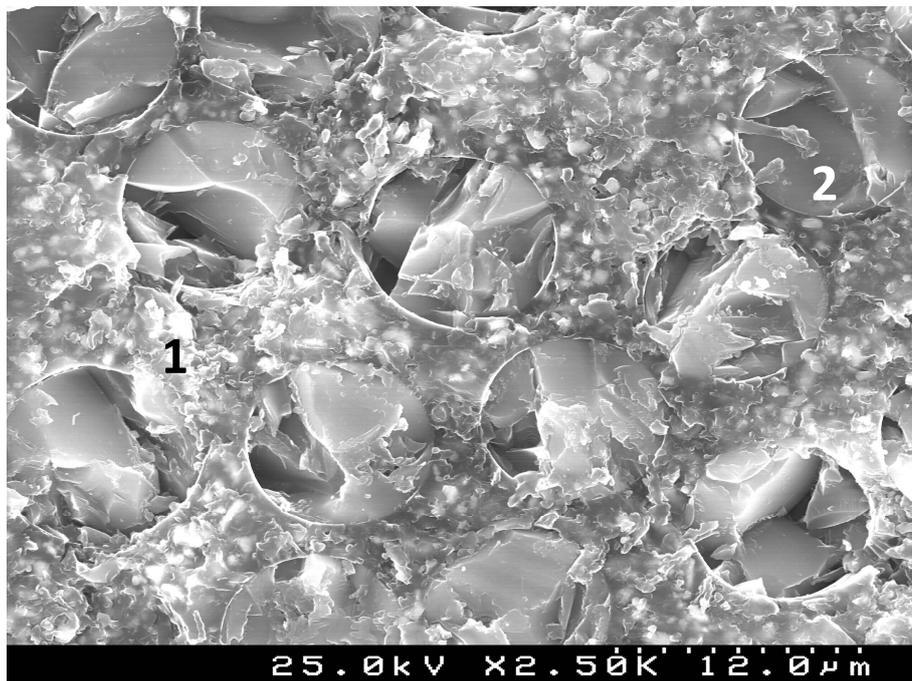
São essencialmente fabricados em óxido de zircónio e apresentam como principal desvantagem o facto das suas propriedades biomecânicas serem inferiores relativamente aos espigões metálicos e de fibra, para além de que a sua eventual remoção pode ser muito difícil em casos em que esteja indicado o retratamento endodôntico não-cirúrgico<sup>1</sup>. A sua capacidade de adesão à dentina após testes de fadiga é bastante baixa. Contudo, apresentam elevada biocompatibilidade.<sup>1</sup>

#### *Espigões de fibra*

Quando inicialmente introduzidos no mercado estes espigões tinham por base fibras de carbono<sup>1, 22</sup>. Todavia, e apesar das vantagens em termos de comportamento biomecânico, uma vez que o seu módulo de elasticidade era próximo do módulo da dentina, permitindo uma distribuição homogénea das forças ao longo da raiz, a questão estética ainda não estava totalmente ultrapassada<sup>1, 22</sup>. Como forma de aumentar o potencial estético



**Fig 1:** Imagem de MEV de um corte longitudinal de um espigão ParaPost® Taper Lux (Coltène Whaledent, Alstätten, Suíça). Note-se a distribuição unidireccional das fibras de vidro.



**Fig 2:** Imagem de MEV de um corte transversal de um espigão Tenax® Fiber White (Coltène Whaledent, Alstätten, Suíça). (1) Matriz de resina ; (2) Fibra de vidro.

surgiram entretanto espigões à base de fibras de vidro e quartzo, com uma cor branca ou até com alguma translucidez<sup>22</sup>. Este tipo de espigões é constituído por fibras de um determinado material envolvidas para uma matriz resinosa simples ou composta<sup>22</sup>. O

diâmetro das fibras pode variar de acordo com o fabricante (7 a 10  $\mu\text{m}$ ), bem como a sua distribuição na matriz, em quantidade e orientação<sup>21</sup>.

A combinação de uma matriz de resina a envolver um conjunto de fibras permitiu criar um material com ótimas características do ponto de vista biomecânico. O módulo de elasticidade destes espigões, muito próximo do módulo de elasticidade da dentina, permite uma distribuição de forças completamente diferente das reabilitações à base de ligas metálicas. Todo o *stress* transmitido à estrutura dentária através das forças funcionais e parafuncionais é distribuído homogeneamente ao longo do eixo dentário. A similaridade dos módulos de elasticidade da estrutura dentária, cimento de resina e espigão de fibra, permite que este conjunto forme uma estrutura que se pode comportar como um bloco único, com a condição de que as forças adesivas para isso contribuam<sup>1, 21-22, 24</sup>.

O que os estudos têm demonstrado é que, graças a esta estrutura homogênea, o padrão de insucesso nas reabilitações de dentes com terapêutica endodôntica mudou. Passou-se de uma percentagem considerável de fracturas verticais e catastróficas, para um padrão que varia entre a perda de adesão (reversível) e fracturas mais susceptíveis de reparação<sup>4</sup>.

As taxas de sucesso dos espigões de fibra reportadas na literatura variam de acordo com os estudos, desde os 98,3% até aos 89,6%. As principais causas de insucesso são a perda de adesão, falha de origem endodôntica e a fractura radicular. Esta última em percentagem bastante inferior comparativamente com a utilização de espigões metálicos<sup>3</sup>.

### **1.2.2 Forma**

A distinção entre a passividade e “actividade” de espigão a quando da sua cimentação é determinada essencialmente pela morfologia da sua superfície. Espigões activos possuem na sua superfície estrias activas que têm a função de se adaptarem à dentina radicular através do movimento de rosca<sup>1, 23</sup>. Este tipo de espigões existe apenas em sistemas metálicos<sup>23</sup>. Esta configuração em rosca, semelhante a um parafuso, permite uma retenção muito superior aos espigões passivos. Poderia-se então considerar este tipo de superfície uma vantagem para a restauração de dentes com terapêutica endodôntica não fossem as tensões mecânicas que as estrias provocam na raiz<sup>1, 21, 23</sup>. Por outro lado, este tipo de espigão não dispensa a utilização de cimento, que nestas situações têm uma função primária de selamento e secundária de retenção. Este tipo de espigões terá indicação, apenas e eventualmente, para raízes muito curtas e robustas, nas quais a área disponível para cimentação adesiva de espigões passivos não garante uma retenção adequada<sup>1, 21</sup>.

No que diz respeito aos espigões passivos, tanto podem ser metálicos como em fibra e resina. Passividade não implica necessariamente uma superfície lisa e polida. Podemos encontrar espigões com superfícies estriadas que favorecem a sua retenção canal e que

mesmo assim são considerados passivos, uma vez que a sua introdução no espaço preparado decorre apenas através da pressão corono-apical feita pelo operador sem necessidade de outro movimento<sup>1, 21, 23</sup>. Outra forma de garantir uma maior retenção através da textura do espigão sem o tornar activo é através do tratamento da superfície criando micro-retenções: condicionamento químico e/ou mecânico<sup>25</sup>. Este ponto será tratado mais adiante.

A geometria dos espigões pode revelar-se muito importante aquando da escolha do tipo de espigão. Existem 3 tipos de configuração: espigões cilíndricos, espigões cónicos e mistos<sup>1, 21, 23</sup>.

Espigões com forma cilíndrica garantem uma melhor retenção que espigões cónicos. Estes por sua vez podem induzir maior quantidade de *stress* mecânico na raiz devido ao efeito de cunha em raízes mais curtas, principalmente se se tratarem de espigões metálicos<sup>16, 23</sup>.

Um aumento da taxa de sucesso com espigões cilíndricos em cerca de 15% pode ser alcançada, mas há que ter em consideração que para a colocação deste tipo de espigões existe uma maior necessidade de remoção de dentina radicular a nível mais apical<sup>1</sup>. O canal radicular após a instrumentação químico-mecânica tem uma configuração cónica. Desta forma, a adaptação de um espigão cónico exige uma menor remoção de dentina, permitindo uma preparação mais conservadora. Com o advento da adesão, sempre que as condições o permitam devemos optar por espigões cónicos. Em situações de raízes muito curtas que suscitem problemas de retenção, poderemos optar por um espigão cilíndrico, sacrificando alguma dentina radicular mas otimizando a estabilidade da reabilitação<sup>1, 23</sup>.

Dos estudos efectuados até ao momento, o desenho do espigão parece não ser, isoladamente, um factor decisivo para o sucesso. Isto porque apesar do efeito de cunha que os espigões cónicos induzem, na presença de um bom efeito de férula cervical não existe tendência para o aparecimento de fracturas radiculares<sup>4</sup>.

### **1.2.3 Dimensões**

A extensão do espigão dentro do canal influencia directamente a sua retenção. Idealmente o seu comprimento deve ocupar 2/3 da raiz suportada por osso alveolar ou, no mínimo, ser igual ao comprimento da coroa clínica. Este aspecto é importante, não só para garantir a retenção do espigão mas para evitar fracturas. A utilização de espigões curtos favorece o aparecimento de forças oblíquas do tipo “cunha” que conduzem a uma fadiga mecânica da raiz e conseqüentemente ao aparecimento de fracturas que inviabilizam uma posterior reabilitação<sup>4</sup>.

Um comprimento adequado do espigão permite uma maior área de distribuição das forças durante os movimentos funcionais, de tal forma, que a regra mencionada anteriormente deve, se possível, ser respeitada. Se por um lado um espigão curto favorece o aparecimento do efeito de cunha, um comprimento exagerado do espigão concentra o *stress* mecânico na região apical, principalmente no caso dos espigões metálicos<sup>4</sup>.

Recentemente, aponta-se para a importância do efeito de férula cervical em relação ao comprimento do espigão e não demonstra existirem diferenças em termos de retenção entre espigões com 5 mm e 8 mm<sup>4</sup>.

Relativamente ao diâmetro do espigão, alguns estudos sugerem que este deve ser sempre o menor possível. Isto significa que o protocolo a seguir deve compreender a remoção da guta-percha, do cimento de obturação e que o alargamento deve ser mínimo, apenas para garantir a perfeita adaptação do espigão. O diâmetro não parece demonstrar uma influência significativa na retenção dos espigões, fortalecendo a ideia que a conservação do tecido dentinário é a abordagem mais correcta. Contudo, no caso de espigões de fibra mais finos usados em dentes sujeitos a cargas oclusais desfavoráveis em intensidade e direcção, poderá ficar em causa a própria integridade estrutural do espigão<sup>4</sup>.

Dos poucos estudos que avaliam a importância do diâmetro, alguns valores podem ser referenciados: é desejável uma espessura mínima de dentina em redor do espigão entre 1-1,5 mm e no que toca ao espigão (metal ou fibra), no mínimo um diâmetro de 1,25 mm (ISO 90)<sup>4</sup>.

Conhecendo os espigões que temos ao nosso dispor para proceder à reabilitação de um dente com terapêutica endodôntica, tendo em conta o material a utilizar e a sua configuração, é preponderante avaliar se está realmente indicada a utilização de um espigão intra-radicular. Para esta decisão é essencial conhecer alguns parâmetros que se passará escrutinar de forma a otimizar o nosso tratamento e garantir o sucesso.

### **1.3 Modificações biomecânicas e compromisso estrutural**

A perda de vitalidade pulpar provoca alterações a nível dentinário não significativas, não existindo alteração das propriedades mecânicas do dente<sup>24</sup>. Por sua vez, o tratamento endodôntico tem influência directa no dente submetido à terapêutica. Esta influência reflecte-se na desidratação e alteração nas ligações cruzadas de colagénio<sup>21</sup>. Durante o tratamento endodôntico são ainda usadas soluções de irrigação com influência directa no conteúdo orgânico e inorgânico, nomeadamente o hipoclorito de sódio e o EDTA. Contudo, a estas alterações não são atribuídas consequências a nível da perda de propriedades biomecânicas capazes de considerar dentes com terapêutica endodôntica mais susceptíveis à fractura por perda de água e/ou alterações a nível dentinário<sup>1</sup>. Apesar disso, clinicamente

é frequente a ocorrência de fracturas de dentes com esta terapêutica, que poderão ser atribuídas, primariamente, à perda de integridade estrutural durante a preparação da cavidade de acesso, remoção de tecido cariado e instrumentação canal<sup>24, 26</sup>.

A preparação de uma cavidade de acesso conservadora (pequena cavidade oclusal) implica uma perda da resistência estrutural em cerca de 5%, enquanto uma cavidade mesio-ocluso-distal (MOD) acarreta uma perda de 63%<sup>4</sup>. O acesso coronário aumenta ainda a deflexão das cúspides<sup>1</sup>. Sabendo que uma lesão extensa de cárie é a maior causa da necessidade de terapêutica endodôntica, pode-se concluir que estamos perante dentes com significativa perda estrutural, o que implica uma resistência diminuída, isto é, mais susceptíveis à fractura durante a função<sup>21</sup>.

Aliado à perda estrutural, a perda de vitalidade implica uma ausência da propriocepção, não existindo assim um mecanismo de *feedback* protector, o que aumenta, também, o risco de fractura<sup>1</sup>.

Dos estudos efectuados de forma a comparar a resistência à fractura de dentes com terapêutica endodôntica reabilitados com espigões, chega-se à conclusão que estes desempenham essencialmente uma função auxiliar à fase protética. Isto é, a sua colocação serve de suporte e retenção à restauração a efectuar, não evidenciando um reforço da estrutura remanescente<sup>1</sup>.

Dada a perda de estrutura que ocorre, deve-se dar especial atenção ao tecido restante. Do tecido presente na altura de iniciar a reabilitação o mais importante é o tecido cervical remanescente que denominamos férula cervical.

### **Efeito de férula cervical**

A férula cervical é considerada um factor de sucesso na reabilitação de dentes com terapêutica endodôntica, uma vez que aumenta a integridade estrutural<sup>24</sup>.

Para que se considere a presença de um efeito de férula, o dente em questão tem de apresentar um colar de dentina sã, de paredes paralelas em torno de toda a estrutura dentária. A altura mínima desejada situa-se entre 1 e 2 mm. A presença deste efeito de férula diminui a ocorrência de fracturas. A combinação de espigões de fibra em presença de um efeito de férula efectivo permite prolongar o sucesso da restauração, e em casos de insucesso obter padrões reparáveis<sup>27</sup>.

Ferrari *et al*, num estudo em que relacionam a restauração de dentes com terapêutica endodôntica com espigões de fibra e diferentes níveis de dentina remanescente (1, 2 e 3 paredes), presença ou ausência completa de efeito de férula cervical, concluem que a diminuição da estrutura dentinária remanescente é proporcional aos fracassos, que vão deste a simples perda de adesão, insucesso endodôntico até à fractura radicular<sup>28</sup>.

Outros autores compararam diferentes tipos de espigões intra-radulares submetidos a forças na presença e ausência de efeito de férula cervical e concluíram que a resistência à fractura é significativamente maior na presença de férula cervical<sup>29-30</sup>.

#### **1.4 Outros factores de decisão**

Para além da estrutura dentária remanescente, existem outros parâmetros que podem estar associado com esta, e que devem ser tidos em consideração de forma a tomar a melhor decisão terapêutica. Um destes factores é o tipo de dente a restaurar, a sua localização na arcada e a sua participação nos movimentos funcionais. A decisão de restaurar um incisivo central superior ou um molar com um espigão suscita algumas diferenças. Um dente molar apresenta uma ampla câmara pulpar suficientemente retentiva, o que em caso de destruição mínima contra-indica a utilização de um espigão uma vez que esta estrutura é suficiente para estabilizar uma restauração. Por outro lado, este dente, localizado na região posterior está sujeito a vectores de forças verticais menos propensos a provocar deflexão cúspidea. Contudo, em situações de perda estrutural muito significativa e caso a câmara pulpar não seja suficiente para reter a restauração, um espigão intra-radicular poderá estar indicado. A sua colocação deve ser precedida de uma análise radiográfica cuidada da anatomia canalar de forma a seleccionar o canal mais amplo e mais rectilíneo, isto para que a abordagem seja a mais conservadora possível. No caso dos incisivos e caninos, estes apresentam câmaras de pequenas dimensões, logo, menos retentivas. Adicionalmente, devido à sua localização na arcada, estes dentes são responsáveis pelos movimentos excêntricos - guia incisiva e guia canina - que implicam forças com vários vectores, horizontais e oblíquos, mais susceptíveis de provocarem deflexão dos dentes em questão. Nestes casos, os espigões intra-radulares, especificamente os de fibra com módulos de elasticidade próximos dos tecidos dentários, podem proporcionar uma ajuda importante no suporte e dissipação dessas forças<sup>1,31</sup>.

