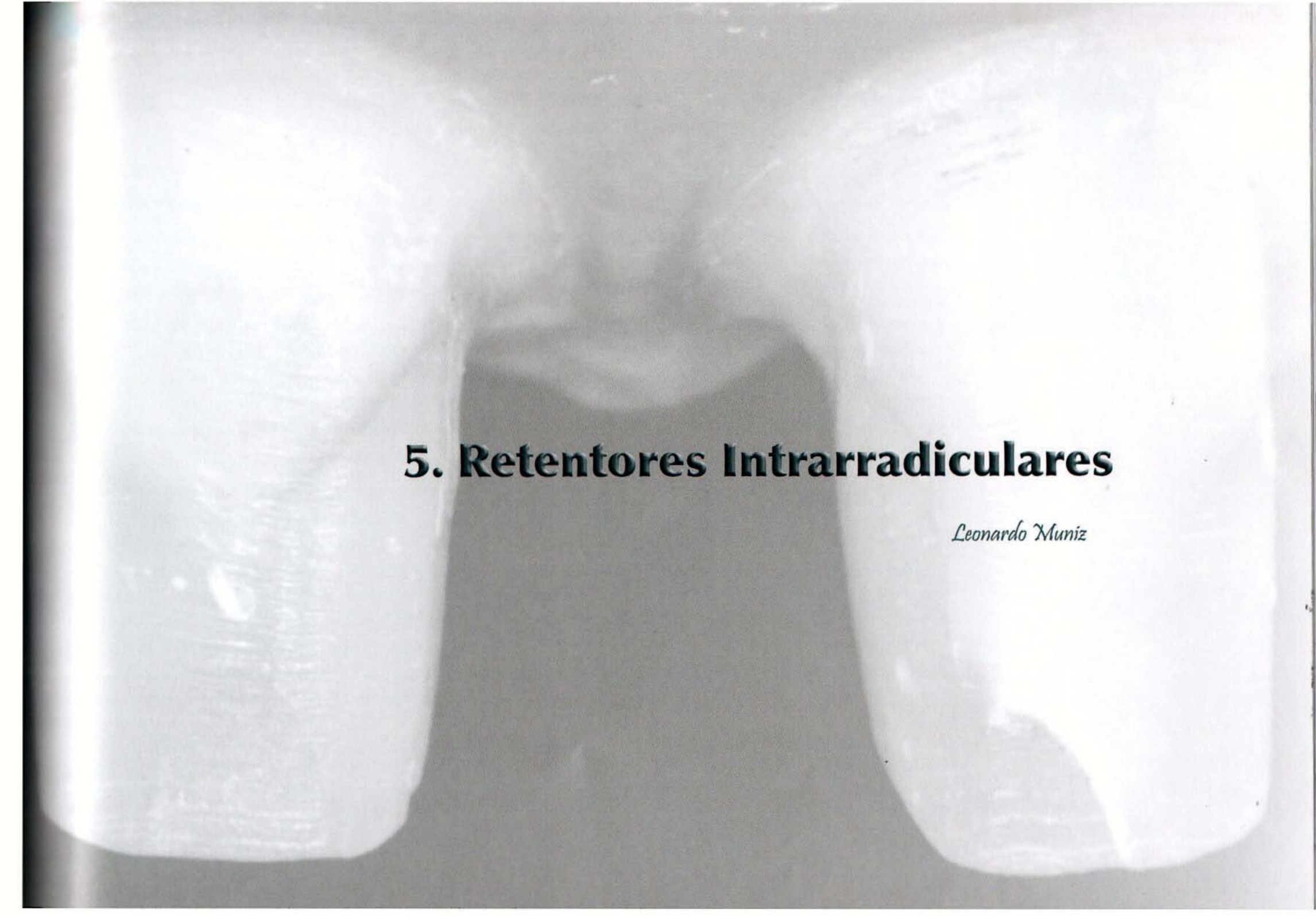




5. Retentores Intrarradiculares

Leonardo Muniz

O uso do canal radicular para a retenção e estabilização da reconstrução coronária possibilita a manutenção de dentes amplamente destruídos. Com esta finalidade, diversos materiais, a exemplo dos núcleos metálicos fundidos e dos pinos pré-fabricados metálicos, cerâmicos e de diferentes tipos de fibras vêm sendo utilizados em dentes anteriores e posteriores. A evolução, as características e limitações desses materiais serão discutidas neste capítulo.

Núcleos metálicos fundidos

Ainda hoje bastante utilizados, os núcleos metálicos fundidos (NMF) durante muito tempo representaram a única opção de retenção intrarradicular. Eles apresentam uma porção radicular e uma coronária denominadas pino e núcleo respectivamente, conferindo retenção e estabilidade à prótese.

Os NMF são retentores confeccionados a partir da moldagem do canal radicular, sendo personalizados a cada dente. Esse processo envolve uma fundição laboratorial e requer, portanto, mais de uma sessão clínica. Na sua fabricação podem ser utilizadas ligas alternativas de cobre-alumínio (Co-Al) ou níquel-cromo (Ni-Cr) e, ainda, ligas áureas ou nobres (Pt-Pd). As ligas alternativas, apesar de serem as mais utilizadas, sofrem maior corrosão e apresentam maior módulo de elasticidade, quando comparadas com as ligas áureas.¹⁷

O conceito para a fixação dos NMF é baseado na retenção mecânica, sendo fundamental o seu perfeito ajuste às paredes do canal radicular de forma a reduzir o volume de cimento necessário para a cimentação. Com o objetivo de possibilitar a moldagem do canal e favorecer o assentamento do retentor, o preparo deve ser expulso, eliminando-se toda a retenção do canal radicular, o que pode requerer desgaste adicional de dentina, principalmente na região cervical da coroa e da raiz (Figuras 5.1 e 5.2), onde ocorre a maior concentração de tensões.^{19,30} Esse desgaste dentinário associado ao alto módulo de elasticidade dos NMF^{2,9,16,23} tornam a estrutura remanescente mais suscetível à fratura (Figuras 5.3), especialmente em dentes expostos predominantemente a forças oblíquas e/ou que apresentem paredes fragilizadas. Outros fatores como a ausência de remanescente coronário, a parafunção e os erros na aplicação da técnica, principalmente o uso de NMF curtos em dentes anteriores, tornam os dentes ainda mais vulneráveis à fratura.

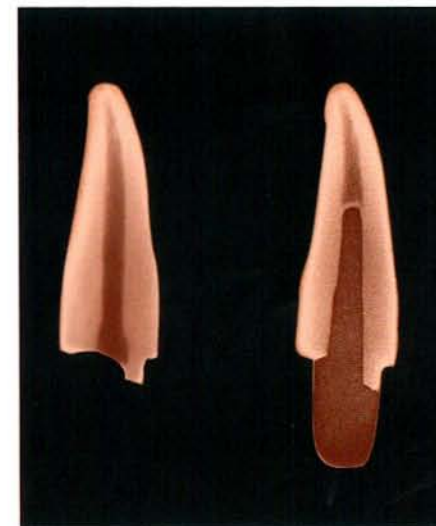


Figura 5.1 – Esquema ilustrando o preparo do canal radicular para a utilização de um NMF. Nota-se o desgaste realizado, especialmente, no terço cervical do canal para possibilitar o assentamento do NMF.

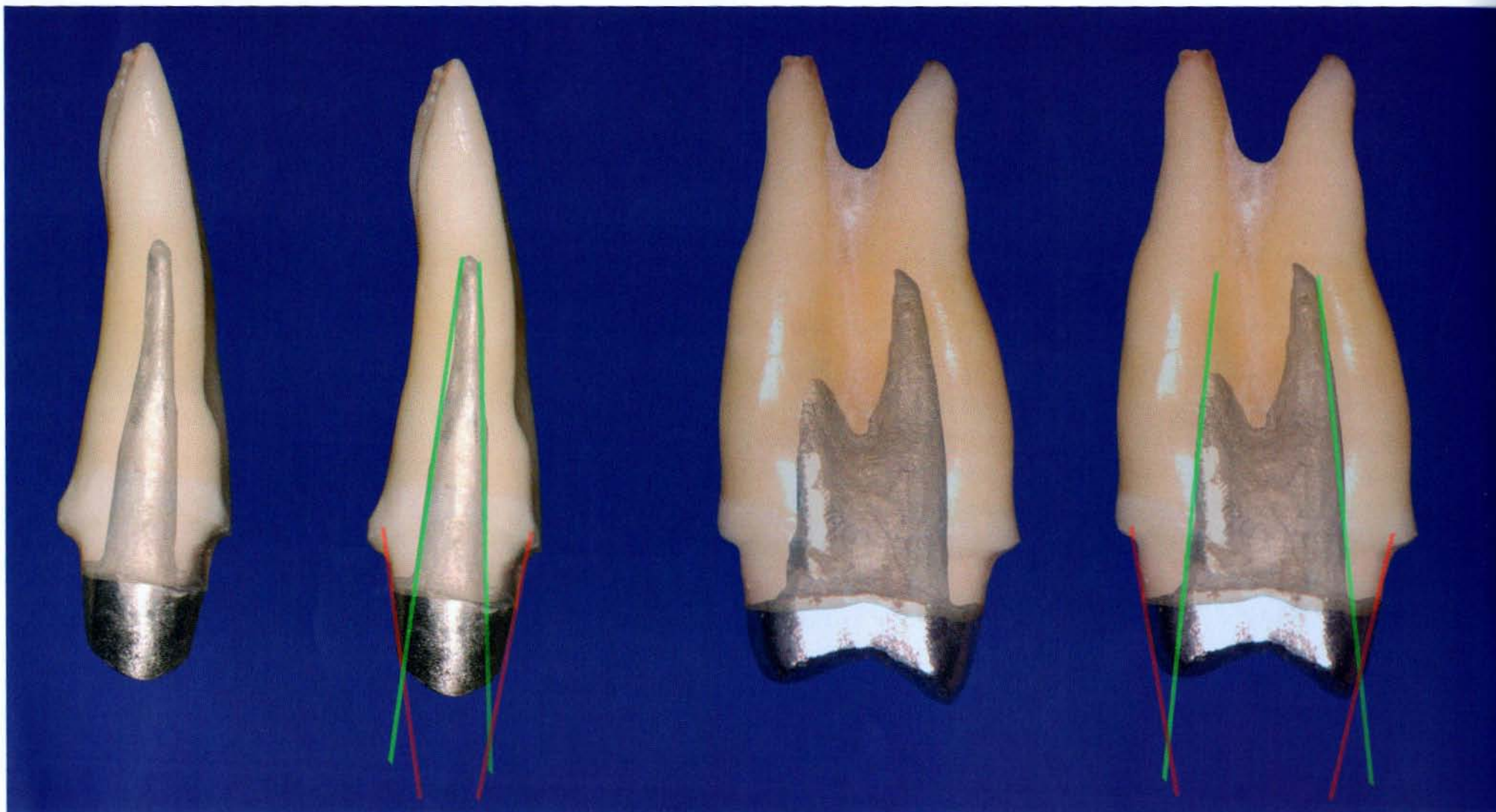


Figura 5.2 – Esquema ilustrando o uso de um NMF em um pré-molar superior. Para a cimentação do pino, se faz necessário um preparo com paredes divergentes para a oclusal, nos sentidos vestibulolingual e mesiodistal. Além disso, os NMF determinam a necessidade de utilização de uma coroa total, e para isso o preparo coronário deve apresentar-se convergente para oclusal também em todos os sentidos. Esses fatores associados podem causar, em alguns dentes, uma destruição expressiva na região cervical da raiz e da coroa, com um maior comprometimento do remanescente coronário e fragilização radicular. (Imagem produzida em conjunto com o professor Marcio Giampá Ticianeli – UNIME e EBMSF).