Os incisivos inferiores apresentam raízes muito estreitas no sentido mesio-distal, pelo que a preparação do leito para a colocação do espigão deve ser feita com muita precaução, pois nestes casos pode ocorrer facilmente uma remoção excessiva de dentina tornando a raiz muito frágil, ou no pior dos cenários, uma perfuração radicular<sup>1</sup>.

Relativamente aos pré-molares, apresentam câmaras de pequenas dimensões e estão sujeitos a um enorme conjunto de forças - verticais, horizontais e oblíquas. Aliado a isto tem-se a variabilidade anatómica: raízes finas, curvas, cónicas, istmos e inclinações corono-radulares discrepantes. Deste modo, exigem também precauções específicas aquando da abordagem para a reabilitação com espigões<sup>31</sup>.

Um dos aspectos referidos anteriormente, e muito importante, diz respeito à morfologia radicular. Idealmente, o espigão deve ocupar apenas  $\frac{1}{3}$  da largura da raiz e deve estar circundado por um colar de dentina de 1 a 1,3 mm<sup>24</sup>.

Os canais radiculares não apresentam geometrias perfeitas, isto é, nem sempre se apresentam com uma secção circular. Tendo em conta a forma circular dos espigões, clinicamente, deve-se obter uma distribuição não uniforme da película de cimento que pode contribuir para uma distribuição desigual das forças. Para contornar situações destas pode propor-se um protocolo de utilização de espigões acessórios de menores dimensões<sup>32</sup>.

## **1.5 Adesão**

Em certas situações os espigões de fibra foram um importante avanço no que toca à restauração de dentes com terapêutica endodôntica. Este facto deve-se não só ao comportamento mecânico destes, mas à sua capacidade de em combinação com uma cimentação adesiva, formarem com a estrutura dentária remanescente um complexo bastante homogêneo do ponto de vista estrutural e mecânico<sup>33-34</sup>.

Para atingir este patamar um longo caminho foi percorrido. A linha de experimentação e investigação em adesão dentária levada a cabo desde a década de 50 permitiu nos dias de hoje atingir valores de adesão para a dentina próximos da adesão ao esmalte<sup>23</sup>.

A maior razão para a adesão à dentina ser mais complicada de obter de forma previsível relativamente ao esmalte prende-se pela complexa constituição desta. Para além do componente maioritário inorgânico de hidroxiapatite, a dentina é constituída por uma grande percentagem de matéria orgânica (17%), preferencialmente colagénio tipo I e por água. Paralelamente, é um tecido penetrado por uma densa rede de canalículos, designados tubúlos dentinários, onde se localizam os processos odontoblásticos e fluído tubular. Esta rede de pequenos canais torna a dentina um substrato com permeabilidade, que varia de acordo com o diâmetro e comprimento dos túbulos, o gradiente de pressão dentro destes, o tipo de moléculas dissolvidas no fluído tubular e a abertura dos túbulos<sup>23</sup>. Ao longo da própria raiz existem variações na densidade de túbulos, havendo uma diminuição destes de coronal para apical<sup>35-37</sup>.

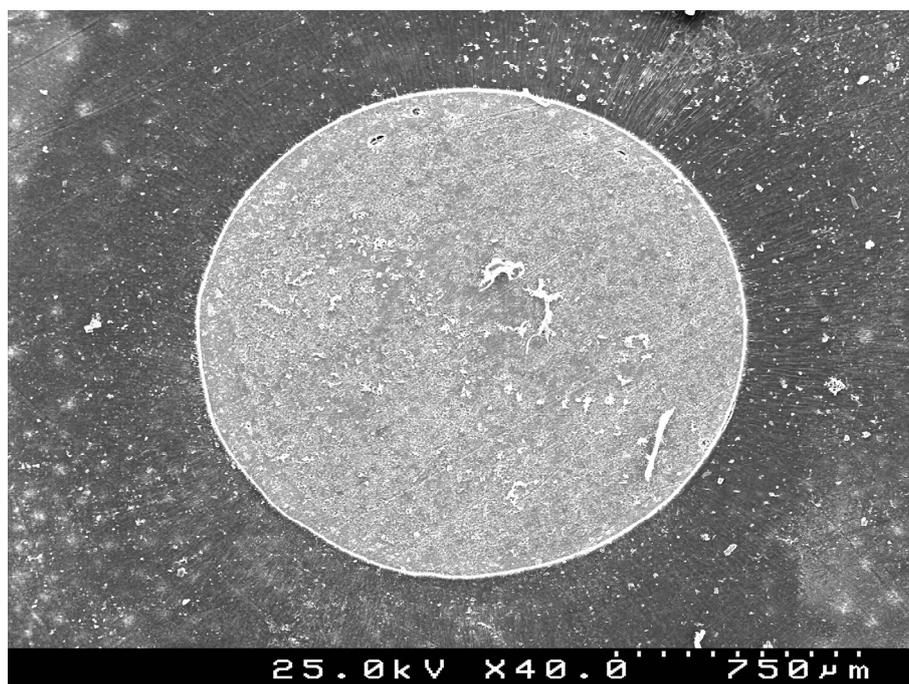
Além da sua complexa constituição, a dentina quando instrumentada forma aquilo a que se chama *smear layer*<sup>23, 38</sup>. Esta estrutura é constituída por resíduos orgânicos e inorgânicos, como hidroxiapatite e colagénio desnaturado e oblitera a entrada dos túbulos dentinários. A *smear layer* é então uma barreira que ao alterar mais uma vez a permeabilidade da dentina, irá influenciar a adesão à mesma, prejudicando-a<sup>23</sup>.

Actualmente, as abordagens preconizadas para adesão à dentina assentam em duas estratégias base: eliminação da *smear layer* ou dissolução parcial da mesma. Na primeira

abordagem, com adesivos *total-etch* ou *etch & rinse*, a dentina é condicionada com ácido, que remove toda a *smear layer*. Na segunda forma de adesão à dentina, com adesivos designados por *self-etch* ou *etch & dry*, a *smear layer* é dissolvida e incorporada no processo de adesão. Ambas as técnicas promovem a formação da camada híbrida que é a região responsável pela adesão. Nesta região onde existiu uma desoclusão dos túbulos dentinários e exposição das fibras de colagénio graças à acção do condicionamento ácido ou monómeros acídicos, as resinas fluidas vão formar retenções micromecânicas – *resin tags*<sup>23</sup>.

O advento da adesão dentária permitiu criar várias estratégias na Medicina Dentária, em várias áreas, uma das quais como já foi referido foi a sua combinação com os espigões intra-radulares de forma a criar um complexo estrutural com a peça dentária suficientemente capaz de resistir às forças intra-orais e garantir o sucesso da terapêutica restauradora de um dente endodonciado<sup>39</sup>.

Esta estrutura que é criada com a cimentação do espigão existe de facto, graças à efectiva adesão que é alcançada<sup>40</sup>. Por um lado garantimos uma óptima estabilidade e retenção do espigão no canal e por outro, o selamento biológico é mantido contribuindo para a manutenção do sucesso endodôntico<sup>41</sup>.



**Fig 3:** Imagem de MEV de um espigão de fibra Tenax® Fiber White (Coltène Whaledent, Alstätten, Suíça) cimentado com ParaCore® (Coltène Whaledent, Alstätten, Suíça). Note-se a perfeita adaptação do espigão e cimento às paredes do canal radicular.

### 1.5.1. Cimentação e forças de adesão

A cimentação adesiva de um espigão depende essencialmente da adesão à dentina e à superfície do mesmo. Como já vimos anteriormente, a adesão à dentina pode ser alcançada através de adesivos do tipo *etch & rinse*, e mais recentemente com os adesivos *self-etch*. Esta evolução tem permitido, não só melhorar os valores de adesão, mas também a simplificação de procedimentos<sup>23</sup>.

Observando histologicamente um canal radicular, constata-se uma redução do número de túbulos dentinários no sentido corono-apical<sup>36, 42</sup>. Condicionando o canal radicular e usando um adesivo *etch & rinse* observa-se uma espessura de camada híbrida superior a nível cervical comparativamente com a região apical<sup>43</sup>. Da mesma forma, os *resin tags* na região apical são também em menor número<sup>44</sup>. Diferentes tipos de adesivos também conduzem a diferentes espessuras da camada híbrida. Os adesivos *self-etch* promovem a formação de uma zona híbrida mais fina, dependendo do pH<sup>43</sup>.

Tendo em conta os adesivos que dispomos, o cimento resinoso a utilizar deverá ser seleccionado de acordo com este. Desta forma temos cimentos para usar com os adesivos *etch & rinse* e cimentos para adesivos *self-etch*<sup>41</sup>.

Dadas as limitações anatómicas, adesivos autopolimerizáveis ou de dupla polimerização são preferíveis aos adesivos de polimerização meramente foto-activada. A penetração da luz no canal radicular é difícil, reduzida e tende a diminuir no sentido corono-apical<sup>41</sup>.

Relativamente à escolha do cimento a utilizar, é válido o mesmo raciocínio. Com cimentos foto-polimerizáveis corre-se o risco de uma conversão deficiente dos monómeros, o que para além de prejudicar as forças de adesão, podem infiltrar para a região periapical e originar reacções inflamatórias, pelo que a utilização de cimentos de dupla ou de polimerização química é então preferível. Pelo facto destes cimentos apresentarem uma taxa de conversão mais lenta, a contracção de polimerização também é inferior o que permite obter interfaces adesivas mais estáveis e duradouras, numa cavidade com um factor cavitário muitíssimo desfavorável<sup>41</sup>.

No que concerne às forças de adesão propriamente ditas, a literatura revela uma heterogeneidade de resultados, alguns até bastante contraditórios. Uma das razões apontadas para esta variedade de resultados prende-se com as diferentes metodologias utilizadas para avaliar a competência da interface adesiva aliada a uma complexidade própria da região submetida ao estudo – o canal radicular<sup>41, 45</sup>.

As interfaces adesivas são tradicionalmente avaliadas por testes mecânicos complementados com métodos de análise por microscopia. Carvalho *et al*, compararam diferentes cimentos e sistemas adesivos concluindo que a combinação de um cimento resinoso com um sistema adesivo é eficaz e que a interface adesiva absorve o *stress*

resultante da contracção de polimerização apesar do factor cavitário ser extremamente desfavorável<sup>46</sup>. Contudo, em outros dois estudos as interfaces adesivas foram consideradas como homogéneas, mas com presença de fendas e fissuras, principalmente na região apical e média<sup>47-48</sup>.

Recentemente foram lançados no mercado os cimentos auto-adesivos como forma de simplificar os procedimentos adesivos, não necessitando de pré-tratamento da dentina, ou seja, dispensando a utilização do condicionamento dentinário como um passo prévio separado. a aplicação de adesivo dentinário. Esta suposta simplificação de passos, diminui a sensibilidade da técnica. Um dos cimentos auto-adesivos mais estudado tem sido o RelyX Unicem (3M ESPE, St Paul, MN, USA) com resultados são algo contraditórios e limitados essencialmente a testes *in vitro*. Uma conclusão mais ou menos transversal aos estudos é que este tipo de tecnologia não produz a formação de uma zona híbrida e *resin tags*. A sua interacção com a *smear layer* é reduzida e, como tal, a interface adesiva é diferente dos cimentos de resina que dependem da utilização de um sistema adesivo com condicionamento dentinário prévio, necessitando de mais estudos para confirmar a sua utilidade clínica na cimentação de espigões intra-radulares.<sup>41</sup>

Apesar do processo de adesão ter sofrido uma evolução significativa e estar bem descrito, no que toca à sua aplicação à restauração de dentes endodunciados, algumas dúvidas têm sido colocadas. As questões relacionam-se essencialmente com o acesso adequado à superfície do canal, por não existir um controlo visual, pela possibilidade de acumulação de detritos da preparação canal, com a variação da densidade dos túbulos dentinários ao longo da raiz, com o factor-C (*ratio* entre área adesiva da cavidade e a área não adesiva) muito elevado e desfavorável ou até com a incompleta polimerização do cimento de resina dada a incapacidade de penetração da luz<sup>49-52</sup>.

Na verdade, a hibridização da dentina radicular pode ser efectiva, mas segundo Pirani *et al*, graças aos factores mencionados anteriormente, as superfícies adesivas apresentam falhas que podem comprometer o desempenho clínico da cimentação adesiva de espigões<sup>53</sup>.

Por estes motivos, alguns estudos apontam que os resultados prometedores podem ser resultado, pelo menos em parte, da fricção do espigão com as paredes do canal<sup>54</sup>.

Apesar disto, Naumann *et al* no seu estudo não põe em causa da cimentação adesiva dado que a cimentação não adesiva recorrendo ao cimento de fosfato de zinco demonstra um comportamento mecânico inferior aos cimentos de resina que graças ao seu módulo de elasticidade favorecem também eles a formação do monobloco com o espigão e dentina<sup>55</sup>.

Tendo em conta a microinfiltração, a cimentação adesiva também pode constituir uma vantagem, criando mais um argumento a favor da utilização de cimentos de resina

associados a um sistema adesivo para obter o sucesso a longo prazo na reabilitação de dentes com terapêutica endodôntica recorrendo a espigões de fibra.<sup>11, 56</sup>

A cimentação adesiva pode sofrer a influência do tipo de cimento endodôntico utilizado, nomeadamente aqueles que possuem eugenol na sua composição<sup>40, 57-60</sup>. Teixeira *et al*, num estudo *in vitro* compararam as forças adesivas de um espigão e cimento em diferentes grupos obturados com cimentos com e sem eugenol. Concluíram que, mesmo com a cimentação do espigão 7 dias após a obturação canal, os valores de adesão são significativamente mais baixos para o grupo que utiliza um cimento endodôntico contendo óxido de zinco eugenol<sup>57</sup>. Este resultado é reforçado pelo estudo de Vano *et al*<sup>58-59</sup>.

Nos últimos anos novos procedimentos endodônticos foram sendo introduzidos, tais como a utilização do LASER e o do ozono<sup>61</sup>. Como tal, a sua influência sobre as forças de adesão dos espigões intra-radulares também é motivo de preocupação<sup>61</sup>. Bitter *et al*, utilizando vários tipos de cimentos para a colocação de espigões após os tratamentos caninares referidos, inferem que ambos influenciam os valores de adesão, mas os resultados são algo controversos pois variam em sentidos opostos em função do tipo de cimento usado<sup>61</sup>.

### **1.5.2. Tratamento da superfície**

Apesar de toda a evolução em torno da adesão aos tecidos dentários, na reabilitação de dentes com terapêutica endodôntica a principal falha encontrada ainda é a perda de adesão, principalmente ao nível interface espigão/cimento. O sucesso deste tipo de reabilitações depende sempre das interfaces que a compõem dentina/adesivo/cimento/espigão. Dado que a adesão dos cimentos/adesivos à dentina atinge valores clinicamente aceitáveis, o elo mais fraco neste complexo parece ser a adesão entre o espigão e o cimento<sup>25, 62</sup>.

Por este motivo, foram propostos vários tratamentos da superfície dos espigões com o objectivo de a tornar mais reactiva e susceptível à adesão com o cimento. As técnicas descritas compreendem desde a simples limpeza, passando pelo condicionamento e abrasão mecânica ou mesmo pelo tratamento químico da superfície<sup>25, 62-65</sup>.

Estas técnicas têm sido sujeitas a vários estudos de forma a averiguar a sua eficácia e eventual utilidade clínica. Em termos de limpeza de superfície estão referenciados dois produtos, etanol e clorofórmio, que removem contaminantes e detritos da superfície do espigão. O primeiro, de utilização comum permite uma limpeza efectiva e rápida da superfície e é facilmente removido através do jacto de ar. A sua utilização não torna técnica mais complexa e não afecta os valores de adesão<sup>66</sup>. Já o clorofórmio, tratando-se de um solvente orgânico de elevada potência, para além da simples limpeza da superfície, pode interagir com as matrizes de resina, promovendo uma expansão da rede polimérica que

pode facilitar a penetração dos monómeros adesivos no espigão. A sua acção parece ter efeitos benéficos nos valores de adesão, não prejudicando as propriedades físicas do espigão. Apesar disso, a sua utilização não é uma prática comum<sup>66</sup>.

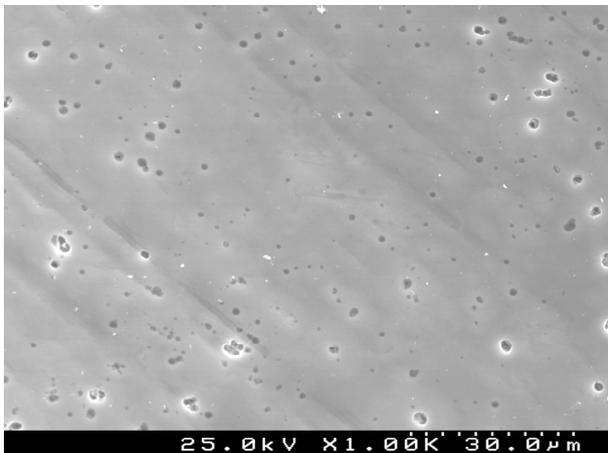
O condicionamento químico da superfície – *etching*, pressupõe a utilização de uma solução que induz uma dissolução da matriz de resina, expondo o conteúdo de fibras. Desta forma, a incompatibilidade de química é reduzida e é criada uma rugosidade da superfície que aumenta a área de contacto<sup>67</sup>.

O condicionamento das superfícies que é utilizado na adesão aos tecidos dentários e no tratamento de restaurações cerâmicas, pode também ser adaptado para os espigões de fibra. Para este efeito foram propostas várias soluções, como o permanganato de potássio, peróxido de hidrogénio, etóxido de sódio e ácido hidrófluídrico com diferentes tempos de actuação. Contudo, os protocolos de aplicação destes produtos ainda não estão bem definidos na literatura<sup>25, 63-64</sup>.

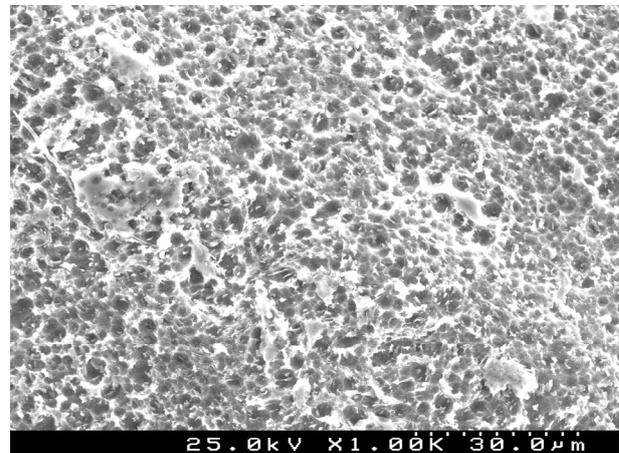
O ácido hidrófluídrico por estar mais difundido dada a sua utilização no âmbito da Prótese Fixa tem sido alvo de mais estudos e será abordado na discussão deste trabalho<sup>25</sup>.

O permanganato de potássio é utilizado na indústria com a mesma finalidade que se pretende nos espigões de fibra, isto é, para dissolução parcial da matriz de resina. Este composto actua por oxidação e os estudos têm sugerido resultados interessantes<sup>67</sup>.

Outro tipo de condicionamento proposto, que parece ser mais seguro, é a utilização



**Fig 4:** Imagem de MEV da superfície de um espigão de titânio Unimetric® (Dentsply Maillefer, Tulsa, OK).



**Fig 5:** Imagem de MEV da superfície de um espigão de titânio Unimetric® (Dentsply Maillefer, Tulsa, OK) após condicionamento da mesma com ácido hidrófluídrico.

de peróxido de hidrogénio a 10%. Tratando-se de um composto com outras aplicações clínicas poderá constituir uma boa alternativa, mas apresenta a desvantagem de necessitar de um tempo de aplicação de 20 minutos<sup>67</sup>.

A utilização do *sandblasting* também foi proposta como forma de condicionamento mecânico das superfícies dos espigões de fibra. Este método consiste na aplicação de um

jacto de partículas de óxido de alumínio de um determinado diâmetro, a uma distância e pressão predefinida, e que abordaremos mais detalhadamente na discussão deste trabalho<sup>25, 63, 65, 68</sup>.

O designado tratamento químico da superfície dos espigões, como o nome indica, tem como principal objectivo o de aumentar a afinidade química entre os componentes que vão constituir a interface adesiva cimento/espigão. Este método assenta na utilização de um silano, mas a sua aplicação em espigões de fibra é algo controversa com resultados discrepantes na literatura<sup>63, 67, 69-72</sup>.

O silano, ao ser aplicado na superfície de um espigão aumenta a sua molhabilidade com a formação de grupos silanol, muito reactivos. Desta forma pode ocorrer a ligação destes grupos com o silicato dos espigões de fibra e uma polimerização com os grupos metacrilato da resina adesiva. Já que o silicato está presente nas fibras do espigão e a sua exposição superficial é mínima, esta adesão química crê-se diminuta e bastante sensível, o que pode justificar alguns resultados menos positivos obtidos nos estudos<sup>63, 67, 69-70</sup>.

## **1.6 Radiopacidade e transmissão de luz**

Uma das questões já levantadas anteriormente foi a necessidade, que ocorre com alguma frequência, de proceder ao retratamento não-cirúrgico de dentes previamente tratados com ou sem reabilitação com espigão<sup>73</sup>.

Um dos mais importantes critérios para avaliar uma terapêutica restauradora passa por uma radiografia intra-oral, o que implica uma radiopacidade tal que permita a identificação dos materiais de forma a verificar a sua viabilidade, integridade e adaptação<sup>74</sup>. Relativamente à terapêutica com espigões, aquando do início do retratamento endodôntico, a sua não identificação pode conduzir a diagnósticos e abordagens incorrectas<sup>74</sup>.

Alguns espigões de fibra comercializados, em especial os de quatrzo e vidro, apresentam uma radiodensidade que os tornam quase imperceptíveis em radiografias intra-orais, e apenas se consegue observar a fina película de cimento de resina em torno do espigão, o que demonstra ser insuficiente para identificar pois trata-se de uma visualização indirecta, que as marcas comerciais designam por “radiovisibilidade”<sup>74</sup>.

Em 2002, um estudo comparativo de vários tipos de espigões, incluindo um espigão de titânio e vários de fibras (vidro, quartzo) concluem que a radiopacidade de alguns espigões não é a ideal para se realizar uma clara e precisa identificação dos mesmos<sup>74</sup>.

Os espigões de titânio possuem uma radiodensidade semelhante à guta-percha o que pode levar à ocorrência de algum tipo de erro na abordagem de dentes reabilitados com este tipo de espigão<sup>74</sup>.

Quando falamos em reabilitação com espigões de fibra também podemos ter em consideração a sua capacidade de transmissão de luz uma vez que a sua retenção intracanal vai depender da taxa de conversão do cimento de resina<sup>75</sup>.

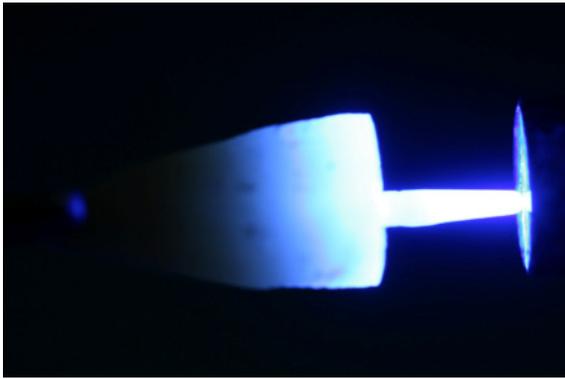
Actualmente a cimentação de espigões pode ser feita através da utilização de cimentos de resina que podem ser foto-polimerizáveis, auto-polimerizáveis ou de dupla-polimerização. Ora, se por um lado a região apical dos canais apresenta menor densidade de túbulos<sup>76</sup>, também é a região onde a luz atinge menor intensidade, o que poderá estar relacionado com a obtenção de valores de adesão mais baixos<sup>75</sup>. Desta forma, cimentos de polimerização foto-activada devem ser evitados. Uma forma de contornar esta situação é a utilização de cimentos dual, com polimerização química e foto-activada e a utilização de espigões que permitam a passagem da luz<sup>75-77</sup>.

Para além do problema da adesão, os investigadores dão ênfase também ao problema biológico<sup>75</sup>. Se não ocorrer uma completa polimerização, os monómeros livres do cimento de resina e do adesivo podem infiltrar até ao apex, e já nos tecidos periapicais desencadear uma reacção inflamatória<sup>75</sup>.

Se por um lado o comprimento da raiz parece influenciar bastante a penetração da luz, já a sua transmissão através do espigão depende da sua geometria, diâmetro e composição (quantidade e tipo de fibras, a sua distribuição e tipo de matriz)<sup>75-76</sup>. Estes factores vão influenciar a quantidade de luz que é transmitida, reflectida, refractada e absorvida<sup>75-76</sup>.

Comparando espigões de fibra de carbono com fibra de vidro, os primeiros apresentam valores mais baixos de transmissão de luz, logo um grau de conversão menor do cimento de resina e por isso valores de adesão eventualmente mais baixos<sup>75</sup>.

Alguns estudos demonstram que a luz que atinge o canal sofre uma diminuição ao longo do comprimento da raiz, sendo a zona apical a menos alcançada<sup>75, 77</sup>. Devido à orientação unidireccional das fibras, a luz é transmitida paralelamente ao eixo do espigão, implicando que a ponta do espigão tenha elevados valores de transmissão de luz (fig 6), o que não pode ser considerada uma vantagem pois o que se pretende é uma distribuição radial da luz de forma a atingir todo o cimento que envolve o espigão. Desta forma, a luz que é refractada assume uma enorme importância, porque é esta que vai ser responsável pela eventual polimerização do cimento de resina<sup>75-76</sup>.



**Fig 6:** Fotopolimerização durante a preparação de uma amostra do estudo *in vitro*. Note-se a transmissão de luz que diminui no sentido corono-apical, sendo visível a região apical a transmissão unidireccional.

Um estudo de 2009 comparou a transmissão de luz de vários tipos de espigões intra-radulares avaliando várias características, nomeadamente a existência de fendas nas interfaces adesivas: cimento-dentina e cimento-espigão<sup>77</sup>. A existência de falhas em ambas as interfaces adesivas parece estar directamente relacionada com a transmissão de luz, fruto de uma incompleta polimerização do cimento<sup>77</sup>. O módulo de elasticidade e a dureza da película de cimento em todas as situações registou diminuições ao longo do comprimento da raiz independentemente da capacidade de transmissão de luz, embora os espigões com maior capacidade tenham apresentado valores superiores<sup>77</sup>. Desta forma, os autores do estudo sublinham a necessidade de utilização de cimentos tipo *dual*, contra-indicando cimentos foto-activados, optando preferencialmente por espigões que permitam a passagem de luz<sup>75, 77-78</sup>.

### 1.7 Comportamento mecânico

Como já referido anteriormente, a perda de vitalidade de um dente não provoca alterações significativas que, por si só, possam por em causa o comportamento mecânico e a resistência à fractura de um dente<sup>1, 4, 24</sup>.

Por sua vez, a terapêutica endodôntica, através da utilização de soluções de irrigação, medicação intra-canal, bem como da instrumentação, também não parece provocar alterações que coloquem significativamente em causa o comportamento biomecânico dos dentes<sup>1, 4, 24</sup>.

O facto de ocorrerem com frequência fracturas de dentes com terapêutica endodôntica é apontado como consequência de um compromisso estrutural, que como já vimos é frequente e bastante significativo<sup>79</sup>.

Nos seus primórdios, os espigões intra-radulares eram usados porque se acreditava no seu efeito de reforço da estrutura radicular<sup>21, 27</sup>. Actualmente, acredita-se que a sua principal função é oferecer capacidade retentiva à restauração coronária<sup>80</sup>. Contudo, é legítimo especular sobre esta questão pois com a introdução dos espigões de fibra, aliados ao advento da adesão dentária, os padrões de factura dos dentes endodoncados mudou consideravelmente<sup>17</sup>.

Estudos recentes revelaram que a distribuição das forças ao longo do eixo da raiz são distribuídas de forma homogénea quando utilizados espigões de fibra<sup>20, 81</sup>, ao contrário do que acontece para os espigões metálicos que concentram a força, conduzindo a padrões de fractura catastróficos como relatado por Yamamoto *et al* através de uma análise fotoelástica<sup>82</sup>.

Um estudo clínico randomizado levado a cabo por Mannocci *et al* concluiu que a restauração de pré-molares com um espigão de fibra e resina composta diminuía a incidência de fracturas verticais da raiz comparativamente com restaurações a amálgama<sup>83</sup>.

Num estudo *in vitro*, Hajizadeh *et al* com termociclagem, carga cíclica e carga estática, não se verificaram diferenças estatísticas entre pré-molares restaurados com espigão de fibra e restauração directa comparativamente com o grupo controlo (sem tratamento endodôntico, nem cavidade de acesso)<sup>80</sup>. As fracturas obtidas foram todas classificadas como “restauráveis”<sup>80</sup>. De um modo geral, o padrão de fractura situa-se maioritariamente nas regiões cervicais e nas interfaces adesivas, tornando-o um insucesso relativo já que permite, geralmente, uma restauração reparadora<sup>18, 20, 81, 84</sup>.

A utilização de espigões de fibra pode não devolver ao dente a resistência à fractura que dispunha antes de sofrer o compromisso estrutural, mas parece reduzir o risco de fractura vertical da raiz, se bem que esta redução está sempre dependente da quantidade de dentina remanescente<sup>79, 85-86</sup>.

Numa análise de elementos finitos efectuada por Pegoretti *et al*, os espigões de fibra demonstraram uma concentração de *stress* maior na zona cervical e uma distribuição homogénea nas restantes regiões radulares de forma semelhante ao que ocorre nos dentes naturais<sup>20</sup>. Resultados idênticos foram obtidos por Silva *et al* também através do método da análise de elementos finitos<sup>81</sup>.

## **1.8 Remoção**

A colocação de um espigão intra-radicular num dente com terapêutica endodôntica, tem não só uma função estrutural, mas também uma função biológica, na medida que estes dentes apresentam o canal obliterado com material de obturação canal, e aquando da preparação para a colocação do espigão, este material é parcialmente removido. Como tal, a cimentação, deve devolver o selamento biológico ao canal preparado<sup>1, 12</sup>.

Mesmo quando são utilizados espigões activos, rosqueados no canal por meio de estrias, a utilização de cimento não é dispensada. O cimento vai proporcionar uma retenção adicional, mas a sua principal função é garantir um selamento hermético do canal e impedir a microinfiltração<sup>25</sup>.

Podemos então afirmar que a função da cimentação é manter o espigão estável, adaptado às paredes do canal, constituindo com estas um componente único capaz de

distribuir o *stress* homogeneamente por toda a raiz<sup>82</sup> e ao mesmo tempo impedir a infiltração bacteriana no sentido corono-apical<sup>1</sup>.

Quando este pressuposto é garantido, o espigão intra-radicular torna-se uma estrutura de difícil remoção<sup>87</sup>.

O retratamento não-cirúrgico é sempre a primeira opção quando a terapêutica endodôntica falha. Neste sentido, a existência de um espigão intra-radicular é um obstáculo que tem de ser ultrapassado através da sua remoção para que haja um acesso à região apical e o re-tratamento seja exequível<sup>73</sup>.

Para a remoção de um espigão existem sistemas próprios dos fabricantes, por um lado, e por outro a utilização de brocas diamantadas e pontos ultrassônicas<sup>87-88</sup>. Em ambos os casos, pode ocorrer remoção excessiva de dentina radicular, transmissão de forças excessivas à raiz com possibilidade de ocorrência de fracturas e ainda o risco de perfuração<sup>73, 87-89</sup>.

Uma das questões que se levanta com a crescente utilização dos espigões de fibra, é se a sua eventual remoção constitui uma vantagem da sua utilização clínica<sup>73, 87-89</sup>.