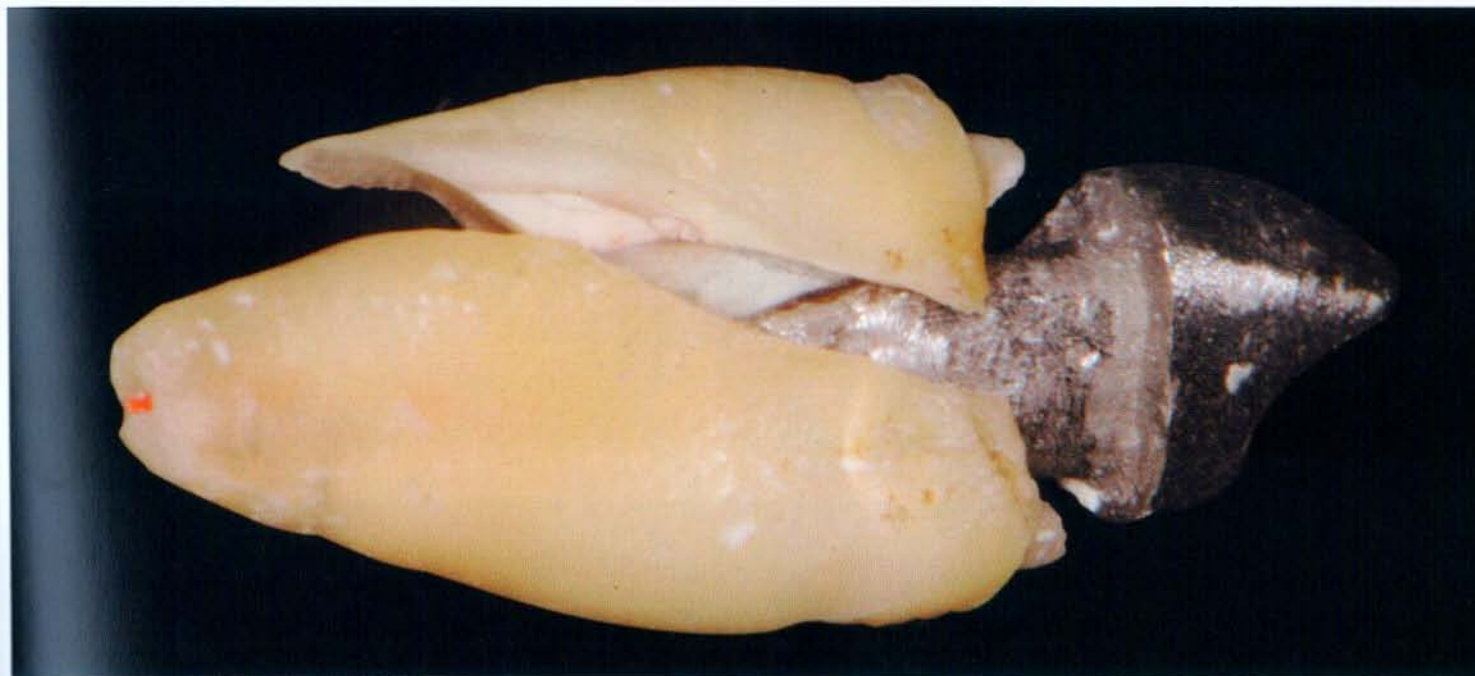


Figura 5.3 – Simulação de uma fratura radicular em dente portador de NMF.

Em relação à estética, os NMF podem determinar um manchamento dos tecidos em função da corrosão^{23,28} ou, ainda, resultar em uma coloração escurecida, que pode refletir na gengiva, principalmente em dentes extensamente desgastados, conforme discutido no capítulo 2.

Os NMF são indicados para os dentes posteriores, de forma geral e representam a única opção em dentes inclinados ou quando estes apresentam raízes dilaceradas, implicando na necessidade de mudança de direção do núcleo coronário em relação ao pino (Figura 5.4). Nos dentes anteriores, devido ao aspecto estético e risco de fratura, sua indicação vem se restringindo aos casos onde os pinos de fibra apresentem maior risco de deslocamento durante a função, especialmente em dentes pilares de próteses fixas sem remanescente coronário, pois nesses casos o deslocamento de um pino de fibra implicaria na perda de toda a prótese e não só do dente envolvido.

Quando necessário o retratamento do canal radicular, os NMF podem ser removidos, por exemplo, com a utilização do ultrassom ou de pontas diamantadas.^{7,13,20,34,35} Para núcleos longos, bem adaptados e com determinado paralelismo, a remoção é mais complexa e se a raiz estiver fragilizada, existe o risco de fratura radicular durante a aplicação da técnica,³ devendo o cirurgião-dentista informar ao paciente.

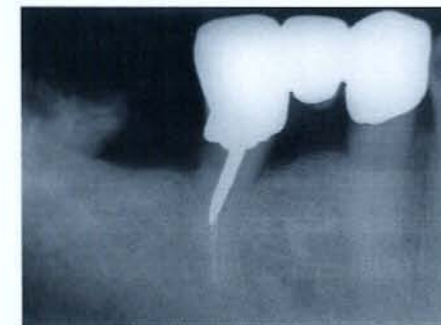


Figura 5.4 – Radiografia evidenciando a mudança de direção da porção coronária do NMF em relação à sua porção radicular. Em situações como esta, é contraindicado o uso de pinos pré-fabricados.

Pinos pré-fabricados

Na expectativa de reduzir o número de sessões clínicas e eliminar a etapa laboratorial, foram lançados na década de 1960⁴ pinos pré-fabricados metálicos e, no final da década de 80,¹ pinos pré-fabricados cerâmicos (zircônia) e de diferentes tipos de fibras – carbono, quartzo e vidro. Esses pinos possibilitam a realização de preparos mais conservadores, reduzindo o risco de fraturas. Contudo, por estarem menos adaptados às paredes do canal, há menos retenção mecânica, o que pode aumentar o risco de deslocamento.³³

O uso de pinos pré-fabricados implica na necessidade de confecção de um núcleo de preenchimento coronário, que pode ser realizado com diferentes materiais, conforme a composição do pino.

Pinos pré-fabricados metálicos

Os pinos pré-fabricados metálicos, assim como os núcleos metálicos fundidos, apresentam alto módulo de elasticidade. São fabricados geralmente com aço inoxidável ou titânio e possuem diferentes formatos, configurações superficiais e tamanhos (Figura 5.5).

Quando esses retentores são utilizados, requerem um núcleo de preenchimento coronário que pode ser de resina composta para a região anterior e amálgama, materiais ionoméricos ou resina composta em dentes posteriores.

Alguns sistemas recomendam o rosqueamento do pino na dentina para aumentar a retenção. Contudo, essa ação pode induzir trincas nos tecidos dentais; portanto, não é recomendada (Figura 5.6).

Os pinos metálicos pré-fabricados simplificam e agilizam os procedimentos clínicos em dentes posteriores que necessitem de NMF bi ou tripartidos (Figura 5.7), uma vez que dispensam a moldagem do canal radicular e a etapa laboratorial. Atualmente, com o surgimento dos pinos de fibra, os pinos metálicos pré-fabricados têm sido pouco utilizados.

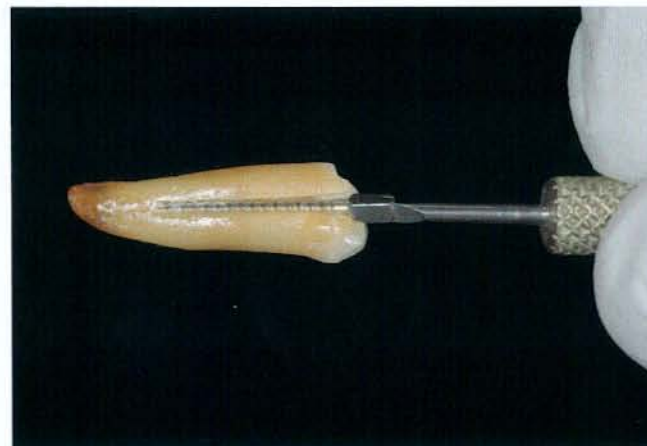
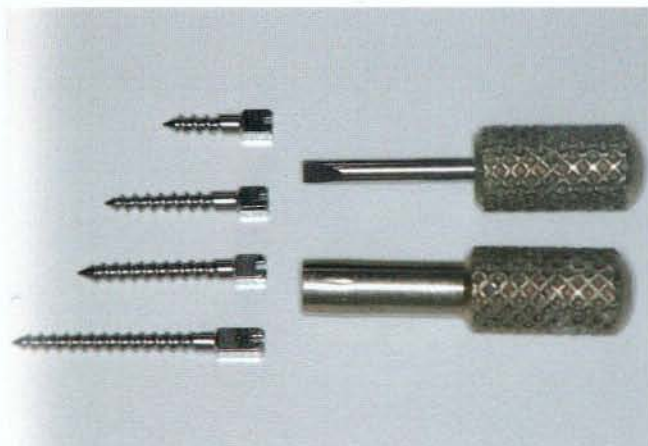


Figura 5.5 – Sistema de pino metálico pré-fabricado serrilhado apresentando diferentes tamanhos (Obturation Screws, FKG Dentaire)

Figura 5.6 – A ação de rosquear o pino no canal radicular pode induzir tensões na dentina capazes de trincar a raiz.

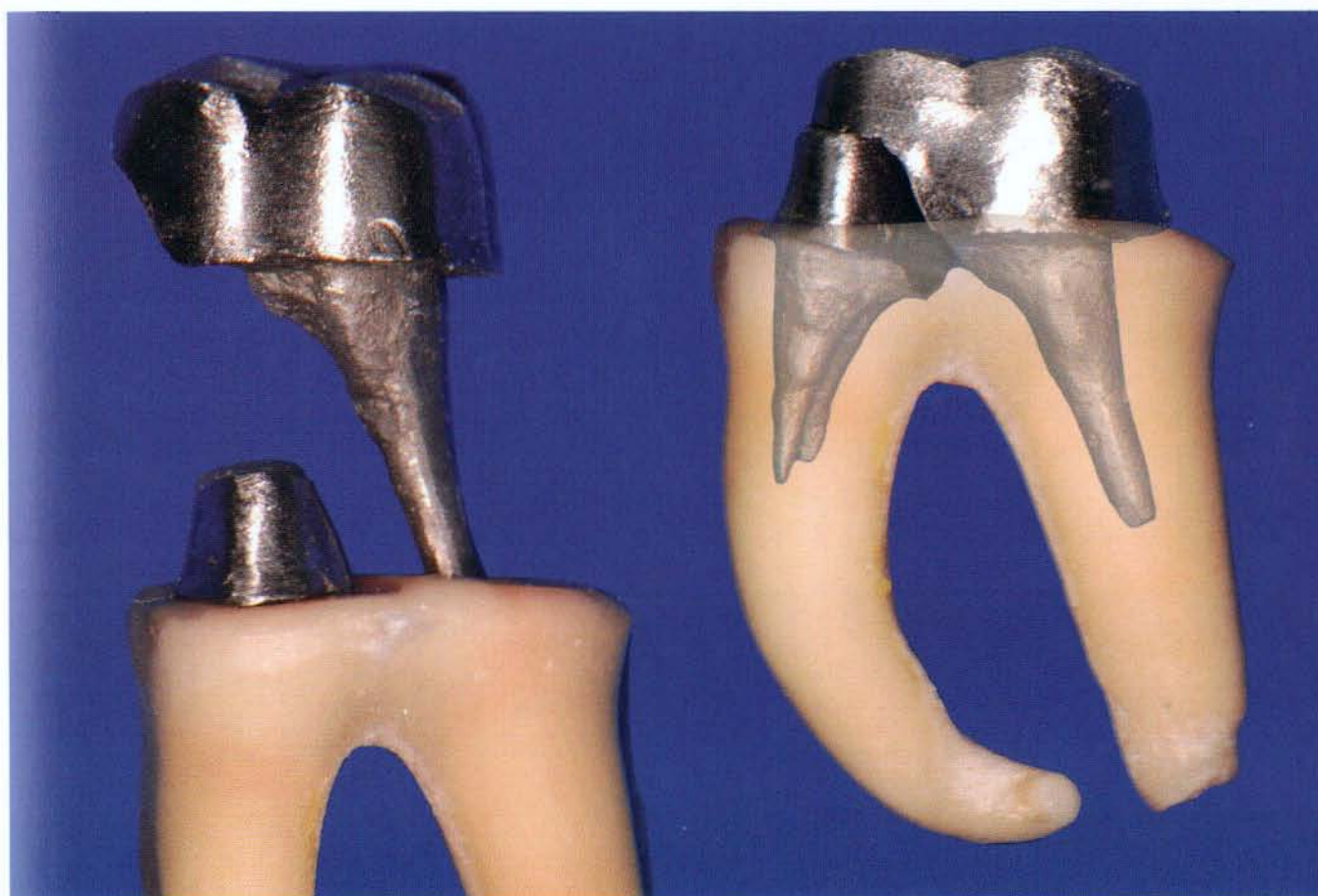


Figura 5.7 – Modelo de núcleo metálico bipartido. A dificuldade para a moldagem do canal radicular e fase laboratorial torna essa técnica mais complexa. (imagem produzida em conjunto com o professor Marcio Giampá Ticianeli – UNIME e EBMSP)