Com os avanços na tecnologia de cimentação adesiva, esta dúvida é crescente, já que à facilidade de remoção contrapõe-se o objectivo de uma força de adesão que permita uma retenção duradoura<sup>87</sup>. Estudos recentes sugerem uma remoção simplificada quando comparados espigões de fibra e espigões metálicos, referindo que a principal dificuldade encontrada é a quantidade de cimento e a porção periférica do espigão que fica fortemente aderida às paredes do canal<sup>73, 87</sup>.

Num estudo de 2005 em que se comparou 3 tipos de espigões de fibra e um tipo de espigão de titânio utilizando 2 métodos diferentes: *kits* próprios de remoção e brocas associadas a pontas de ultra-sons, chegou-se à conclusão que todas as situações resultavam num ligeiro aumento do diâmetro do canal, ou seja, existiu sempre uma remoção excessiva de dentina sã. Os espigões de fibra demonstraram ser de remoção mais fácil, quer por um método, quer por outro, sem que ocorra sobreaquecimento durante o procedimento o que não se verifica na remoção de espigões metálicos, na qual é importante uma refrigeração adequada<sup>87</sup>.

No que toca à eficácia de remoção, a utilização de *kits* específicos para a remoção demonstra, para os espigões de fibra, maior precisão, enquanto que para os espigões metálicos, a utilização de brocas e ultra-sons mostra mais eficácia. Após a remoção dos espigões de fibra, pode observar-se nas paredes do canal restos de cimento e algumas fibras, que podem ser eliminadas com a ponta ultra-sónica<sup>87, 89</sup>.

Em 2006, um estudo comparativo entre espigões de fibra de vidro e metálicos com diferentes comprimentos concluiu que a remoção de ambos é semelhante. Este estudo afirma que a remoção dos espigões é feita essencialmente à custa de uma falha na interface adesivo dentina-cimento<sup>89</sup>.

## **2.Trabalho de investigação**

---

## 2.1 Introdução

A adesão dentária descoberta em 1955 por Buonocore e a introdução, na década de 90, dos espigões de fibra abriu um novo campo de pesquisa no campo da Dentistaria Operatória. Dos inúmeros trabalhos efectuados versando a interface adesiva dos espigões intra-radiculares de fibra e a dentina radicular, apesar de algumas conclusões emergentes, alguns aspectos continuam envoltos em alguma controvérsia ou desconhecimento. A hibridização efectiva da dentina radicular é um dos temas mais questionado pois alguns estudos revelam esta capacidade, mas a sua homogeneidade nem sempre é observada ao longo da toda a interface<sup>90</sup>, o que leva alguns autores a considerarem que o principal factor de retenção dos espigões intra-radiculares cimentados adesivamente pode ser a fricção e atrito com as paredes do canal<sup>24</sup>.

As questões levantadas em torno da adesão à dentina radicular prendem-se com um conjunto de factores: configuração da cavidade desfavorável (factor-C)<sup>52</sup>, incapacidade de penetração adequada da luz, influência das soluções de irrigação e materiais de obturação, quantidade e características da *smear layer*, a heterogeneidade da densidade e orientação dos túbulos dentinários ao longo da raiz e a reduzida acessibilidade ao canal de forma a manipular os materiais nas melhores condições<sup>24</sup>.

Por estes motivos, apesar da incidência de fracturas catastróficas da raiz ter diminuído com a utilização dos espigões de fibra, a sensibilidade técnica inerente a estes procedimentos executados em condições clínicas de rotina pode ser responsável por alguns insucessos, sendo os mais frequentes as descimentações do espigão ou do núcleo, o aparecimento de patologia endodôntica e fracturas<sup>3</sup>.

Como forma de contornar algumas falhas que ocorrem nas reabilitações com espigões de fibra, diferentes técnicas são propostas para potenciar a cimentação adesiva. Para além da selecção adequada do adesivo e cimento, de preferência, auto ou “duplamente” fotopolimerizáveis, menos dependentes da luz e de conversão mais lenta, originando menos *stress* de contracção, podem-se efectuar diferentes tipos de tratamento da superfície do espigão de forma a potenciar a adesão química e micromecânica. Dentro destas técnicas podem-se destacar a limpeza da superfície, o condicionamento ácido, o jactamento e a activação química<sup>41</sup>.

A metodologia para avaliar a eficácia da interface adesiva, recai fundamentalmente em testes de força de tensão e testes do tipo *pull-out* e *push-out*, complementados por uma análise qualitativa da interface adesiva, nomeadamente da zona híbrida, microscopia electrónica<sup>45</sup>.

Este trabalho experimental *in vitro*, teve como objectivos:

- Avaliar as interfaces adesivas entre um espigão de fibra de vidro e a dentina, obtidas com um sistema de cimentação adesiva;

- Avaliar o efeito de diferentes tratamentos de superfície nas forças de adesão;
- Estudar a variação regional das forças de adesão em diferentes níveis da dentina radicular.

## 2.2 Materiais e métodos

### Materiais estudados

Os espigões seleccionados para este estudo foram o modelo Tenax® Fiber White 1,5 mm (Colténe Whaledent, Alstätten, Suíça). Este tipo de espigão de fibra de vidro tem uma configuração superficial lisa, sem estrias e geometria mista. Para a cimentação adesiva dos espigões foi utilizado o cimento ParaCore® (Colténe Whaledent, Alstätten, Suíça) e o sistema adesivo ParaBond® (Colténe Whaledent, Alstätten, Suíça) (tabelas 1 e 2).

Tabelas 1 e 2: Materiais estudados (Fonte: ficha técnica do fabricante)

Nome	Fabricante	Lote	Validade	Composição
ParaPost ParaCore®	Colténe Whaledent	02068849	2012-01	Metacrilatos Fluoreto Vidro de bário Ácido silícico amorfo
ParaBond®	Colténe Whaledent	02068849	2010-01	<i>Non-Rinse</i> Água Ácido
				<i>Conditioner</i> Acrilamidosulfónico Metacrilato
				<i>Adhesive A</i> Metacrilatos Ácido Maleico Peróxido de Benzoil
				<i>Adhesive B</i> Etanol Água Iniciadores
Tenax® Fiber White	Colténe Whaledent	MT – 111628	---	Fibra de vidro 42% Matriz resina 29% Conteúdo inorgânico 29%

Nome	Propriedades
Tenax® Fiber White	Resistência à tensão 1200 MPa Resistência à fractura (média) 71.99 Kg Resistência à flexão 990 MPa Módulo de elasticidade 29.2 GPa Resistência à compressão 340 MPa



Fig 7: Material estudado: ParaPost ParaCore®, ParaBond® Adhesive A, B e Non-Rinse Conditioner e o espigão Tenax® Fiber White.

## **Seleção e preparação das amostras**

Quarenta dentes extraídos, por motivos ortodônticos e periodontais, foram armazenados em água à temperatura ambiente e divididos de forma aleatória em quatro grupos (n=10). Todos os dentes foram de seguida submetidos a um tratamento endodôntico que compreendeu: abertura da cavidade de acesso com broca esférica diamantada e Endo-Z (Dentsply Maillefer, Tulsa, OK); cateterismo do canal e obtenção da odontometria de trabalho com uma lima K15 (Dentsply Maillefer); irrigação com NaOCl a 2,5% e preparo mecânico do canal executado com um sistema de instrumentação mecanizada (ProTaper® F1, F2, F3, Dentsply Maillefer); entre cada lima foi feita uma irrigação com 2 mL de NaOCl a 2,5%; após a instrumentação o canal foi seco com cones de papel (Dentsply Maillefer), desidratado com álcool etílico a 70% e novamente seco com pontas de papel absorventes; a obturação foi efectuada com cimento de obturação AH 26® (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) e cone único (F3 ProTaper®, Dentsply Maillefer); o cone foi cortado ao nível da junção amelo-cementária com um gotejador aquecido e efectuada uma condensação vertical.

De seguida a porção coronária dos dentes foi seccionada e eliminada recorrendo a uma unidade de corte por ponto de contacto (Exakt Band System 300 CL/CP, Hamburgo, Alemanha).

Como a geometria dos espigões estudados é cilíndrica na porção cervical e média terminando de forma cónica numa região mais apical, de forma a simplificar e uniformizar a determinação das forças de adesão foi decidido efectuar a cimentação do espigão de forma invertida, ou seja, usando apenas a porção cilíndrica. Isto possibilita a obtenção de uma área de secção constante ao longo de toda a raiz, permitindo comparar os valores de adesão de forma regional, reduzir as variações no efeito do atrito e na determinação da área de adesão. Por este motivo a preparação do canal para a colocação foi feita através da seguinte sequência: remoção da guta-percha com sequência de brocas de Peeso 1 e 2 (Dentsply, Maillefer) a 9 mm, sequência de brocas do *kit* Tenax® (Colténe Whaledent, Altstätten, Suíça) 1.1 mm, 1.3 mm e 1.5 mm. Para finalizar a preparação canal, visto as brocas do *kit* Tenax® serem cónicas, foi utilizada a bronca 1.5 mm do *kit* Fiber Lux® (Colténe Whaledent) para dar a configuração cilíndrica e o diâmetro correspondente. No final de cada preparação a adaptação do espigão foi verificada recorrendo a um espigão de prova.

Todos os espigões utilizados foram colocados em álcool etílico a 70% durante 60 segundos e de seguida secos ao ar antes da cimentação ou de qualquer tratamento para garantir uma limpeza da superfície.

Grupo 1

O canal foi irrigado com 2 mL de NaOCl durante 30 segundos (fig. 8) e seco com cones de papel absorventes (fig. 9). O condicionamento dentinário foi efectuado com uma aplicação activa durante 30 segundos do ParaBond® Non-Rinse Conditioner (Coltène Whaledent, Altstätten, Suíça) usando um aplicador fino (fig. 10). Após o tempo de aplicação o excesso foi eliminado com pontas de papel absorvente e jacto de ar aplicado durante 2 segundos (fig. 11). De seguida foi aplicado o ParaBond® Primer A e Primer B (Coltène Whaledent), previamente misturados, de forma activa durante 30 segundos (fig. 12). Após o tempo de aplicação o excesso foi eliminado com pontas de papel absorventes e jacto de ar aplicado durante 2 segundos. O cimento de resina ParaCore® (Coltène Whaledent) foi aplicado directamente no canal com uma ponta fina de apical para coronal e o espigão introduzido até ao comprimento pretendido de 9 mm (fig. 13). Após a cimentação do espigão, aguardou-se 2 minutos enquanto decorria a fase inicial de polimerização química do cimento efectuando-se de seguida uma fotopolimerização durante 30 segundos (Bluephase®, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (fig. 14).

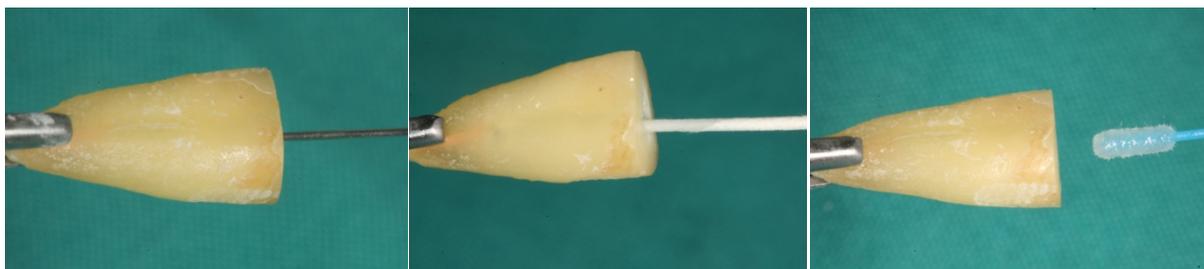


Fig. 8

Fig. 9

Fig. 10



Fig. 11

Fig. 12

Fig. 13

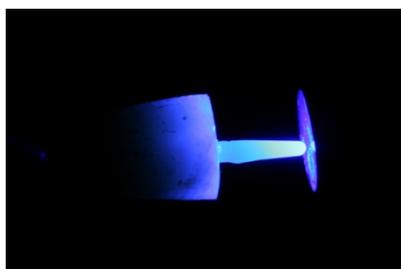


Fig. 14

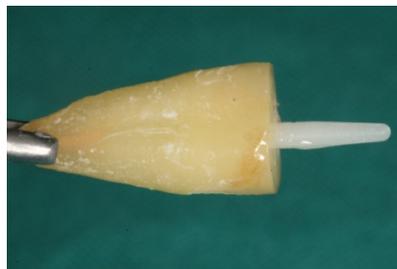


Fig. 15: Final da cimentação e polimerização

### Grupo 2

O canal foi irrigado com 2 mL de NaOCl durante 30 segundos e seco com cones de papel absorventes. Neste grupo o condicionamento da dentina foi efectuado por ácido ortofosfórico a 34% (Dentsply Caulk, EUA) colocado no canal durante 15 segundos (fig. 16) e de seguida lavado internamente com água aplicada com uma serina de irrigação e com jacto de ar e água. O excesso de água no canal foi eliminado com cones de papel absorventes e seringa de ar. De seguida procedeu-se à aplicação do ParaBond® Primer A e Primer B (Coltène Whaledent) e à cimentação do espigão de forma análoga ao grupo 1.

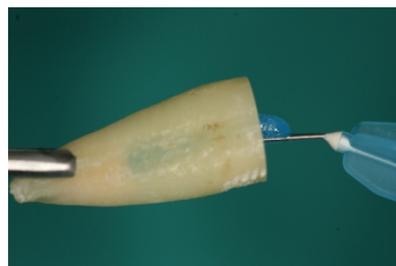


Fig. 16

### Grupo 3

Neste grupo a metodologia seguida foi exactamente igual ao grupo com 1, apenas com uma diferença no tratamento de superfície do espigão. Após a limpeza com álcool etílico a 70%, os espigões foram submetidos a um condicionamento mecânico da sua superfície através da aplicação de um jacto de partículas de óxido de alumínio 50µm (Dento-Prep™, RØnwig, Daugaard, Dinamarca) colocado a uma distância de 1 cm (fig. 17), 2 segundos por “quadrante”. De seguida os espigões foram limpos usando uma seringa de ar seco e isento de óleo.



Fig. 17

### Grupo 4

Neste grupo a metodologia seguida foi exactamente igual ao grupo com 1, apenas com uma diferença no tratamento de superfície do espigão. Após a limpeza com álcool etílico a 70% os espigões foram submetidos a um condicionamento químico com ácido hidrófluídrico 9,6% durante 60 segundos (Pulpdent® Porcelain Prep Kit, MA, EUA) (fig. 18), lavados de forma abundante com água destilada para remover quaisquer vestígios de ácido e secos usando uma seringa de ar seco e isento de óleo.



Fig. 18

Terminada a fase de cimentação dos espigões, as amostras foram armazenadas em água e posteriormente incluídas parcialmente em Orthocryl® Rapid (Dentaurum, Alemanha) de modo a garantir uma orientação do espigão paralela ao longo eixo do suporte de inclusão (fig. 19). De seguida as amostras foram seccionadas perpendicularmente ao longo eixo do espigão, numa unidade de corte de precisão (Exakt Band System 300 CL/CP, Hamburgo, Alemanha) (fig. 20). Nesta fase, foi efectuado um primeiro corte de calibração na parte mais coronal da amostra, seguido de três cortes sequenciais em direcção apical com uma progressão de 2 mm. Dada a perda de material associada ao processo de corte, cada disco ficou com uma espessura de 1,7 mm, confirmado por um micrómetro digital (Mitutoyo 2093, Digimatic Micrometer, Japão). Os três cortes de cada amostra foram identificados com um código de cores, verde, azul e vermelho, respectivamente para o corte coronal, médio e cervical e armazenados em água destilada à temperatura ambiente (fig. 21).



Fig. 19

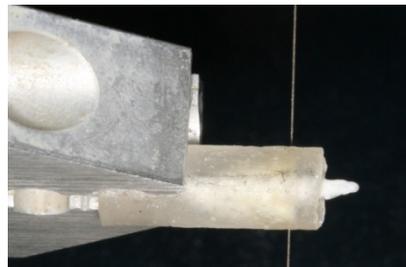


Fig. 20

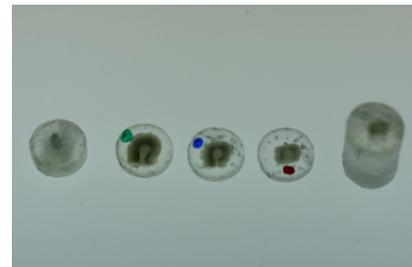


Fig. 21

As forças de adesão foram avaliadas num teste do tipo *push-out* usando uma máquina universal de testes (Shimadzu AG-I, Kyoto, Japão). As amostras foram colocadas num suporte individualizado e posicionadas de forma a que a face coronal ficasse voltada para cima. A ponta de aplicação de força, com cerca de 1 mm de diâmetro e secção circular arredondada, foi posicionada junto da superfície do espigão recorrendo a uma lupa de aumento, garantindo que a força fosse aplicada directa e unicamente na superfície seccionada do espigão. De seguida procedeu-se à aplicação da força, a uma velocidade de 1 mm/minuto, até ocorrer a fractura da amostra, registando-se a força máxima em MPa (fig. 22).



Fig. 22

Para cada amostra foi observado e classificado o padrão de fractura obtido com recurso a uma lupa de aumento.

A análise estatística dos valores obtidos foi efectuada com o software específico (SPSS/17.0, SPSS Inc., Chicago, IL, EUA), usando o ANOVA *one-way* e o teste post-hoc Tukey HSD com o nível de significância de  $\alpha = 0,05$ .

### **Preparação das amostras para microscopia electrónica de varrimento (MEV)**

Para cada grupo de estudo foram seleccionadas aleatoriamente e preparadas 2 amostras, com o objectivo de caracterizar a respectiva ultramorfolgia da interface adesiva (fig. 23). As amostras foram desmineralizadas em HCl 6N durante 30 segundos, desproteinizadas em NaOCl a 1% durante 10 minutos e desidratadas numa sequência de soluções de etanol de concentração crescente (50%, 70% e 100% respectivamente) durante 10 minutos em cada. Antes da observação no microscópio electrónico de varrimento (Hitachi S-4100, Hitachi, Japão) as amostras foram revestidas com carbono.

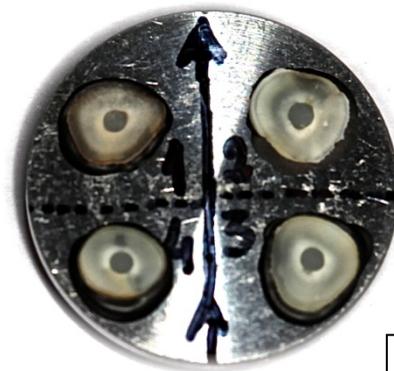


Fig. 23

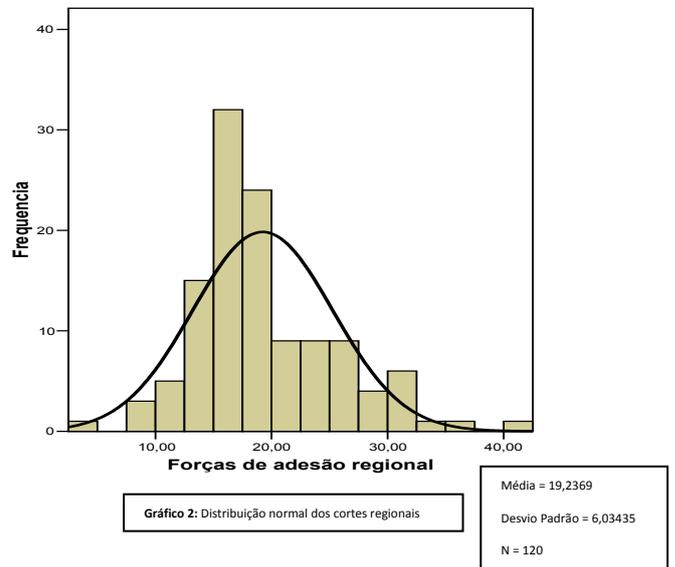
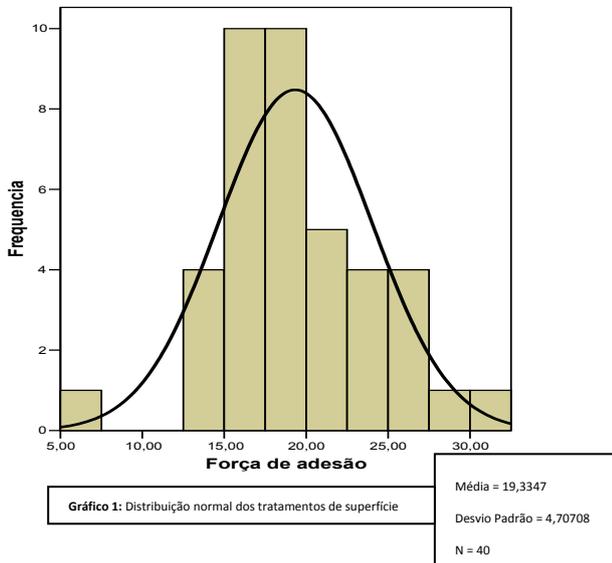
## 2.3 Resultados

Os valores obtidos para os testes de adesão são apresentados na tabela 2.

	Amostra	Cervical	Médio	Apical	Adesão média	Média grupo	Desvio padrão
<b>Grupo 1 – Self-Etch</b>	<b>1.1</b>	24,20	20,30	16,80	20,43	<b>18,90</b>	<b>3,74</b>
	<b>1.2</b>	15,20	18,50	19,90	17,87		
	<b>1.3</b>	11,00	13,20	25,80	16,67		
	<b>1.4</b>	34,70	13,80	16,50	21,67		
	<b>1.5</b>	14,20	14,80	16,80	15,27		
	<b>1.6</b>	19,50	15,80	19,50	18,27		
	<b>1.7</b>	18,00	35,00	27,70	26,90		
	<b>1.8</b>	13,40	14,00	13,20	13,53		
	<b>1.9</b>	19,23	17,80	16,70	17,91		
	<b>1.10</b>	20,30	25,50	15,60	20,47		
<b>Grupo 2 – Etch&amp;Rinse</b>	<b>2.1</b>	10,40	14,50	15,00	13,30	<b>16,82</b>	<b>4,51</b>
	<b>2.2</b>	19,60	17,60	14,90	17,37		
	<b>2.3</b>	22,10	16,70	17,00	18,60		
	<b>2.4</b>	17,00	20,20	17,10	18,10		
	<b>2.5</b>	8,80	22,70	19,70	17,07		
	<b>2.6</b>	4,40	8,10	9,50	7,33		
	<b>2.7</b>	15,10	15,00	15,70	15,27		
	<b>2.8</b>	24,50	24,60	21,40	23,50		
	<b>2.9</b>	18,30	24,70	23,00	22,00		
	<b>2.10</b>	15,20	15,80	15,90	15,63		
<b>Grupo 3 – Jacteameto</b>	<b>3.1</b>	40,10	24,50	26,10	30,23	<b>22,42</b>	<b>5,95</b>
	<b>3.2</b>	16,30	11,50	16,20	14,67		
	<b>3.3</b>	21,30	27,10	27,90	25,43		
	<b>3.4</b>	30,20	25,90	19,30	25,13		
	<b>3.5</b>	17,70	16,10	16,90	16,90		
	<b>3.6</b>	31,00	26,00	28,90	28,63		
	<b>3.7</b>	31,50	31,30	19,40	27,40		
	<b>3.8</b>	14,60	15,60	15,00	15,07		
	<b>3.9</b>	16,50	16,50	17,60	16,87		
	<b>3.10</b>	20,40	23,80	27,30	23,83		
<b>Grupo 4 –Ácido HF</b>	<b>4.1</b>	28,10	20,60	18,40	22,37	<b>18,82</b>	<b>4,02</b>
	<b>4.2</b>	23,40	19,30	25,50	22,73		
	<b>4.3</b>	30,20	30,00	17,00	25,73		
	<b>4.4</b>	18,90	15,70	16,00	16,87		
	<b>4.5</b>	13,30	26,50	22,10	20,63		
	<b>4.6</b>	19,60	17,70	18,40	18,57		
	<b>4.7</b>	11,70	14,20	12,40	12,77		
	<b>4.8</b>	12,80	16,10	14,60	14,50		
	<b>4.9</b>	16,30	14,90	17,80	16,33		
	<b>4.10</b>	19,70	18,20	15,10	17,67		
<b>Média Regional</b>	<b>19,47</b>	<b>19,50</b>	<b>18,74</b>				
	<b>Desvio Padrão</b>	<b>7,41</b>	<b>5,88</b>	<b>4,62</b>			
	<b>Cervical</b>	<b>Médio</b>	<b>Cervical</b>				

Tabela 3

Quer a amostra referente aos 4 grupos - diferentes tratamentos de superfície, quer a amostra dos cortes – cervical, médio, apical, foram submetidas ao teste não paramétrico Kolmogorov-Smirnov (KS) com correcção de significância de Lilliefors,  $n > 50$ , e ao teste de Shapiro-Wilk,  $n < 50$ , verificando-se uma distribuição normal para ambas - gráfico 1 e 2.



A análise estatística inferencial do teste paramétrico ANOVA one-way com o teste post-hoc Tukey HSD demonstrou haver apenas diferenças estatisticamente significativas para as diferentes preparações de superfície entre o grupo 2 e o grupo 3 ( $p < 0,05$ ).

Tabela 4: Análise descritiva do grupo 1 - self-etch

Tipo de Tratamento		Erro Padrão		
Força de adesão MPa	Média	18,438	0,94669	
	Intervalo Confiança de 95% para a Média	Limite inferior	16,2964	
		Limite superior	20,5796	
	Mediana	18,355		
	Variância	8,962		
	Desvio Padrão	2,99368		
	Minímo	13,53		
	Máximo	23,79		
	Skewness	0,203	0,687	
	Kurtosis	0,107	1,334	

Tabela 5: Análise descritiva do grupo 2 - etch&rinse

Tipo de Tratamento		Erro Padrão		
Força de adesão Mpa	Média	16,817	1,42554	
	Intervalo Confiança de 95% para a Média	Limite inferior	13,5922	
		Limite superior	20,0418	
	Mediana	17,22		
	Variância	20,322		
	Desvio Padrão	4,50796		
	Minímo	7,33		
	Máximo	3,5		
	Skewness	-0,693	0,687	
	Kurtosis	1,469	1,334	

Tabela 6: Análise descritiva do grupo 3 - jacteamento

Tipo de Tratamento		Erro Padrão		
Força de adesão Mpa	Média	22,416	1,88004	
	Intervalo Confiança de 95% para a Média	Limite inferior	18,163	
		Limite superior	26,669	
	Mediana	24,48		
	Variância	35,346		
	Desvio Padrão	5,94522		
	Minímo	14,67		
	Máximo	30,23		
	Skewness	-0,204	0,687	
	Kurtosis	-1,83	1,334	

Tabela 7: Análise descritiva do grupo 4 - ácido HF

Tipo de Tratamento		Erro Padrão		
Força de adesão Mpa	Média	19,668	1,13019	
	Intervalo Confiança de 95% para a Média	Limite inferior	17,1113	
		Limite superior	22,2247	
	Mediana	19,7144		
	Variância	12,773		
	Desvio Padrão	3,57396		
	Minímo	12,77		
	Máximo	25,73		
	Skewness	-0,266	0,687	
	Kurtosis	0,791	1,334	

Tabela 8: Comparação dos tratamentos de superfície

Grupos amostrais (A)	Grupos amostrais(B)	Diferença médias	Erro padrão	Significância	Intervalo de confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
Self-Etch	Etch&Rinse	1,62100	1,96727	0,843	-3,6773	6,9193
	Jacteamto	-3,97800	1,96727	0,199	-9,2763	1,3203
	HF	-1,23000	1,96727	0,923	-6,5283	4,0683
Etch&Rinse	Self-Etch	-1,62100	1,96727	0,843	-6,9193	3,6773
	Jacteamto	-5,59900	1,96727	0,035	-10,8973	-0,3007
	HF	-2,85100	1,96727	0,478	-8,1493	2,4473
Jacteamto	Self-Etch	3,97800	1,96727	0,199	-1,3203	9,2763
	Etch&Rinse	5,59900	1,96727	0,035	0,3007	10,8973
	HF	2,74800	1,96727	0,509	-2,5503	8,0463
HF	Self-Etch	1,23000	1,96727	0,923	-4,0683	6,5283
	Etch&Rinse	2,85100	1,96727	0,478	-2,4473	8,1493
	Jacteamto	-2,74800	1,96727	0,509	-8,0463	2,5503

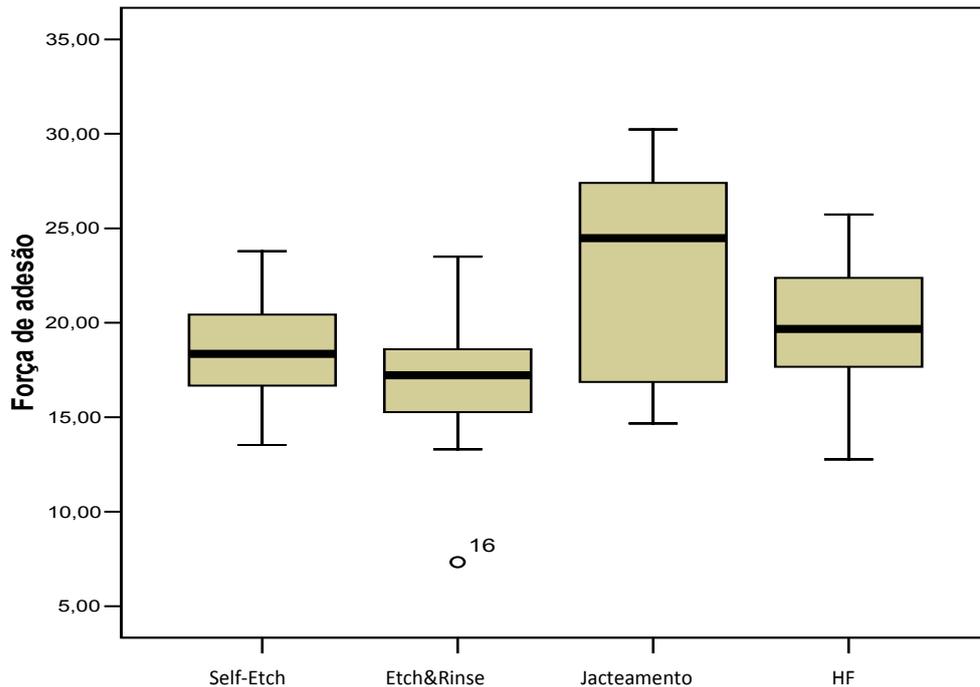


Gráfico 3: Variações das médias dos grupos

Quanto ao efeito regional da dentina analisado globalmente (coronal, médio, apical) não se registraram diferenças estatisticamente significativas ( $p > 0,05$ ).