Pinos cerâmicos

Visando à melhoria do aspecto estético, foram desenvolvidos pinos pré-fabricados cerâmicos. Esses pinos podem ser cimentados diretamente no canal radicular, sendo o núcleo coronário construído com resina composta ou, ainda, confeccionado laboratorialmente com cerâmica, necessitando para isso da moldagem do canal radicular.

Apesar da coloração compatível com a estética, resistência satisfatória e possibilidade de cimentação adesiva, o alto módulo de elasticidade dos pinos cerâmicos, assim como nos pinos/núcleos metálicos,^{2,17,28} aumenta o risco de fratura radicular.²³ Ainda como limitação, os pinos cerâmicos cimentados adesivamente não podem ser desgastados como os pinos de fibra, o que dificulta a sua remoção quando necessário retratamento endodôntico.

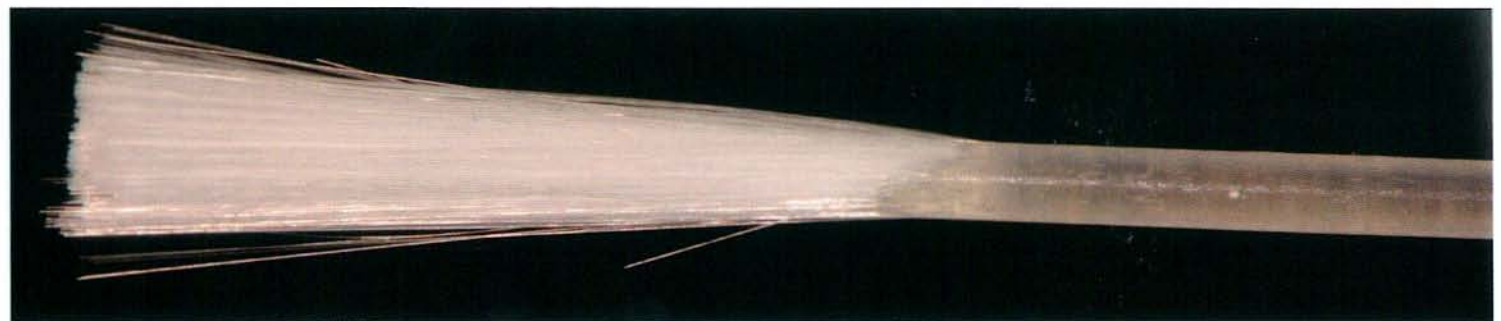
Atualmente, com o conhecimento teórico e as evidências clínicas, o uso dos pinos cerâmicos está em declínio, sendo mais indicados os retentores de fibra.

Pinos de fibra

Os pinos de fibra são produzidos com fibras de reforço dispostas longitudinalmente e imersas em uma matriz resinosa (Figuras 5.8 e 5.9) e, dependendo do tipo de fibra, podem exibir diferentes propriedades – cor, translucidez, radiopacidade, resistência etc.

Considerando a resistência dos diferentes sistemas de pinos de fibra, a maioria dos estudos apresenta resultados satisfatórios, não sendo relatadas fraturas dos retentores.^{9,10,14,21} Dentre os fatores que contribuem para essa resistência, destacam-se além do tipo, a densidade das fibras, a matriz resinosa utilizada, o processo de fabricação, o desenho, a configuração superficial e o diâmetro do pino. Em relação ao diâmetro dos pinos, naturalmente, quanto mais espesso ele se apresenta, menos flexível e mais resistente.

Figura 5.8 – Imagem ilustrativa do processo de fabricação de um pino de fibra de vidro translúcido a partir de uma haste de fibras de vidro e resina epóxi (White Post DC, FGM). À direita, têm-se a haste pronta, com as fibras já imersas em resina epóxi e à esquerda, as fibras de vidro alinhadas longitudinalmente, antes da combinação com a resina. A comparação das extremidades mostra a translucidez obtida com a combinação de propriedades ópticas das fibras e da resina e dá uma ideia da translucidez que o pino possui internamente à sua estrutura.



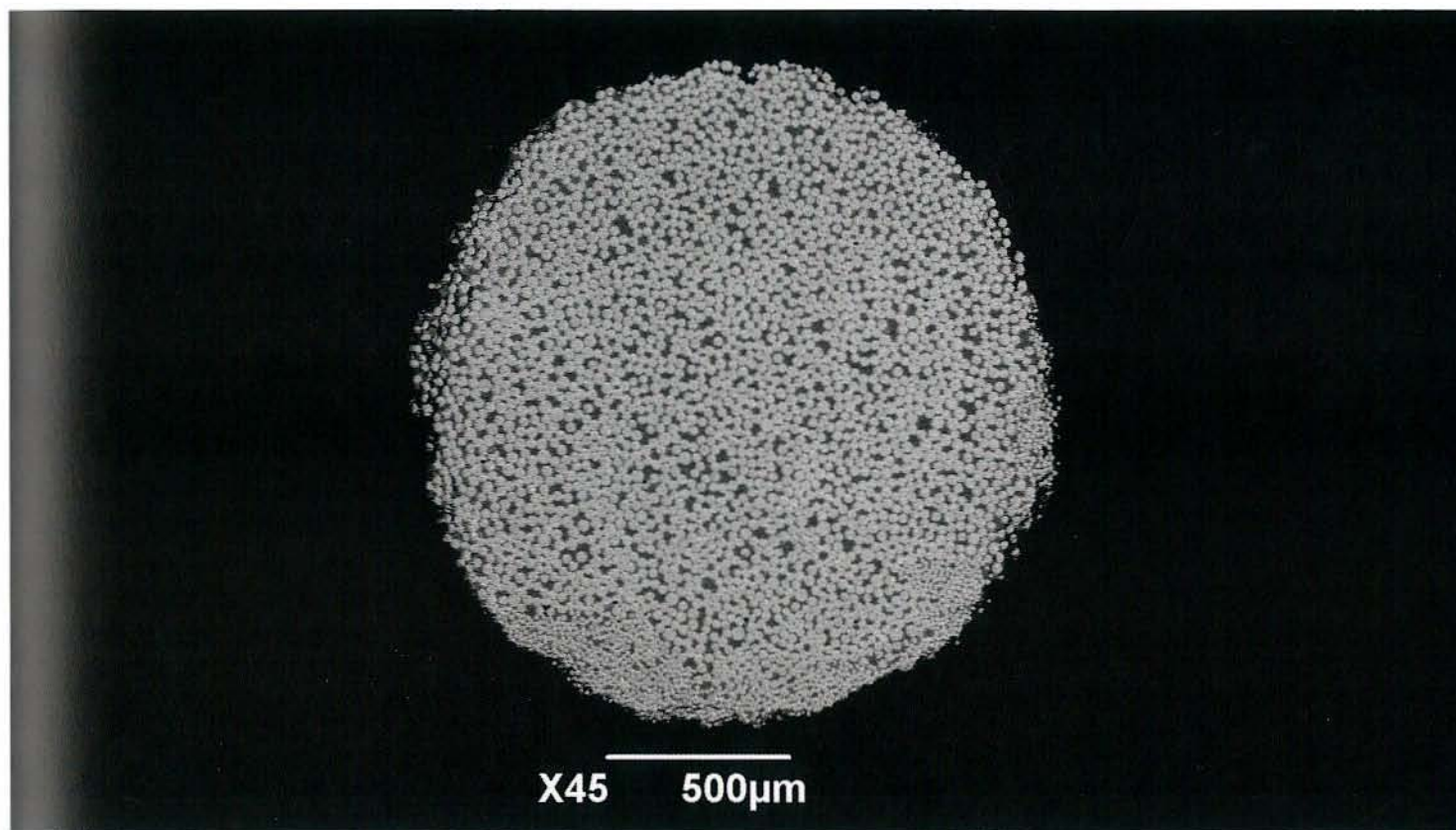


Figura 5.9 – Microscopia eletrônica de varredura (JEOL) do pino de fibra de vidro (White Post DC, FGM) após corte transversal. A imagem gerada no módulo BSE do microscópio evidencia a densa concentração de fibras com distribuição homogênea. Magnificação final 45x. (Fotomicrografia gentilmente cedida por Guilherme Carpena Lopes e Andressa Ballarin – Dentística, UFSC).

Entretanto, o uso de retentores com maior espessura pode fragilizar a raiz quando se faz necessário um preparo adicional e, dessa forma, só é justificada em dentes que apresentem canais amplos e/ou maior solicitação mecânica durante a função, desde que o preparo não determine a sua fragilização. Especialmente nos incisivos e caninos superiores, o pino não deve ser muito delgado, sobretudo na área cervical, pois devido à maior incidência de forças oblíquas nesses dentes, um retentor muito fino pode falhar ao flexionar-se de forma demasiada, comprometendo a restauração. Já nos dentes posteriores e anteriores inferiores onde os pinos são geralmente menos sobrecarregados e as dimensões das raízes são reduzidas, o retentor pode ser mais delgado, em especial na sua ponta.

O uso dos pinos de fibra determina, assim como nos demais retentores pré-fabricados, a necessidade de confecção de um núcleo de preenchimento coronário, sendo a resina composta o material mais indicado para esta finalidade (Figuras 5.10 a 5.14). Esses retentores aderem-se à estrutura dental a partir do uso de sistemas adesivos/cimentos resinosos e, também, ao material de preenchimento coronário.

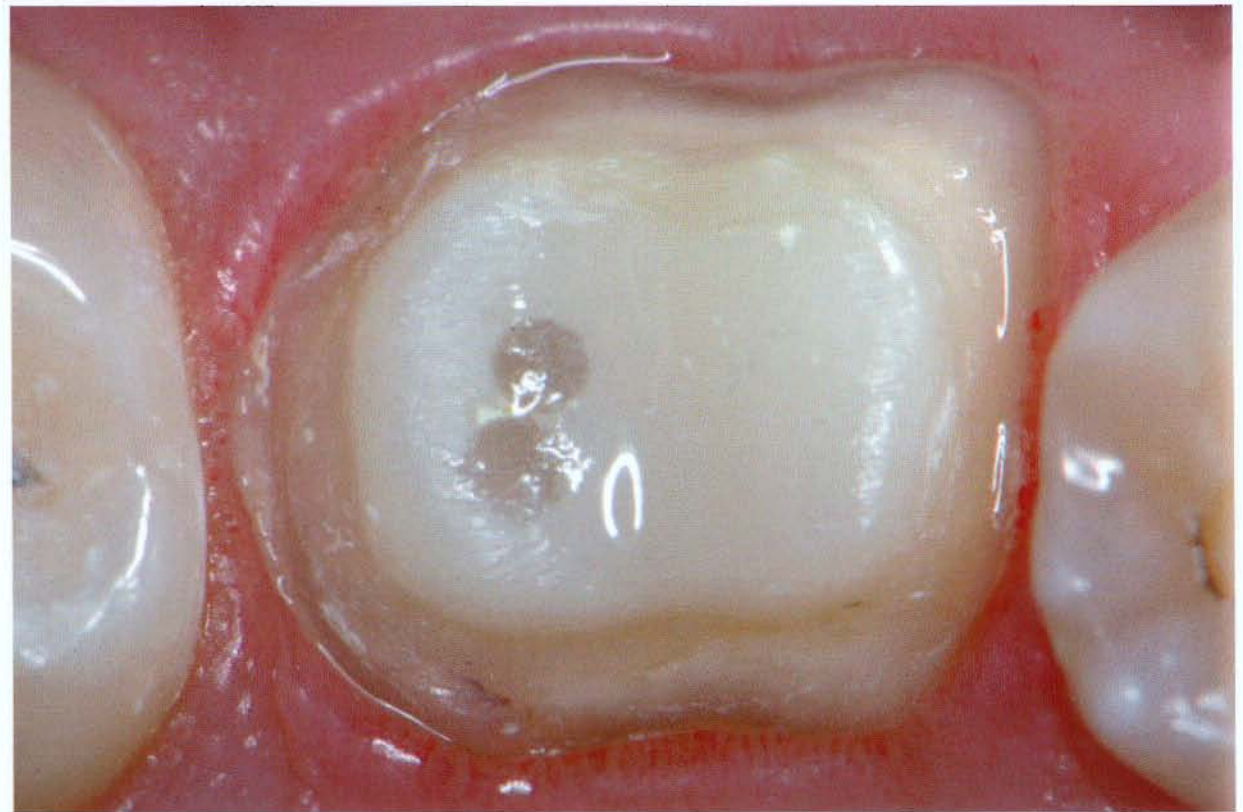
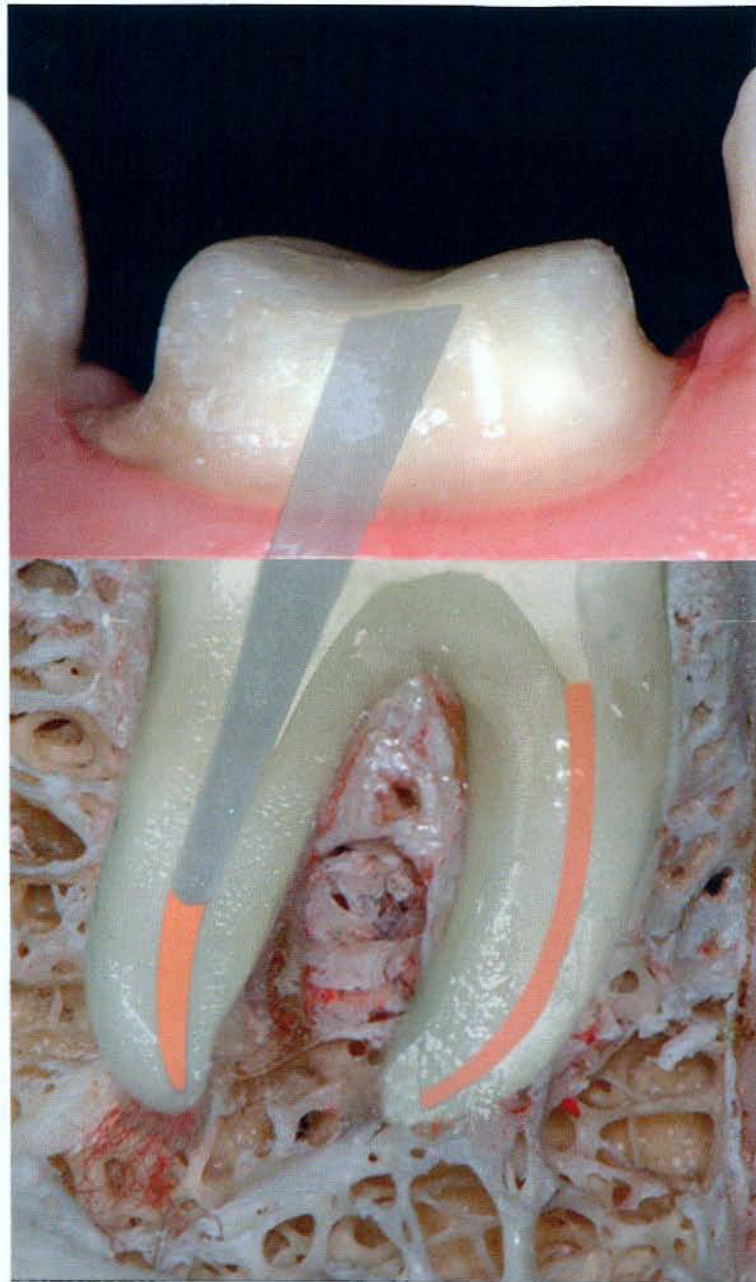
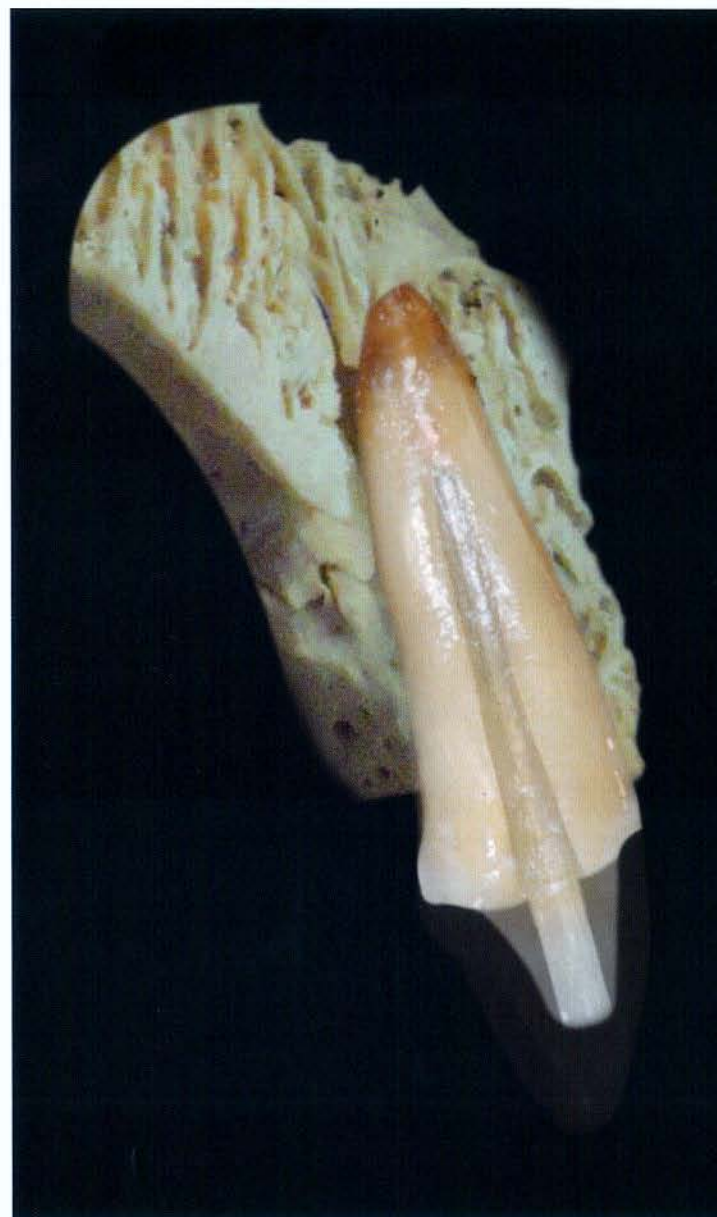


Figura 5.10 – Esquema didático ilustrando o uso do pino de fibra e núcleo de preenchimento coronário em um molar inferior. A grande área disponível para a adesão e extensão do núcleo de preenchimento aumenta significativamente a retenção, além de reduzir a sobrecarga no retentor.

Figura 5.11 – Vista oclusal de pinos de fibra cimentados e do núcleo de preenchimento coronário preparado para a instalação de uma coroa total. Nota-se o grande volume de resina composta.



Figuras 5.12 e 5.13 – Esquemas ilustrando o uso do pino de fibra e núcleo de preenchimento coronário em um incisivo central. Nos dentes anteriores, o núcleo de preenchimento é muito mais delgado, sobrecarregando o retentor durante a função ou parafunção.

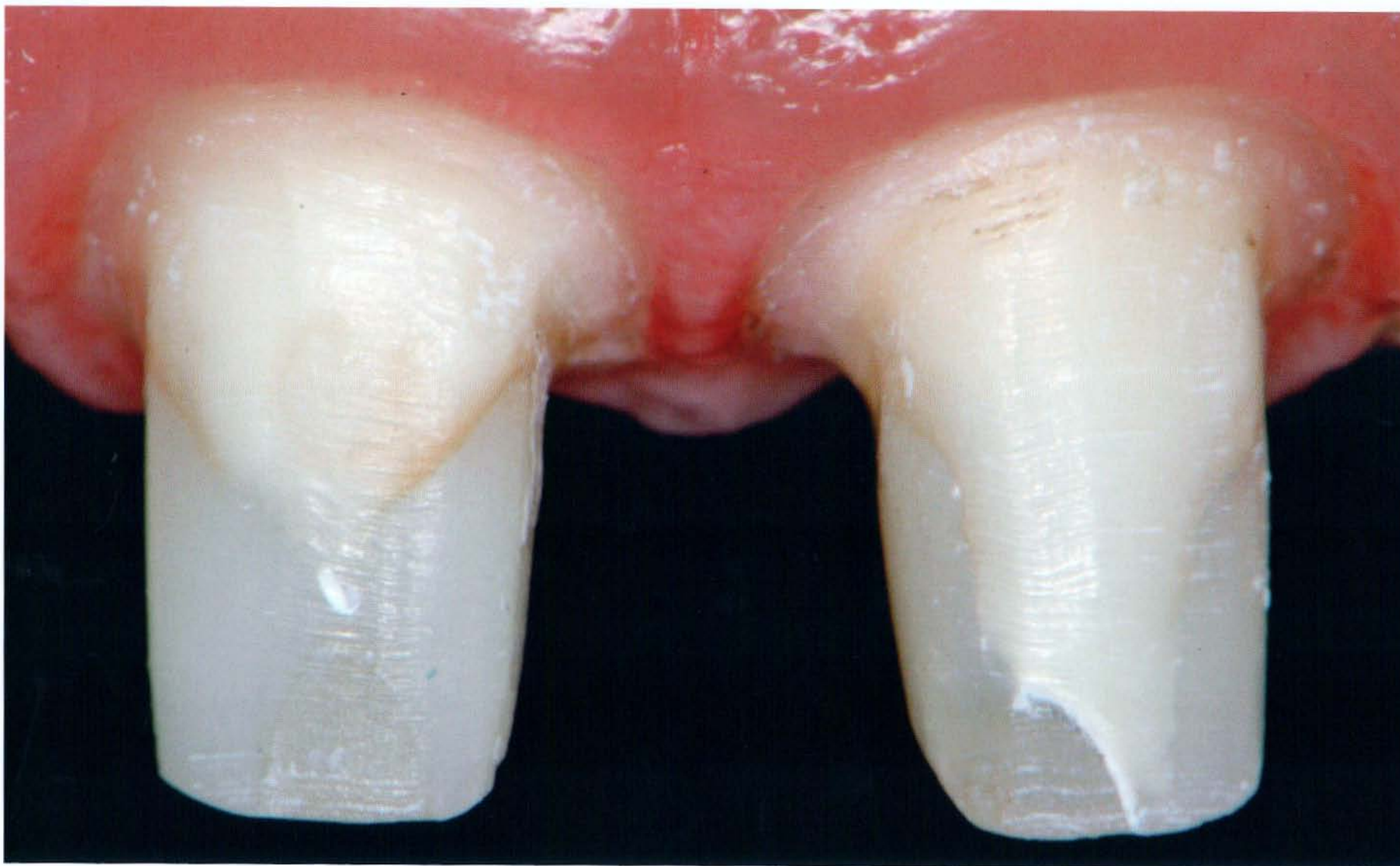


Figura 5.14 – Núcleo de preenchimento coronário confeccionado com resina composta micro-híbrida sobre um pino de fibra de vidro. Nota-se a preservação do remanescente de dentina.