Tabela 9: Análise descritiva dos cortes cervicais

Região da raiz		Erro Padrão			
Força de adesão Mpa	Cervical	Média	19,4683	1,17092	
		Intervalo Confiança de 95% para a Média	Limite inferior	17,0998	
			Limite superior	21,8367	
		Mediana	18,6		
		Variância	54,842		
		Desvio Padrão	7,40553		
		Minímo	4,4		
		Máximo	40,1		
		Skewness	0,744	0,374	
		Kurtosis	0,68	0,733	

Tabela 10: Análise descritiva dos cortes médios

Região da raiz		Erro Padrão			
Força de adesão Mpa	Médio	Média	19,5025	0,92932	
		Intervalo Confiança de 95% para a Média	Limite inferior	17,6228	
			Limite superior	21,3822	
		Mediana	17,75		
		Variância	34,545		
		Desvio Padrão	5,87753		
		Minímo	8,1		
		Máximo	35		
		Skewness	0,67	0,374	
		Kurtosis	0,031	0,733	

Tabela 11: Análise descritiva dos cortes apicais

Região da raiz		Erro Padrão			
Força de adesão Mpa	Apical	Média	18,74	0,73041	
		Intervalo Confiança de 95% para a Média	Limite inferior	17,2626	
			Limite superior	20,2174	
		Mediana	17,05		
		Variância	21,34		
		Desvio Padrão	4,61951		
		Minímo	9,5		
		Máximo	28,9		
		Skewness	0,736	0,374	
		Kurtosis	-0,033	0,733	

Tabela 12: Análise comparativa dos cortes regionais

Grupos amostrais (A)	Grupos amostrais (B)	Diferença médias	Erro padrão	Significância	Intervalo de confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
Cervical	Médio	-0,03425	1,35847	1,000	-3,2591	3,1906
	Apical	0,72825	1,35847	0,854	-2,4966	3,9531
Médio	Cervical	0,03425	1,35847	1,000	-3,1906	3,2591
	Apical	0,76250	1,35847	0,841	-2,4624	3,9874
Apical	Cervical	-0,72825	1,35847	0,854	-3,9531	2,4966
	Médio	-0,76250	1,35847	0,841	-3,9874	2,4624

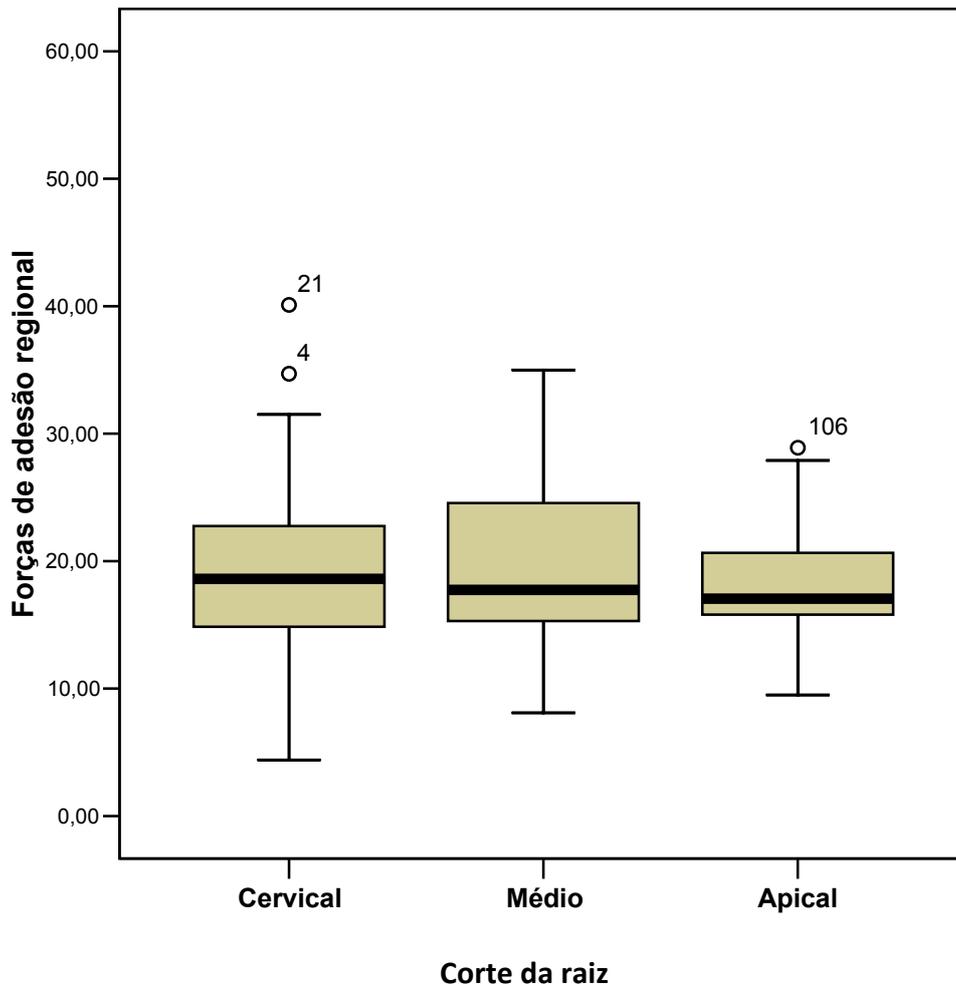


Gráfico 4: Variação da média das regiões da raiz

Os padrões de fractura obtidos encontram-se registados na tabela 12. Sendo o mais frequente fracturas do tipo coesiva no espigão e na dentina.

Tabela 13: Padrões de factura

	Adesiva	Coesiva Espigão	Coesiva Espigão + Dentina	Coesiva Dentina	Mista Adesiva + coesiva
Self-etch	0	0	21	3	6
	0%	0%	70%	10%	20%
Etch&Rinse	4	1	17	0	8
	13%	3%	57%	0%	27%
Jacteamento	1	3	18	0	8
	3%	10%	60%	0%	27%
HF	5	0	13	0	12
	17%	0%	43%	0%	40%

As imagens de MEV mostraram uma hibridização da dentina e a formação de prolongamentos de resina em todos os grupos. Apesar disso, a existência de interfaces adesivas “perfeitas” em toda a área de contacto interfacial é um achado raro, pois é comum observarem-se zonas de fendas, descolamentos e restos de material de obturação canal.

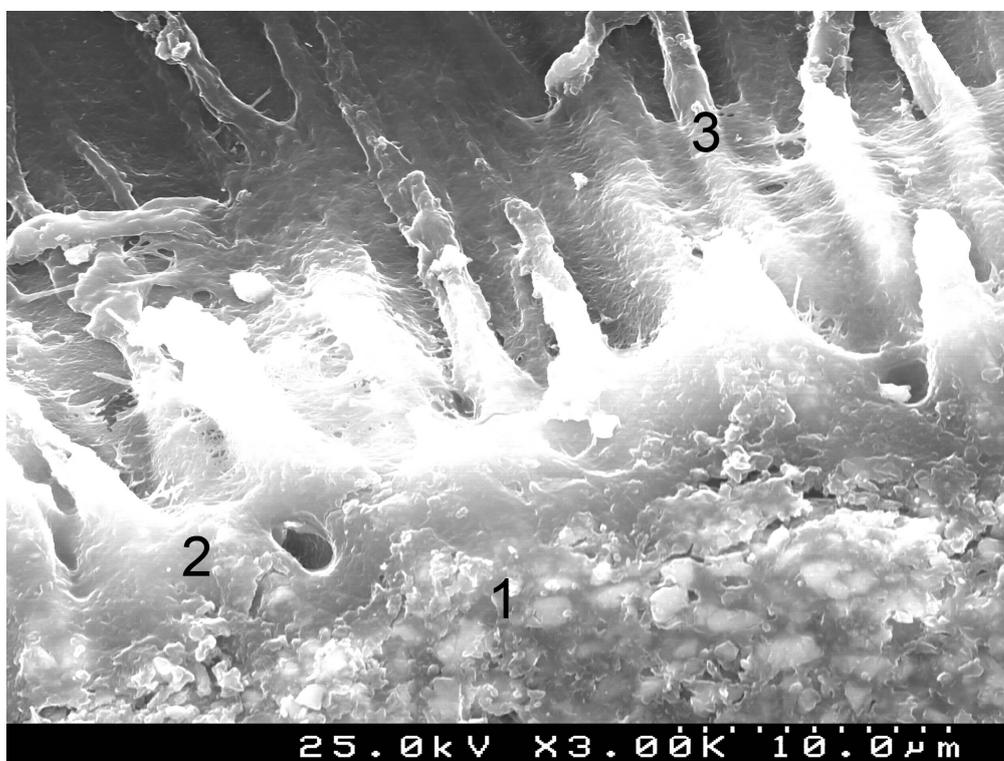
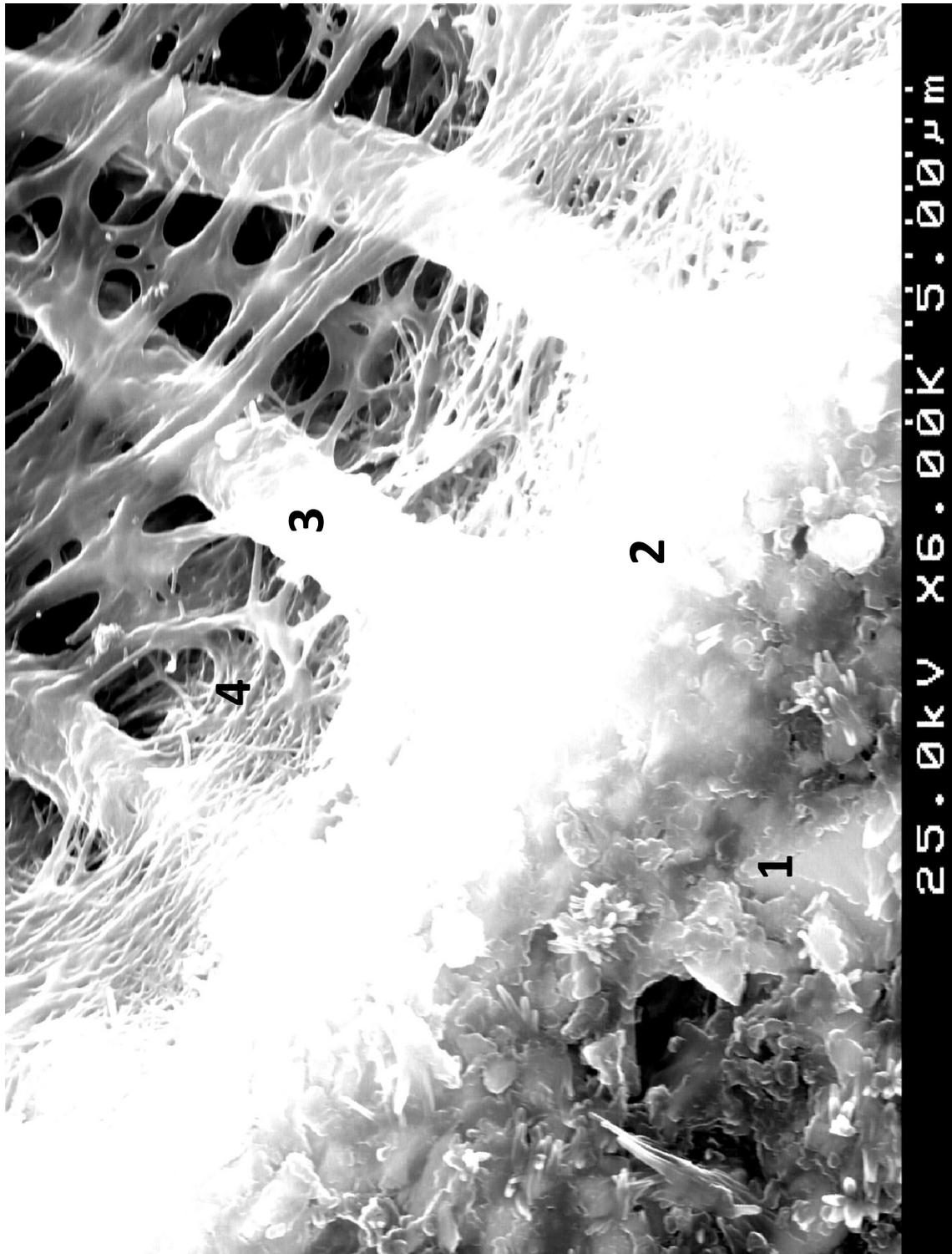
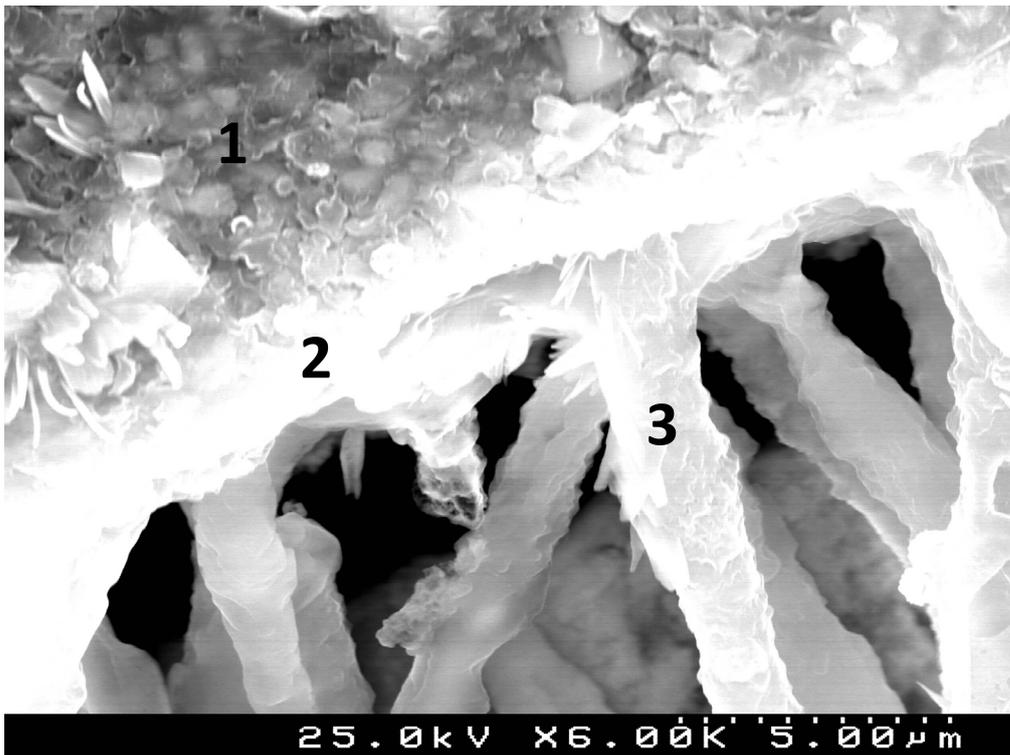


Fig 24: Imagem de MEV de um interface adesiva, evidenciando o cimento de resina (1), a zona híbrida (2) e a penetração do adesivo nos túbulos dentinários (3).



**Fig 25:** Imagem de MEV de uma interface adesiva, evidenciando o cimento de resina (1), a zona híbrida (2), a penetração do adesivo nos túbulos dentinários (3) e malha de colagénio (4).

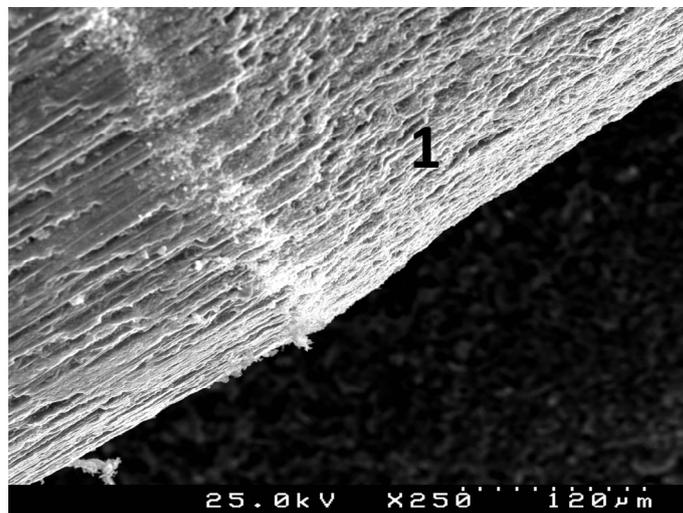
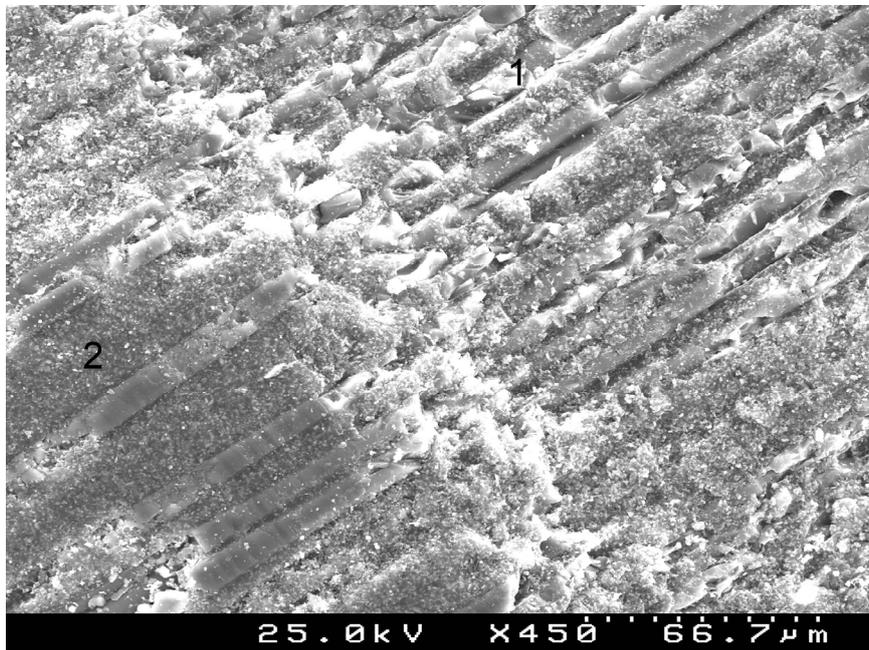


**Fig 26:** Imagem de MEV de uma interface adesiva, evidenciando o cimento de resina (1), a zona híbrida (2) e a penetração do adesivo nos túbulos dentinários (3).