Os pinos de fibra de carbono foram os primeiros a surgirem na Odontologia, porém a sua coloração escura dificulta o resultado estético (Figura 5.15), reduzindo a sua utilização. Esses retentores apresentam-se radiolúcidos (Figura 5.16), o que impede a sua identificação e localização nas radiografias e, conseqüentemente, o acompanhamento clínico. Para compensar este problema, surgiram pinos mistos contendo fibras de carbono internamente e fibras de quartzo externamente, melhorando também a sua aparência estética.

Atualmente, os pinos de fibra de vidro e quartzo são os mais utilizados, pois apresentam resistência adequada, assim como os de fibra de carbono, com a vantagem de apresentarem coloração compatível com os tecidos dentais, translucidez e radiopacidade.

Independentemente do tipo de fibra, o comportamento elástico dos retentores fibrorresinosos é bastante favorável, sendo observado um módulo de elasticidade mais semelhante ao da dentina, em especial quando expostos às forças oblíquas.² Dessa forma, ao contrário dos pinos/núcleos metálicos e cerâmicos, os pinos de fibra possibilitam uma distribuição mais uniforme das tensões ao longo da raiz, não sendo relatados casos de fraturas radiculares.^{9,10,21} Podem ser destacadas, ainda, vantagens até então não reunidas em outros retentores.

- Coloração compatível com a estética, excluindo os pinos de fibra de carbono.
- Não sofrem corrosão.
- Dispensam a etapa laboratorial, podendo ser finalizados em apenas uma sessão clínica.
- Possibilidade de preservação dos tecidos radiculares, pois não requerem preparos expulsivos para a sua utilização, como ocorre nos NMF.
- Permitem um melhor aproveitamento do remanescente coronário, podendo ser usados associados às restaurações diretas, aos *onlays* e laminados cerâmicos, não havendo a necessidade de um preparo para coroa total.
- A eventual falha do pino ou do tratamento endodôntico não implicará em perda do dente, podendo ser o pino removido e/ou novamente cimentado.
- As fraturas dentais, quando ocorrem, são mais favoráveis ao aproveitamento do remanescente dental.³¹

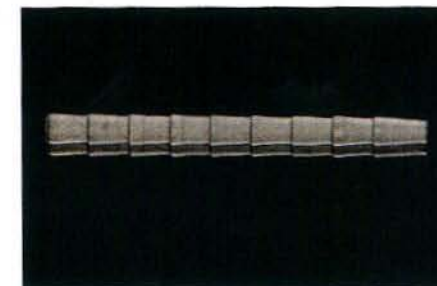


Figura 5.15 – Pino de fibra de carbono (Reforpost, Angelus).



Figura 5.16 – A radiolucidez do pino de fibra de carbono não permite a sua identificação no canal radicular, sendo interessante o uso de um cimento resinoso radiopaco para melhorar a visualização durante o acompanhamento clínico.

Ainda como vantagens, alguns sistemas de pinos de fibra apresentam alta translucidez, permitindo uma condução parcial da luz (Figuras 5.17 e 5.18), que pode auxiliar na polimerização do cimento resinoso/sistema adesivo e será melhor discutido no capítulo 6.

Durante as duas décadas de avaliação clínica e laboratorial, vários estudos confirmam o bom desempenho dos pinos de fibra^{2,9,10,21} e a maioria dos trabalhos relaciona as suas falhas à ausência de remanescente coronário, onde são observados deslocamentos desses retentores, principalmente, na fase de remoção das restaurações provisórias.¹⁰

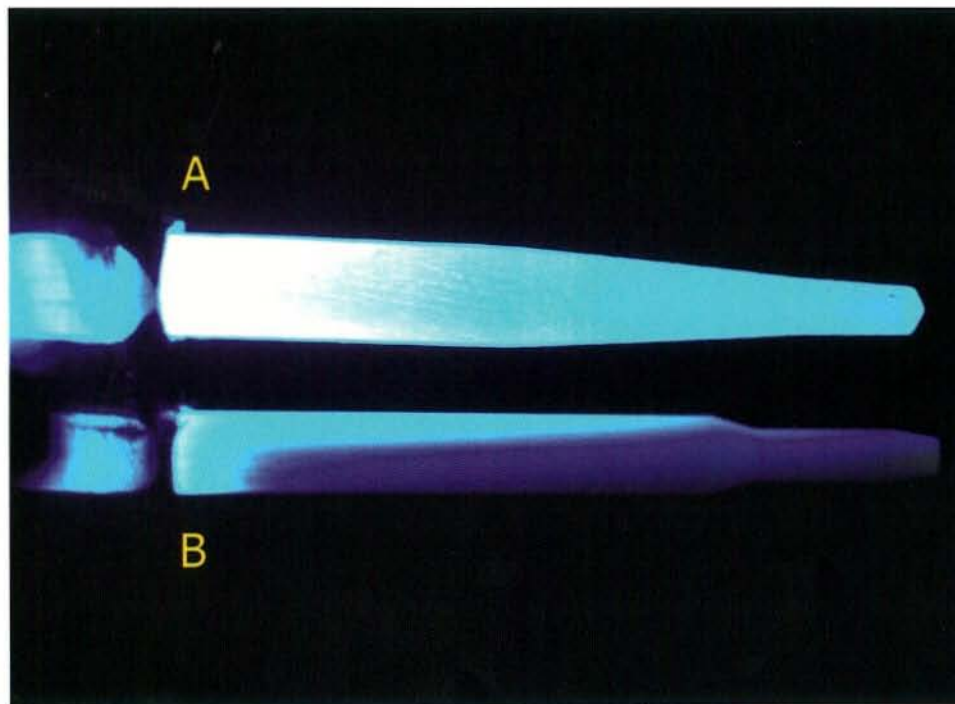


Figura 5.17 – Os pinos de fibras de vidro e quartzo são translúcidos, porém nem todos os sistemas apresentam translucidez suficiente para conduzir a luz de forma a auxiliar a polimerização do cimento resinoso e o sistema adesivo. Nota-se a maior capacidade de condução da luz no sistema White Post DCE (FGM) (A), quando comparado com o Aestheti-Plus (Bisco) (B).

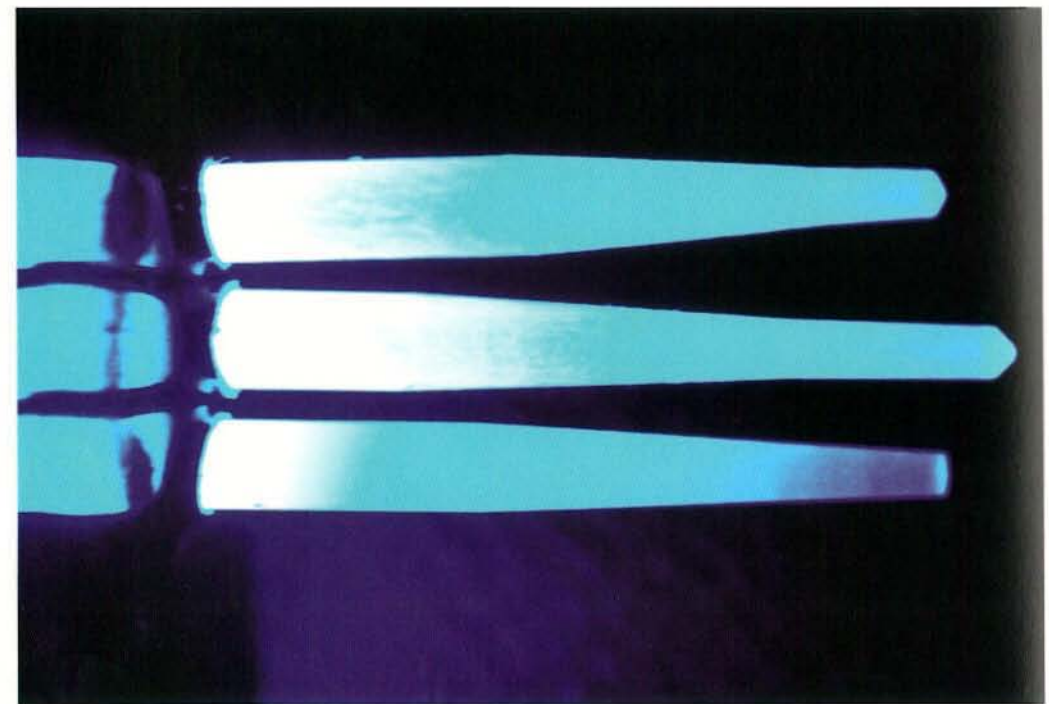


Figura 5.18 – Pinos de fibra com alto grau de translucidez. De cima para baixo, têm-se o White Post DCE (FGM), DT Light Post (Bisco) e FRC Postec (Ivoclar/Vivadent). Apesar da controvérsia encontrada na literatura sobre a capacidade de condução da luz através do pino, é uma tendência dos fabricantes produzirem pinos com essa característica, para possibilitar o emprego de sistemas adesivos e cimentos resinosos duais.

Desenho dos pinos

Quando os pinos de fibra foram desenvolvidos, acreditou-se inicialmente que o cimento resinoso ao preencher os espaços determinados pela falta de adaptação do retentor, seria suficiente para garantir a retenção e estabilização da reconstrução coronária (Figura 5.19), não importando a sua adaptação às paredes do canal radicular.

Contudo, com a divulgação de casos de deslocamentos dos pinos principalmente, em dentes com remanescente coronário inferior a 2 mm, condição bastante frequente em reabilitações protéticas, percebeu-se a importância de melhorar o preenchimento do canal radicular a partir do uso de retentores que se adaptem às paredes do conduto, aumentando a sua retenção friccional, como ocorre nos NMF. Isto se deve, em parte, porque os deslocamentos dos pinos podem ser explicados pela dificuldade de adesão na dentina intrarradicular, sensibilidade da técnica adesiva, baixa resistência coesiva e alta contração de polimerização dos cimentos resinosos, dificuldades estas potencializadas pelo alto fator configuração cavitária do canal radicular.⁶

Atualmente, mesmo considerando essas limitações da cimentação adesiva no substrato intrarradicular, os cimentos resinosos representam a melhor opção para auxiliar a retenção dos pinos de fibra.²⁹ Estudos demonstram valores de retenção mais altos dos cimentos resinosos, quando comparados com os cimentos de ionômero de vidro⁵ ou de fosfato de zinco.^{12,32} Entretanto, o melhor desempenho dos cimentos resinosos depende da utilização de uma mínima camada do mesmo,⁸ sendo necessário que o retentor esteja bem adaptado às paredes do canal radicular.^{15,24-26} Dessa forma, os desenhos/diâmetros dos retentores são fundamentais para o sucesso da restauração.



Figura 5.19 – Imagem de um retentor mal adaptado à região cervical, determinando a necessidade de um grande volume de cimento resinoso para a sua fixação.



Figura 5.20 – Imagem de pinos cilíndricos: (A) Aestheti-Plus (Bisco), B e C – Fibrekor (Generic Pentron), D e E – Parapost Fiber White (Coltène/Whaledent).



Figura 5.21 – Pinos de fibra de vidro Parapost Fiber White (Coltène/Whaledent), com os seus respectivos alargadores.

Pinos cilíndricos

Os primeiros pinos introduzidos na Odontologia, em sua maioria, apresentavam formato cilíndrico ou paralelo (Figuras 5.20 e 5.21), que conceitualmente favorecem melhor retenção,¹⁸ desde que sejam cimentados em preparos paralelos. Todavia, o canal radicular apresenta-se cônico e com o alargamento dos terços cervical e médio realizado durante o tratamento endodôntico para melhorar o acesso dos instrumentos ao forame apical, se torna ainda mais cônico.

Dessa forma, os pinos cilíndricos não apresentam uma boa adaptação às paredes do canal radicular, a não ser que seja realizado um desgaste expressivo do terço apical, o que aumenta os riscos de perfurações laterais nessa região da raiz, que normalmente já apresenta dimensões reduzidas (Figura 5.22).¹⁸

Essa falta de adaptação dos pinos cilíndricos na região cervical do canal radicular aumenta o volume necessário de cimento resinoso, potencializando os efeitos indesejáveis da contração de polimerização. Com isso, há um prejuízo na adesão justamente na região cervical onde o substrato dentinário radicular apresenta as melhores características para a adesão,¹¹ sendo observada em estudos uma melhor qualidade da zona de interdifusão resina/dentina nessa região, além de maiores valores de resistência adesiva.²² Para agravar a situação, na região cervical do canal radicular, existe maior acúmulo de tensões durante a incidência das forças mastigatórias.^{19,30} Tais tensões são transferidas para a camada de cimento resinoso (Figuras 5.23 e 5.24), que por sua vez apresenta baixa resistência coesiva, podendo sofrer ruptura. Diante disso, o uso de pinos cilíndricos poderá aumentar o risco de deslocamento.

Visando amenizar os problemas relacionados aos retentores cilíndricos, podem ser empregados pinos de fibra de vidro acessórios (Reforpin, Angelus) lateralmente ao pino principal ou um segundo pino principal com dimensões apicais reduzidas (White Post nº 0.25E, 0.5, 0.5E, FGM; FRC-Postec nº 0, Ivoclar/Vivadent e DT Light Post nº 0.5, Bisco), para compensar a sua falta de adaptação cervical (Figuras 5.25 e 5.26).

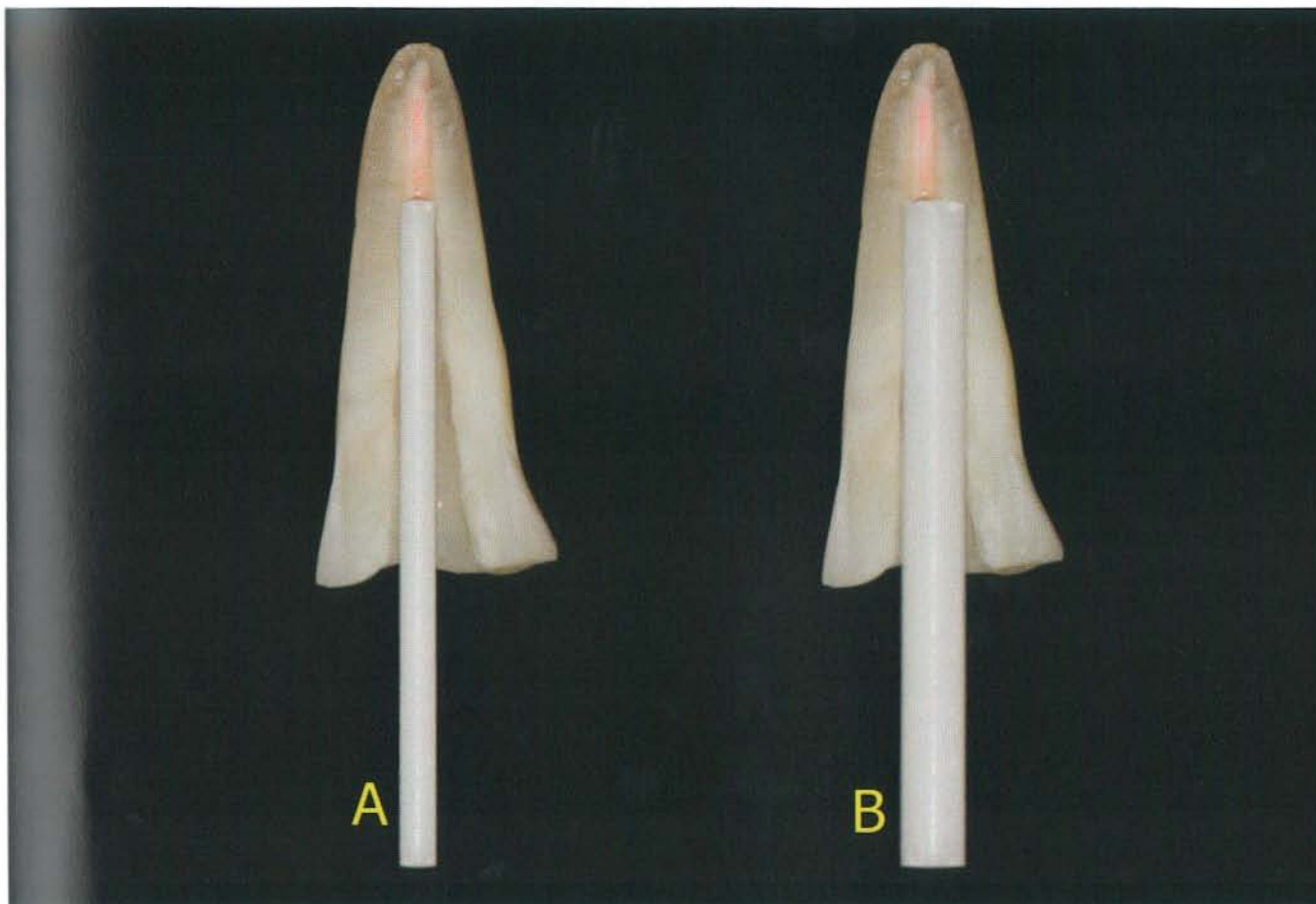


Figura 5.22 – A utilização de pinos cilíndricos delgados determina a necessidade de um grande volume de cimento resinoso para a sua fixação (A). Por outro lado, o uso de pinos com maior diâmetro para melhorar a adaptação aumenta o risco de perfuração radicular (B).

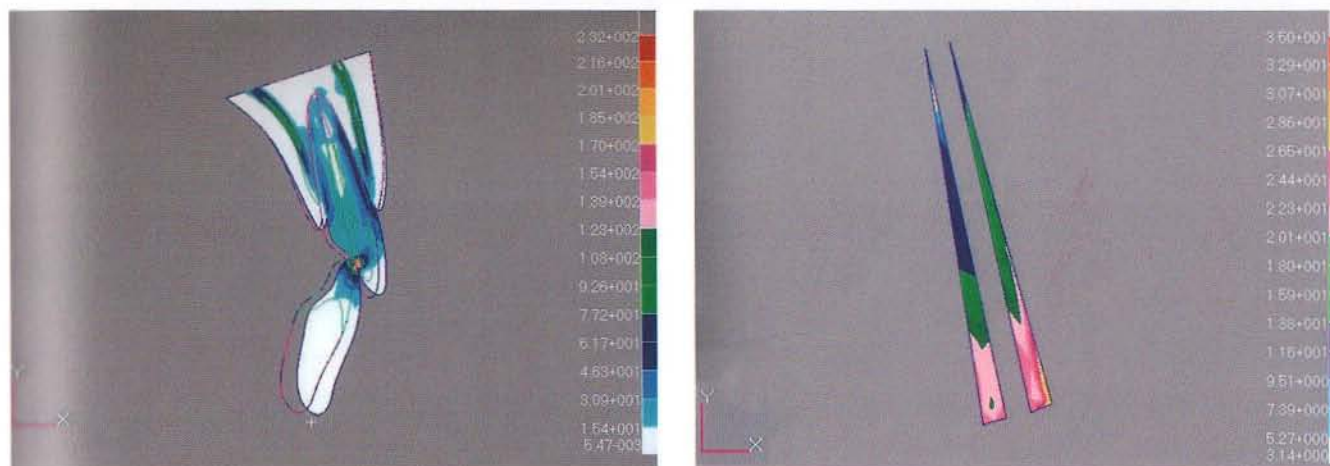
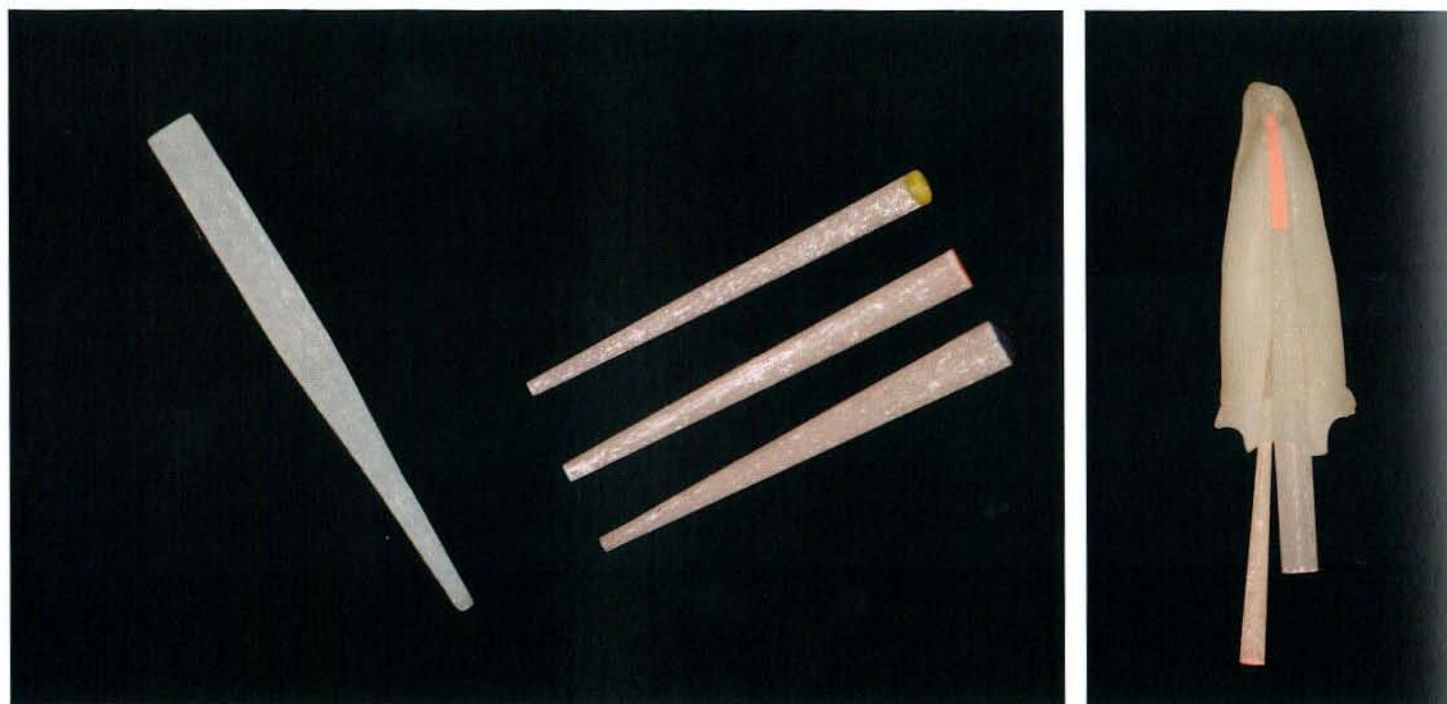


Figura 5.23 – Ensaio pelo método dos elementos finitos para a avaliação da distribuição das tensões em um dente tratado endodonticamente, restaurado com pino pré-fabricado cilíndrico, solicitando um volume expressivo de cimento resinoso para a sua fixação. Na análise das tensões nas figuras, as cores quentes representam maiores concentrações de tensões, conforme a escala do lado direito da imagem.