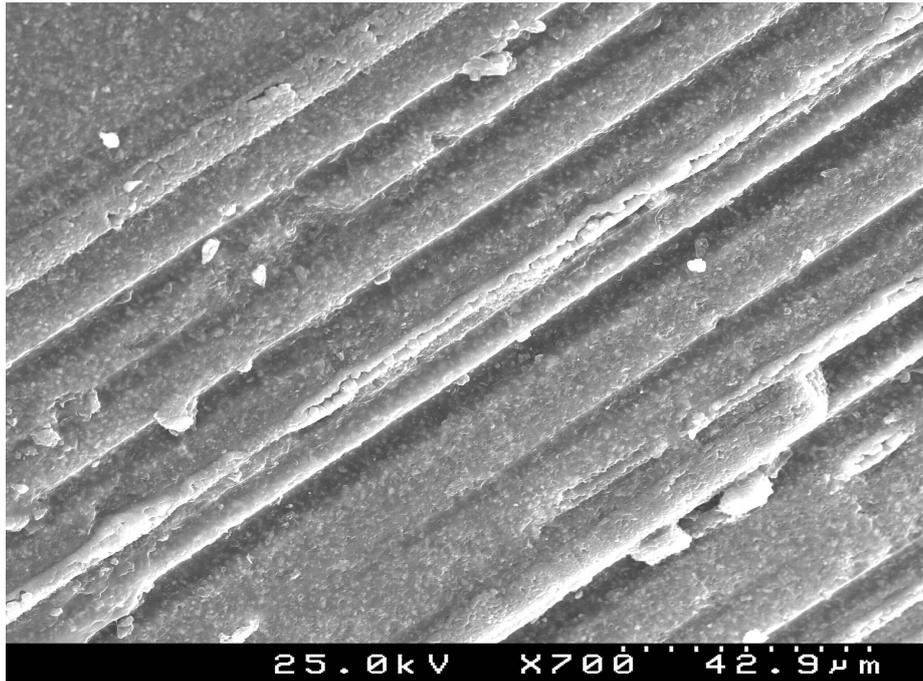


**Fig 27:** Imagem de MEV de uma zona de descolamento do grupo 3 evidenciando a resina de cimentação (1), a zona de descolamento (2) ao nível da zona híbrida (3) com “arrancamento” e fractura de alguns prolongamentos de resina que preenchem os tubulos dentinários (4).

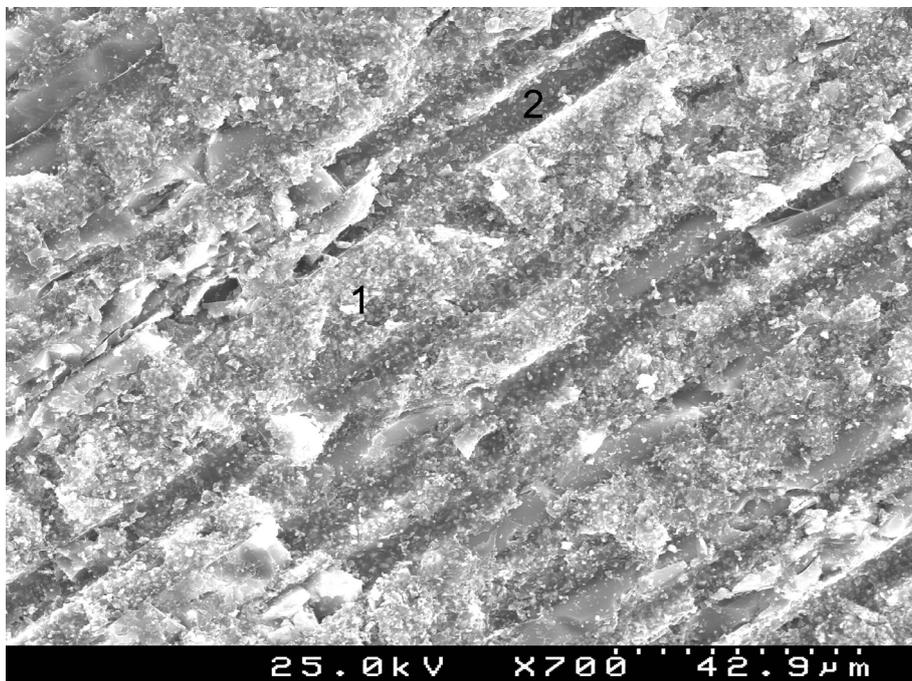
**Fig 28 e 29:** Imagem de MEV de um espigão de fibra (Tenax® Fiber White) tratado com um jacto de óxido de alumínio numa zona de transição entre a superfície tratada (1) e não tratada (2)



**Fig 30:** Imagem de MEV da mesma amostra. Note-se na região tratada (1) a ligeira perda de estrutura.



**Fig 31:** Imagem de MEV de um espigão de fibra Tenax® Fiber White tratado com ácido hidrofluídrico.



**Fig 32:** Imagem de MEV de um espigão de fibra (Tenax® Fiber White) tratada com um jacto de óxido de alumínio, observando-se as irregularidades provocadas na matriz de resina (1) e o destacamento de algumas fibras mais superficiais (2).

## 2.4 Discussão

Várias metodologias têm sido propostas e utilizadas para avaliar as forças de adesão entre a dentina, cimentos de resina e espigões intra-radulares. No caso específico dos espigões, a técnica do tipo *push-out* aparece na literatura como um método bem estabelecido e várias vezes descrito para avaliação das forças adesivas. Nesta técnica a força é aplicada a pequenas áreas, o que permite desenvolver uma componente uniforme de direcção perfeitamente paralela à interface adesiva sem criar a componente de tensão. Desta forma todo o *stress* gerado é transmitido, na sua totalidade, directamente à interface adesiva permitindo fazer uma avaliação mais independente das forças de adesão<sup>33, 45, 57, 78</sup>.

Para além de uma avaliação genérica da força de adesão, esta metodologia permite ainda analisar diferentes áreas da dentina radicular. Deste modo pode-se efectuar uma avaliação regional das forças adesivas. Outra vantagem desta técnica é o potencial que oferece para estudo de diferentes padrões de fractura. Goracci *et al* referem que a técnica *push-out* é mais eficiente no que toca à avaliação das forças de adesão às paredes por parte de espigões de fibra que os testes de tensão<sup>45</sup>.

Os resultados obtidos neste estudo *in vitro*, após a análise estatística, permitem identificar apenas diferenças significativas nos valores de adesão do grupo 2 (*etch&rinse*) e grupo 3 (jacteamto). Relativamente às diferenças regionais, não foram encontradas diferenças nos valores de adesão.

Comparando os valores de adesão do grupo 1 e 2 em que foram utilizadas duas formas diferentes de promover o condicionamento da dentina (*self-etch* versus *etch&rinse*), apesar de ligeiramente superiores para o grupo 1, não possuem significado estatístico. Este facto está de acordo com estudos para a dentina coronária, que demonstram forças de adesão equiparáveis entre adesivos *self-etch* e *etch&rinse*<sup>91</sup>. Pelo contrário, estudos em dentina radicular demonstram uma eficácia adesiva dos adesivos *self-etch* inferior<sup>92</sup>. Pelo facto desta tecnologia funcionar através de uma interacção com a *smear layer*, promovendo a sua dissolução parcial e inclusão na camada híbrida, a penetração dos monómeros não é tão eficaz em *smear layer* espessas como é o caso da que é encontrada dentro do canal radicular<sup>38, 43</sup>.

Apesar da dificuldade que pode ser encontrada em interagir positivamente com a *smear layer*, Wu *et al* enfatizam o benefício das soluções de irrigação, nomeadamente o EDTA e o NaOCl. Observações através de MEV mostram uma boa penetração da resina dos adesivos nos túbulos dentinários, quer com adesivos *self-etch*, quer *etch&rinse* após protocolo de irrigação com estas duas soluções<sup>38</sup>.

Os resultados obtidos neste estudo *in vitro* para o grupo 1 e 2 podem ser parcialmente explicados por um protocolo de irrigação cuidado

Apesar da literatura revelar alguns valores de adesão inferiores para adesivos do tipo *self-etch*, Monticelli obteve valores superiores para estes sistemas quando usado o adesivo em combinação com um cimento do mesmo fabricante<sup>33</sup>.

A presença de água em excesso é outro factor que influencia as forças de adesão, quer para sistemas do tipo *self-etch* quer para os sistemas *etch&rinse*, nomeadamente quando a forma de polimerização do adesivo é apenas química. Alguns componentes dos sistemas adesivos apresentam hidrofília, e quando são usados sistemas de auto-polimerização, de reacção mais lenta, a água é atraída para a zona híbrida antes da completa conversão dos monómeros prejudicando os níveis de adesão. No caso específico deste estudo *in vitro*, o sistema adesivo utilizado (auto-polimerizável) não manifestou esta influência, o que pode ser resultado de uma correcta e cuidadosa secagem do canal.

Quando comparamos os valores de adesão dos grupos com condicionamento da superfície do espigão, grupo 3 e 4, não se registam diferenças estatisticamente significativas que nos permitam concluir qual dos dois tratamentos de superfície confere melhor resultado.

O objectivo da técnica de jactamento mecânico é a criação de microretenções através do aumento da rugosidade e da área de contacto, de forma a facilitar a penetração dos monómeros adesivos<sup>60, 93</sup>. Este condicionamento remove uma determinada espessura da matriz da resina com conseqüente exposição das fibras quimicamente mais reactivas aos monómeros de resina. Devem colocar-se algumas considerações acerca da potencial agressividade desta técnica para a integridade estrutural dos espigões, pois uma exposição prologada, pressão exagerada ou o não cumprimento da distância ideal pode conduzir a uma destruição excessiva da matriz de resina e das fibras e conseqüente prejuízo de algumas propriedades mecânicas do espigão. Alguns estudos consideraram esta técnica algo agressiva, pois apesar do aumento significativo dos valores de adesão, pode provocar uma alteração da superfície, que não sendo devidamente controlada, altera a forma e conseqüentemente, as propriedades físicas do espigão. A sua utilização parece ser mais segura em espigões cerâmicos<sup>25, 65, 68</sup>. Contudo, apesar de neste estudo *in vitro* terem sido avaliadas as propriedades mecânicas do espigão, esta técnica apresentou os valores mais elevados de adesão, embora apenas estatisticamente significativos quando comparados com a utilização do condicionamento da dentina com ácido ortofosfórico. Para o tipo de partículas usado (óxido de alumínio com diâmetro médio de 50 µm), a distância (1 cm) e o tempo (2 segundos por quadrante), a análise das imagens obtidas por MEV indicam um desgaste da superfície de cerca de 40 µm, o que em desgaste linear médio reduz o diâmetro do espigão de 1500 para 1420 µm (cerca de 2,7%).

No grupo 4, o condicionamento do espigão com ácido hidrofluorídrico 9,6% não difere do tratamento com jacto de partículas abrasivas em termos de valores de adesão. Alguns autores referem, que apesar do aumento das forças de adesão, o poder corrosivo pode provocar alterações na superfície do espigão que podem ir desde fissuras até fracturas

longitudinais. O seu poder de acção depende essencialmente do tempo de exposição mas também da composição do espigão<sup>25, 63</sup>. Tal como para o condicionamento mecânico, devem ser estabelecidas linhas guia muito precisas e formatadas para a utilização deste ácido no tratamento da superfície de espigões de fibra.

Globalmente, comparando os quatro grupos em estudo, os valores estatisticamente diferentes entre os grupos 2 e 3 podem estar relacionados essencialmente com o tratamento de superfície do espigão no grupo 3 e da dentina no grupo 2. Este resultado contradiz parcialmente alguns autores que consideram benéfico a utilização de adesivos do tipo *etch&rinse* na dentina<sup>38, 43</sup>. Contudo, uma das hipóteses para o sucedido pode estar associada à maior sensibilidade técnica dos *etch&rinse* quando usados em canais radiculares, com mais condições para a ocorrência dos fenómenos de *over-wet* ou *over-dry*<sup>94</sup>. Para o grupo 1, a utilização de um adesivo do tipo *self-etch* permite a difusão dos monómeros de resina à medida que ocorre a desmineralização da dentina. Esta propriedade impede a desmineralização excessiva, reduz significativamente a possibilidade de *over-wet* ou *over-dry* e a possibilidade de ocorrer o colapso da malha de colagénio.

Em futuras investigações, tendo em conta a mesma metodologia, deverá aumentar-se a amostra, constituindo novos grupos cruzando a utilização simultânea de técnicas de tratamento de dentina e de superfície, como por exemplo, jactamento e adesivo do tipo *etch&rinse*. Em relação à variação da adesão ao longo da raiz, a ausência de diferenças significativas de um modo global, vem contradizer outros estudos que referem que os valores de adesão diminuem ao longo da raiz no sentido corono-apical<sup>26, 92</sup>. Contudo, em 2001, Gaston *et al*, num estudo de tensão obtiveram valores de adesão mais elevados na região apical. Este resultado é algo controverso já que demonstra uma clara contradição relativamente aos outros estudos. Algumas críticas são apontadas à metodologia empregue, nomeadamente a não irrigação dos canais com NaOCl e o preenchimento total do canal com cimento de resina sem utilização de espigão, pelo que estes resultados têm de ser interpretados com algum cuidado<sup>35</sup>. Phrukkanon *et al*, referem no seu estudo que as forças de adesão medidas *in vitro* dependem em grande parte da área da interface adesiva<sup>95</sup>, posto isto, na medida em que foi usado um espigão cilíndrico e um preparo conservador, a área não variou ao longo da raiz o que explica os resultados obtidos. O facto de não termos encontrado uma variação regional da adesão na dentina radicular, pode ser explicado em parte com a teoria de que as forças de adesão não dependem da quantidade dos *resin tags* formados, mas da retenção micro-mecânica da zona híbrida<sup>96</sup>.

Outro aspecto que tem sido alvo de alguma reflexão por parte dos investigadores é o papel que o atrito e a fricção desempenham na retenção e estabilização dos espigões intra-radulares. Goracci *et al* com o intuito de avaliar este parâmetro levou a cabo um estudo com a utilização de dois tipos de cimentos que foram ambos aplicadas com e sem sistema adesivo. No final do estudo, os valores de força de adesão, apesar de inferiores quando não

foi utilizado um sistema de adesão dentinária não revelou significado estatístico o que permitiu concluir que a fricção também desempenha um papel preponderante na retenção de espigões intra-radulares<sup>54-55</sup>. Neste estudo, o papel da fricção com as paredes, embora não tenha sido avaliado de forma isolada poderá desempenhar algum efeito significativo nos valores registados.

Os padrões de fractura encontrados, maioritariamente coesivas e mistas, revelam forças de adesão no mínimo iguais aos valores de coesão da estrutura circundante. O facto de algumas amostras revelarem valores de coesão ligeiramente mais baixos, pode ficar a dever-se à espessura reduzida dos cortes. Todavia, os valores encontrados contradizem alguns estudos, segundo os quais, a falha que ocorre durante testes do tipo *push-out* situa-se essencialmente na interface adesiva<sup>90</sup>.