Figura 5.24 – Representação da camada de cimento recebendo tensões oriundas do contato oclusal. (Ensaio realizado no Laboratório de Simulação Odontológica do Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic).

Figura 5.25 – Pino White Post DCE nº 0.25 (FGM) (à esquerda) e pinos acessórios Reforpin (Angelus) (à direita).

Figura 5.26 – Esquema ilustrando o emprego de um pino acessório (Reforpost, Ângelus), lateral a um pino principal (FRC Postec, Ivoclar/Vivadent). Os pinos acessórios podem ser utilizados com pinos paralelos ou também com pinos cônicos, conforme o esquema. Apesar de favorecerem uma importante redução da quantidade necessária de cimento resinoso, não possibilitam um preenchimento total dos espaços entre o pino e a dentina.



Pinos cônicos

O pino ideal deve atender às exigências mecânicas impostas aos dentes durante a mastigação, estando o mais adaptado possível às paredes do conduto e, ao mesmo tempo, respeitar e preservar a anatomia endodôntica. Considerando o formato do canal radicular, este pino deve ser preferencialmente cônico.

Nesse contexto, diversas empresas introduziram retentores cônicos com desenhos e graus de conicidade diferentes (Figura 5.27), destacando-se os pinos cônicos paralelos (FRC-Postec, Ivoclar/Vivadent) e os pinos de dupla conicidade (DT Light Post, Bisco e White Post DC e DCE, FGM). Vale ressaltar que ao classificar os pinos em cônicos, os autores e as empresas consideram, geralmente, a parte do pino que será cimentada no canal radicular, uma vez que a porção coronária e a área do pino que será cortada previamente à sua cimentação na maioria dos sistemas são cilíndricas.

Os pinos de fibra são normalmente acompanhados de alargadores padronizados às diferentes numerações (Figuras 5.28 e 5.29), possibilitando um preparo que favorece a melhor adaptação do retentor²⁷ (Figuras 5.30 e 5.31).

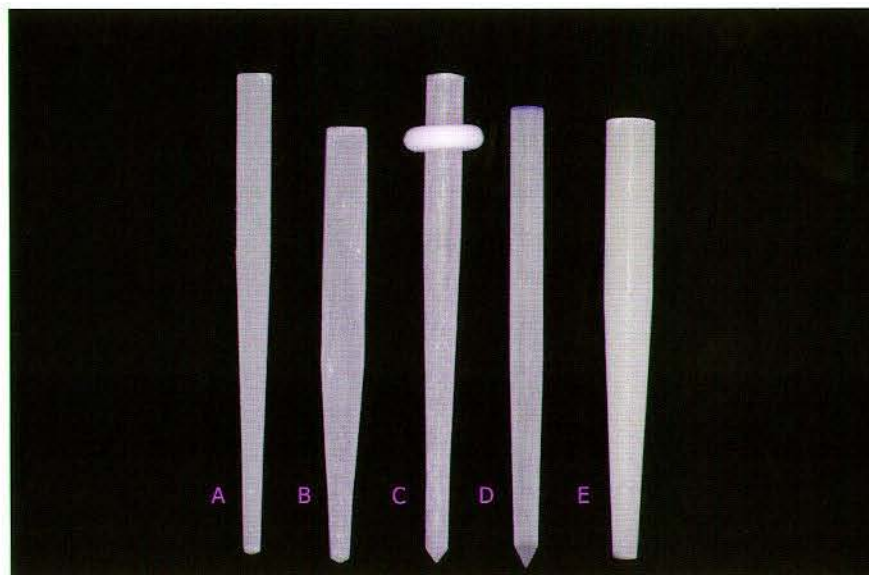


Figura 5.27 – Pinos de fibras com diferentes graus de conicidade: (A) White Post DC, FGM; (B) White Post DCE, FGM; (C) DT Light Post, Bisco; (D) Unicore, Ultradent; (E) FRC Postec, Ivoclar/Vivadent. Apesar de serem classificados como pinos cônicos, estes sistemas apresentam uma parte cilíndrica.



Figura 5.28 – Pinos de fibra de quartzo DT Light Post (Bisco) com os seus respectivos alargadores.

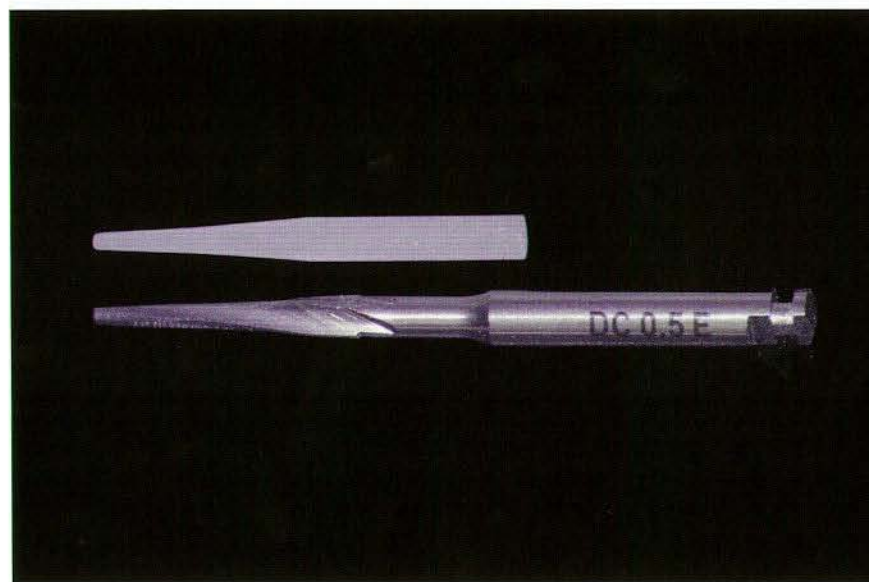


Figura 5.29 – Pino de fibra de vidro White Post DCE n° 0.5 (FGM) com o seu respectivo alargador.



Figuras 5.30 e 5.31 – Radiografias demonstrando a excelente adaptação de pinos cônicos às paredes do canal radicular. Respectivamente, tem-se o FRC Postec Plus n° 3 (Ivoclar/Vivadent) e o White Post DC n° 1 (FGM).

Evolução na “biologia” e mecânica dos pinos de fibra

Redução do diâmetro das pontas dos pinos

Inicialmente, a maioria dos sistemas de pinos apresentava três opções de diâmetros (1, 2 e 3), o que dificultava a sua utilização em dentes com diâmetros radiculares reduzidos e/ou achatamento mesiodistal da raiz. Estes aspectos são frequentemente observados em dentes posteriores, anteriores inferiores e, até mesmo, em alguns incisivos superiores (Figuras 5.32 a 5.34) e determinam o aumento do risco de desvios e perfurações radiculares (Figuras 5.35 a 5.37).



Figura 5.32 – Vistas lateroaxiais e frontais de diferentes dentes demonstrando a grande variação dos canais radiculares quanto ao número, formato e diâmetro.

Dessa forma, algumas empresas desenvolveram pinos com diâmetros apicais menores (DT Light Post 0.5, Bisco; FRC Postec Plus 0, Ivoclar/Vivadent; White Post DC 0.5, DCE 0.5 e DCE 0.25, FGM), o que aumenta a possibilidade de utilização e a segurança durante a fase de preparo. No capítulo 8 é realizada uma ampla discussão sobre estratégias de preparo nos diferentes dentes, considerando-se os calibres dos pinos e instrumentos endodônticos (Quadro 8.1, capítulo 8).

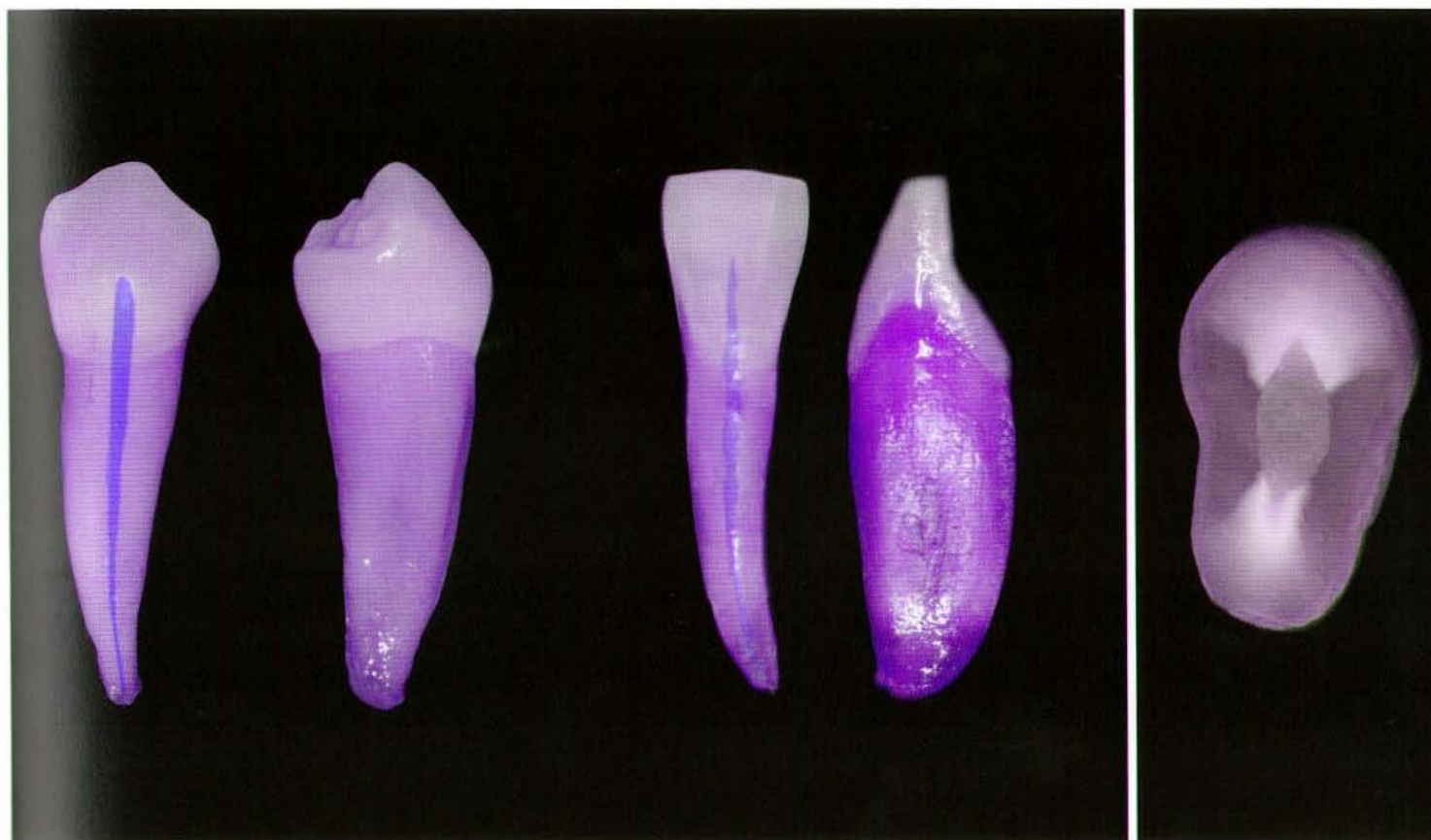


Figura 5.33 – Vistas frontal e lateral de um pré-molar inferior e um incisivo central inferior. As imagens frontais mostram canais extremamente delgados, principalmente nos terços médio e apical das raízes. Nas vistas laterais, percebe-se um achatamento das raízes na altura do terço médio, região onde normalmente se localiza a ponta do pino.