## **2.5 Conclusões**

Dentro das limitações inerentes à metodologia e aos materiais avaliados neste estudo *in vitro* podemos concluir que:

a) A cimentação adesiva de espigões é possível de obter com valores de adesão elevados, inclusivamente superiores à resistência coesiva da dentina e dos materiais testados.

b) A utilização de um sistema de preparação da superfície dentinária radicular do tipo *etch&rinse* poderá não trazer vantagens relativamente aos sistemas *self-etch*.

c) O condicionamento mecânico da superfície dos espigões de fibra poderá contribuir para melhorar significativamente resistência da interface adesiva;

d) Não parece existir uma variação regional das forças de adesão à dentina radicular.

e) Apesar das condicionantes técnicas e histomorfológicas é possível obter interfaces adesivas correctas, caracterizadas por zonas híbridas espessas e formação de prolongamentos de resina. Contudo, verifica-se também com frequência, a ocorrência de “imperfeições” localizadas em determinadas áreas dessas mesmas interfaces.

## **3. Bibliografia**

---

1. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004;30(5):289-301.
2. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont* 2004;17(4):476-82.
3. Cagidiaco MC, Goracci C, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Clinical studies of fiber posts: a literature review. *Int J Prosthodont* 2008;21(4):328-36.
4. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores--a review. *Quintessence Int* 2005;36(9):737-46.
5. Torabinejad M, Lozada J, Puterman I, White SN. Endodontic therapy or single tooth implant? A systematic review. *J Calif Dent Assoc* 2008;36(6):429-37.
6. Dammaschke T, Steven D, Kaup M, Ott KH. Long-term survival of root-canal-treated teeth: a retrospective study over 10 years. *J Endod* 2003;29(10):638-43.
7. Friedman S, Abitbol S, Lawrence HP. Treatment outcome in endodontics: the Toronto Study. Phase 1: initial treatment. *J Endod* 2003;29(12):787-93.
8. Rotstein I, Salehrabi R, Forrest JL. Endodontic treatment outcome: survey of oral health care professionals. *J Endod* 2006;32(5):399-403.
9. Salehrabi R, Rotstein I. Endodontic treatment outcomes in a large patient population in the USA: an epidemiological study. *J Endod* 2004;30(12):846-50.
10. Alley BS, Kitchens GG, Alley LW, Eleazer PD. A comparison of survival of teeth following endodontic treatment performed by general dentists or by specialists. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;98(1):115-8.
11. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. *J Prosthet Dent* 2001;85(3):284-91.
12. Bitter K, Kielbassa AM. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. *Am J Dent* 2007;20(6):353-60.
13. Magura ME, Kafrawy AH, Brown CE, Jr., Newton CW. Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study. *J Endod* 1991;17(7):324-31.
14. Alves J, Walton R, Drake D. Coronal leakage: endotoxin penetration from mixed bacterial communities through obturated, post-prepared root canals. *J Endod* 1998;24(9):587-91.
15. Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 1997;28(7):457-62.
16. Signore A, Benedicenti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *J Dent* 2009;37(2):115-21.
17. Giovani AR, Vansan LP, de Sousa Neto MD, Paulino SM. In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths. *J Prosthet Dent* 2009;101(3):183-8.
18. Salameh Z, Ounsi HF, Aboushelib MN, Sadig W, Ferrari M. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars with and without glass fiber post in combination with a zirconia-ceramic crown. *J Dent* 2008;36(7):513-9.
19. Kivanc BH, Gorgul G. Fracture resistance of teeth restored with different post systems using new-generation adhesives. *J Contemp Dent Pract* 2008;9(7):33-40.
20. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002;23(13):2667-82.
21. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005;136(5):611-9.
22. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J* 2003;195(1):43-8; discussion 37.
23. Baratieri LN. *Odontologia Restauradora, Fundamentos e Possibilidades*. São Paulo: Livraria Santos Editora; 2003.

24. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int* 2008;39(2):117-29.
25. Schmage P, Cakir FY, Nergiz I, Pfeiffer P. Effect of surface conditioning on the retentive bond strengths of fiberreinforced composite posts. *J Prosthet Dent* 2009;102(6):368-77.
26. Teixeira CS, Silva-Sousa YT, Sousa-Neto MD. Bond strength of fiber posts to weakened roots after resin restoration with different light-curing times. *J Endod* 2009;35(7):1034-9.
27. Dorriz H, Alikhasi M, Mirfazaelian A, Hooshmand T. Effect of ferrule and bonding on the compressive fracture resistance of post and core restorations. *J Contemp Dent Pract* 2009;10(1):1-8.
28. Ferrari M, Cagidiaco MC, Grandini S, De Sanctis M, Goracci C. Post placement affects survival of endodontically treated premolars. *J Dent Res* 2007;86(8):729-34.
29. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent* 2004;92(2):155-62.
30. Ng CC, al-Bayat MI, Dumbrigue HB, Griggs JA, Wakefield CW. Effect of no ferrule on failure of teeth restored with bonded posts and cores. *Gen Dent* 2004;52(2):143-6.
31. Ramos JC. *Estética em Medicina Dentária*. 1<sup>o</sup> ed; 2009.
32. Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Optimal mechanical design of anatomical post-systems for endodontic restoration. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2009;12(1):59-71.
33. Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Ferrari M, Tay FR, et al. Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;77(1):195-200.
34. Bell AM, Lassila LV, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. *J Dent* 2005;33(7):533-9.
35. Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. *J Endod* 2001;27(5):321-4.
36. Huber L, Cattani-Lorente M, Shaw L, Krejci I, Bouillaguet S. Push-out bond strengths of endodontic posts bonded with different resin-based luting cements. *Am J Dent* 2007;20(3):167-72.
37. Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC, et al. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. *Eur J Oral Sci* 2004;112(4):353-61.
38. Wu H, Hayashi M, Okamura K, Koytchev EV, Imazato S, Tanaka S, et al. Effects of light penetration and smear layer removal on adhesion of post-cores to root canal dentin by self-etching adhesives. *Dent Mater* 2009;25(12):1484-92.
39. Kececi AD, Ureyen Kaya B, Adanir N. Micro push-out bond strengths of four fiber-reinforced composite post systems and 2 luting materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105(1):121-8.
40. Serafino C, Gallina G, Cumbo E, Ferrari M. Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: a scanning electron microscopic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;97(3):381-7.
41. Monticelli F, Ferrari M, Toledano M. Cement system and surface treatment selection for fiber post luting. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2008;13(3):E214-21.
42. Boff LL, Grossi ML, Prates LH, Burnett LH, Jr., Shinkai RS. Effect of the activation mode of post adhesive cementation on push-out bond strength to root canal dentin. *Quintessence Int* 2007;38(5):387-94.
43. Hayashi M, Okamura K, Wu H, Takahashi Y, Koytchev EV, Imazato S, et al. The root canal bonding of chemical-cured total-etch resin cements. *J Endod* 2008;34(5):583-6.
44. Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Muench A. Microtensile bond strength of photoactivated and autopolymerized adhesive systems to root dentin using translucent and opaque fiber-reinforced composite posts. *J Prosthet Dent* 2007;97(3):165-72.

45. Goracci C, Grandini S, Bossu M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent* 2007;35(11):827-35.
46. Carvalho CA, Monticelli F, Cantoro A, Breschi L, Ferrari M. Push-out bond strength of fiber posts luted with unfilled resin cement. *J Adhes Dent* 2009;11(1):65-70.
47. Watzke R, Blunck U, Frankenberger R, Naumann M. Interface homogeneity of adhesively luted glass fiber posts. *Dent Mater* 2008;24(11):1512-7.
48. Bonfante EA, Pegoraro LF, de Goes MF, Carvalho RM. SEM observation of the bond integrity of fiber-reinforced composite posts cemented into root canals. *Dent Mater* 2008;24(4):483-91.
49. Bolhuis HP, de Gee AJ, Pallav P, Feilzer AJ. Influence of fatigue loading on the performance of adhesive and nonadhesive luting cements for cast post-and-core buildups in maxillary premolars. *Int J Prosthodont* 2004;17(5):571-6.
50. Giachetti L, Grandini S, Calamai P, Fantini G, Scaminaci Russo D. Translucent fiber post cementation using light- and dual-curing adhesive techniques and a self-adhesive material: push-out test. *J Dent* 2009;37(8):638-42.
51. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bertini F, Giuliani V. Translucent fiber post cementation using a light-curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent* 2004;32(8):629-34.
52. Wang YJ, Zhang L, Chen JH, Goracci C, Ferrari M. Influence of C-factor on the microtensile bond strength between fiber posts and resin luting agents. *J Adhes Dent* 2008;10(5):385-91.
53. Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, et al. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod* 2005;31(12):891-4.
54. Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friction to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod* 2005;31(8):608-12.
55. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod* 2008;34(8):1006-10.
56. Reid LC, Kazemi RB, Meiers JC. Effect of fatigue testing on core integrity and post microleakage of teeth restored with different post systems. *J Endod* 2003;29(2):125-31.
57. Teixeira CS, Pasternak-Junior B, Borges AH, Paulino SM, Sousa-Neto MD. Influence of endodontic sealers on the bond strength of carbon fiber posts. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;84(2):430-5.
58. Vano M, Cury AH, Goracci C, Chieffi N, Gabriele M, Tay FR, et al. The effect of immediate versus delayed cementation on the retention of different types of fiber post in canals obturated using a eugenol sealer. *J Endod* 2006;32(9):882-5.
59. Vano M, Cury AH, Goracci C, Chieffi N, Gabriele M, Tay FR, et al. Retention of fiber posts cemented at different time intervals in canals obturated using an epoxy resin sealer. *J Dent* 2008;36(10):801-7.
60. Balbosh A, Kern M. Effect of surface treatment on retention of glass-fiber endodontic posts. *J Prosthet Dent* 2006;95(3):218-23.
61. Bitter K, Noetzel J, Volk C, Neumann K, Kielbassa AM. Bond strength of fiber posts after the application of erbium:yttrium-aluminum-garnet laser treatment and gaseous ozone to the root canal. *J Endod* 2008;34(3):306-9.
62. Bitter K, Neumann K, Kielbassa AM. Effects of pretreatment and thermocycling on bond strength of resin core materials to various fiber-reinforced composite posts. *J Adhes Dent* 2008;10(6):481-9.
63. Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M, Osorio E, Monticelli F, Osorio R. Surface roughness analysis of fiber post conditioning processes. *J Dent Res* 2008;87(2):186-90.
64. Monticelli F, Osorio R, Toledano M, Goracci C, Tay FR, Ferrari M. Improving the quality of the quartz fiber postcore bond using sodium ethoxide etching and combined silane/adhesive coupling. *J Endod* 2006;32(5):447-51.

65. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Cury AH, Coniglio I, Vulicevic ZR, et al. The effect of sandblasting on adhesion of a dual-cured resin composite to methacrylic fiber posts: microtensile bond strength and SEM evaluation. *J Dent* 2007;35(6):496-502.
66. Cheleux N, Sharrock P, Degrange M. Surface treatments on quartz fiber post: influence on adhesion and flexural properties. *Am J Dent* 2007;20(6):375-9.
67. Monticelli F, Toledano M, Tay FR, Cury AH, Goracci C, Ferrari M. Post-surface conditioning improves interfacial adhesion in post/core restorations. *Dent Mater* 2006;22(7):602-9.
68. Albashaireh ZS, Ghazal M, Kern M. Effect of dentin conditioning on retention of airborne-particle-abraded, adhesively luted glass fiber-reinforced resin posts. *J Prosthet Dent* 2008;100(5):367-73.
69. Debnath S, Wunder SL, McCool JI, Baran GR. Silane treatment effects on glass/resin interfacial shear strengths. *Dent Mater* 2003;19(5):441-8.
70. Perdigao J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dent Mater* 2006;22(8):752-8.
71. Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Ferrari M. Effect of temperature on the silane coupling agents when bonding core resin to quartz fiber posts. *Dent Mater* 2006;22(11):1024-8.
72. Goracci C, Raffaelli O, Monticelli F, Balleri B, Bertelli E, Ferrari M. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Dent Mater* 2005;21(5):437-44.
73. Frazer RQ, Kovarik RE, Chance KB, Mitchell RJ. Removal time of fiber posts versus titanium posts. *Am J Dent* 2008;21(3):175-8.
74. Finger WJ, Ahlstrand WM, Fritz UB. Radiopacity of fiber-reinforced resin posts. *Am J Dent* 2002;15(2):81-4.
75. Goracci C, Corciolani G, Vichi A, Ferrari M. Light-transmitting ability of marketed fiber posts. *J Dent Res* 2008;87(12):1122-6.
76. dos Santos Alves Morgan LF, Peixoto RT, de Castro Albuquerque R, Santos Correa MF, de Abreu Poletto LT, Pinotti MB. Light transmission through a translucent fiber post. *J Endod* 2008;34(3):299-302.
77. Radovic I, Corciolani G, Magni E, Krstanovic G, Pavlovic V, Vulicevic ZR, et al. Light transmission through fiber post: the effect on adhesion, elastic modulus and hardness of dual-cure resin cement. *Dent Mater* 2009;25(7):837-44.
78. Albaladejo A, Osorio R, Aguilera FS, Toledano M. Effect of cyclic loading on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;86(1):264-9.
79. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater* 2006;22(5):477-85.
80. Hajizadeh H, Namazikhah MS, Moghaddas MJ, Ghavamnasiri M, Majidinia S. Effect of posts on the fracture resistance of load-cycled endodontically-treated premolars restored with direct composite resin. *J Contemp Dent Pract* 2009;10(3):10-7.
81. Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV, et al. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009;20(2):153-8.
82. Yamamoto M, Miura H, Okada D, Komada W, Masuoka D. Photoelastic stress analysis of different post and core restoration methods. *Dent Mater J* 2009;28(2):204-11.
83. Mannocci F, Qualtrough AJ, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TR. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: five-year results. *Oper Dent* 2005;30(1):9-15.
84. Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, Sadig W, Atiyeh F, Ferrari M. The effect of different full-coverage crown systems on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary incisors restored with and without glass fiber posts. *J Endod* 2008;34(7):842-6.
85. Zogheib LV, Pereira JR, do Valle AL, de Oliveira JA, Pegoraro LF. Fracture resistance of weakened roots restored with composite resin and glass fiber post. *Braz Dent J* 2008;19(4):329-33.

86. Qing H, Zhu Z, Chao Y, Zhang W. In vitro evaluation of the fracture resistance of anterior endodontically treated teeth restored with glass fiber and zircon posts. *J Prosthet Dent* 2007;97(2):93-8.
87. Lindemann M, Yaman P, Dennison JB, Herrero AA. Comparison of the efficiency and effectiveness of various techniques for removal of fiber posts. *J Endod* 2005;31(7):520-2.
88. Gesi A, Magnolfi S, Goracci C, Ferrari M. Comparison of two techniques for removing fiber posts. *J Endod* 2003;29(9):580-2.
89. Braga NM, Paulino SM, Alfredo E, Sousa-Neto MD, Vansan LP. Removal resistance of glass-fiber and metallic cast posts with different lengths. *J Oral Sci* 2006;48(1):15-20.
90. Mannocci F, Bertelli E, Watson TF, Ford TP. Resin-dentin interfaces of endodontically-treated restored teeth. *Am J Dent* 2003;16(1):28-32.
91. Proenca JP, Polido M, Osorio E, Erhardt MC, Aguilera FS, Garcia-Godoy F, et al. Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dent Mater* 2007;23(12):1542-8.
92. Wang VJ, Chen YM, Yip KH, Smales RJ, Meng QF, Chen L. Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. *Dent Mater* 2008;24(3):372-7.
93. Radovic I, Monticelli F, Papacchini F, Magni E, Cury AH, Vulicevic ZR, et al. Accelerated aging of adhesive-mediated fiber post-resin composite bonds: A modeling approach. *J Dent* 2007;35(8):683-9.
94. Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Tay FR, Ferrari M, et al. Effect of adhesive systems and surface treatment of methacrylate resin-based fiber posts on post-resin-dentin bonds. *Am J Dent* 2007;20(4):231-4.
95. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater* 1998;14(2):120-8.
96. Kenshima S, Francci C, Reis A, Loguercio AD, Filho LE. Conditioning effect on dentin, resin tags and hybrid layer of different acidity self-etch adhesives applied to thick and thin smear layer. *J Dent* 2006;34(10):775-83.

## **4. Anexos**

---

## **Índice de Tabelas**

Tabela 1 e 2.....	30
Tabela 3.....	36
Tabela 4.....	37
Tabela 5, 6 e 7.....	38
Tabela 8.....	39
Tabela 9, 10 e 11.....	40
Tabela 12.....	41
Tabela 13.....	42