Figura 5.34 – Vista oclusal de fragmento do terço médio de um dente com achatamento mesiodistal da raiz. Esse estreitamento aumenta os riscos de perfurações laterais, não sendo visualizado nas radiografias.



Figuras 5.35 a 5.37 – Caso clínico evidenciando uma reabsorção no terço médio radicular, provavelmente causada por uma perfuração durante a fase de preparo para o NMF em um pré-molar com possível achatamento mesiodistal da raiz. Na figura **5.35** observa-se um tratamento endodôntico adequado. Na figura **5.36**, nota-se um NMF que não preenche totalmente o espaço desobstruído e, ainda, um preparo relativamente amplo no terço médio da raiz, sendo que a imagem não sugere uma perfuração radicular. A radiografia realizada dois anos após a cimentação do pino (**5.37**) sugere reabsorção radicular e ampla destruição óssea, inviabilizando o aproveitamento do dente.

Utilização de alargadores com pontas inativas

Ainda com a finalidade de prover segurança ao preparo, alguns fabricantes de pinos desenvolveram alargadores com menor potencial de corte na sua ponta, reduzindo os riscos de desvios e perfurações laterais (Figura 5.38).



Figura 5.38 – Alargadores dos sistemas Fibrekor (Generic Pentron) (A) DT Light Post (Bisco) (B) e White Post DCE (FGM) (C). Os alargadores cilíndricos (A), apresentam, geralmente, alto potencial de corte na sua ponta, tornando o preparo mais perigoso. Nos sistemas cônicos, os riscos de desvios e perfurações laterais são menores por possuírem diâmetros apicais mais delgados (B e C) e pontas inativas em alguns sistemas (C).

Pinos com dupla conicidade reforçados

Apesar do formato cônico ser o que melhor preenche os requisitos biomecânicos (capítulo 8), algumas vezes, a região cervical do preparo é muito ampla devido, por exemplo, ao desgaste endodôntico excessivo ou à necrose ocorrida em dentes com rizogênese incompleta, de forma que os pinos com formatos cônicos convencionais não preenchem satisfatoriamente essa região. Considerando tal dificuldade, surgiu um novo desenho de pino que apresenta maior grau de conicidade (pino com dupla conicidade reforçado).

Os pinos com dupla conicidade reforçados são caracterizados por disporem de uma ponta mais delgada e, em função da sua maior conicidade, apresentar maior espessura, geralmente, na área que estará adaptada à região cervical da raiz (Figuras 5.39 e 5.40).

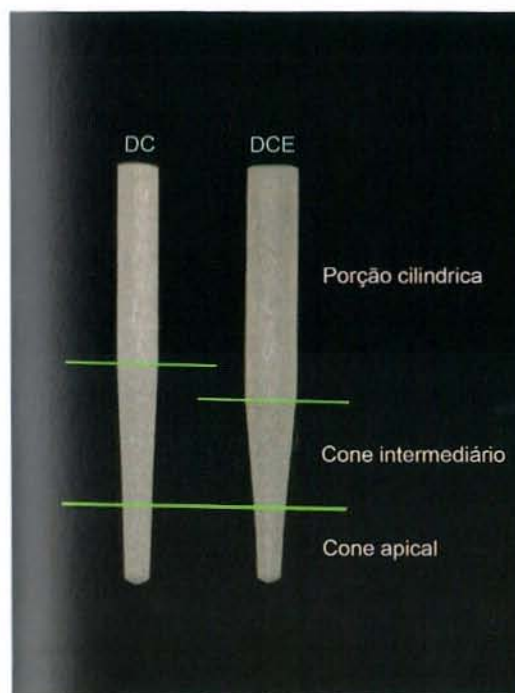


Figura 5.39 – Pinos com dupla conicidade (White Post DC, FGM) e com dupla conicidade reforçada (White Post DCE, FGM). Os modelos DC e DCE com a mesma numeração possuem cones apicais aproximados e diâmetros equivalentes nas suas pontas. No pino DCE, o cone intermediário é mais curto e apresenta maior grau de conicidade, sendo a porção cilíndrica mais calibrosa.

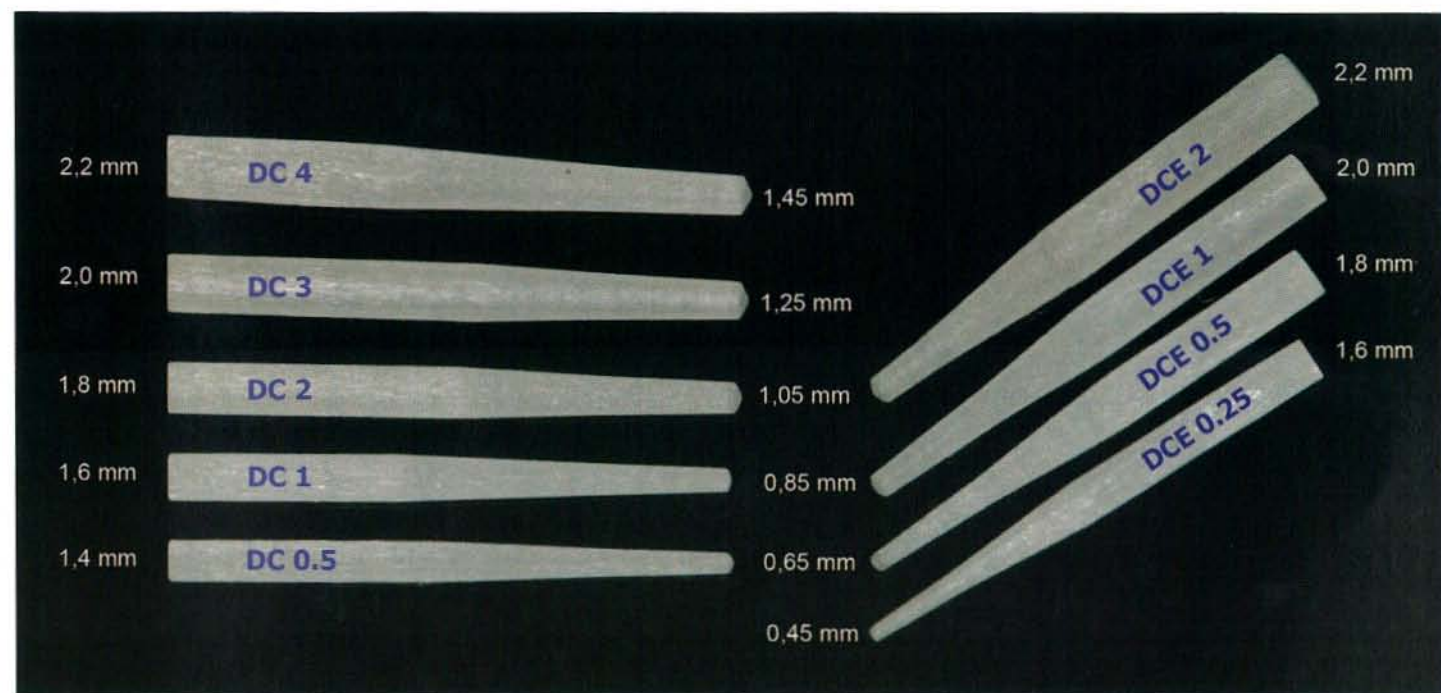


Figura 5.40 – Diâmetros dos pinos White Post DC e DCE. Comparativamente, os pinos DC e DCE com a numeração igual apresentam o mesmo diâmetro na ponta. Na porção cilíndrica, o DC nº 4 e o DCE nº 2, o DC nº 3 e o DCE nº 1, o DC nº 2 e o DCE nº 0,5, o DC nº 1 e o DCE nº 0,25 são equivalentes.

Com isso, estes pinos possibilitam menos desgaste apical, reduzindo os riscos de desvios e perfurações laterais e, ao mesmo tempo, melhoram o preenchimento cervical do canal radicular. Assim, a quantidade necessária de cimento resinoso para a fixação do pino é menor, reduzindo o seu risco de deslocamento. Além disso, há redução do volume de resina composta durante a confecção do núcleo de preenchimento coronário, o que favorece mais resistência desse núcleo. Obviamente, por apresentarem um maior diâmetro cervical, apresentam maior quantidade de fibras, sendo conseqüentemente mais resistentes que os pinos com dupla conicidade convencionais de mesma numeração. Estes fatores possibilitam um melhor prognóstico protético, até mesmo em dentes com remanescente coronário inferior a 2 mm (Figuras 5.41 a 5.46).

Enfim, os pinos com dupla conicidade reforçados favorecem um melhor preenchimento cervical do canal radicular utilizando um retentor com ponta mais fina, evitando a necessidade de seleção de pinos com maiores diâmetros apicais para melhorar a adaptação à região cervical (Figuras 5.47 e 5.48). Para exemplificar: um canal radicular com a região cervical ampla apresentando diâmetro compatível com o pino DC nº 3 (FGM) e que dispõe de uma região radicular apical delgada, se utilizado este pino há um risco de desvio apical durante a fase de preparo; já com o uso do pino DCE nº 1 (FGM), que apresenta o mesmo diâmetro cervical do DC nº 3, os riscos para se obter um bom preenchimento cervical são consideravelmente menores (Figuras 5.49 a 5.52).

Vale ressaltar que o pino com dupla conicidade reforçado não substitui o pino com dupla conicidade convencional e, sim, aumenta as possibilidades de escolha durante a seleção, o que é extremamente importante devido à diversidade de formatos e diâmetros dos canais radiculares. Nos dentes anteriores superiores é muito frequente o uso de pinos com dupla conicidade reforçados, pois após o tratamento endodôntico a entrada dos canais desses dentes torna-se bastante ampla.

Figura 5.41 – Incisivo lateral superior direito sem remanescente coronário isolado para a cimentação de um pino de fibra de vidro.

Figura 5.42 – Radiograficamente, percebe-se um tratamento endodôntico satisfatório e uma raiz com dimensões reduzidas. É possível visualizar paredes fragilizadas na região cervical da raiz em função de desgaste excessivo anteriormente realizado e uma região apical bastante delgada. Esta condição é ideal para o uso dos pinos com dupla conicidade reforçados.





Figura 5.43 – Pino White Post DCE nº 1 (FGM) selecionado sendo testado. Nota-se sua excelente adaptação às paredes do canal radicular, na região cervical.



Figura 5.44 – Aspecto radiográfico do pino cimentado, após a finalização da restauração com resina composta.



Figura 5.45 – Aspecto imediato da prótese cimentada (Caso clínico realizado em conjunto com os professores Mauricio Lago – EBMSP e Luiz Bastos – EBMSP).



Figura 5.46 – Radiografia realizada 2 anos após a cimentação da prótese.



Figuras 5.47 e 5.48 – Imagens comparativas de pinos com dupla conicidade (White Post DC nº 1, FGM) e com dupla conicidade reforçado (White Post DCE nº 1, FGM), posicionados em um incisivo central. Os pinos com dupla conicidade reforçados possibilitam um preenchimento cervical melhor com mínimo preparo do terço apical.

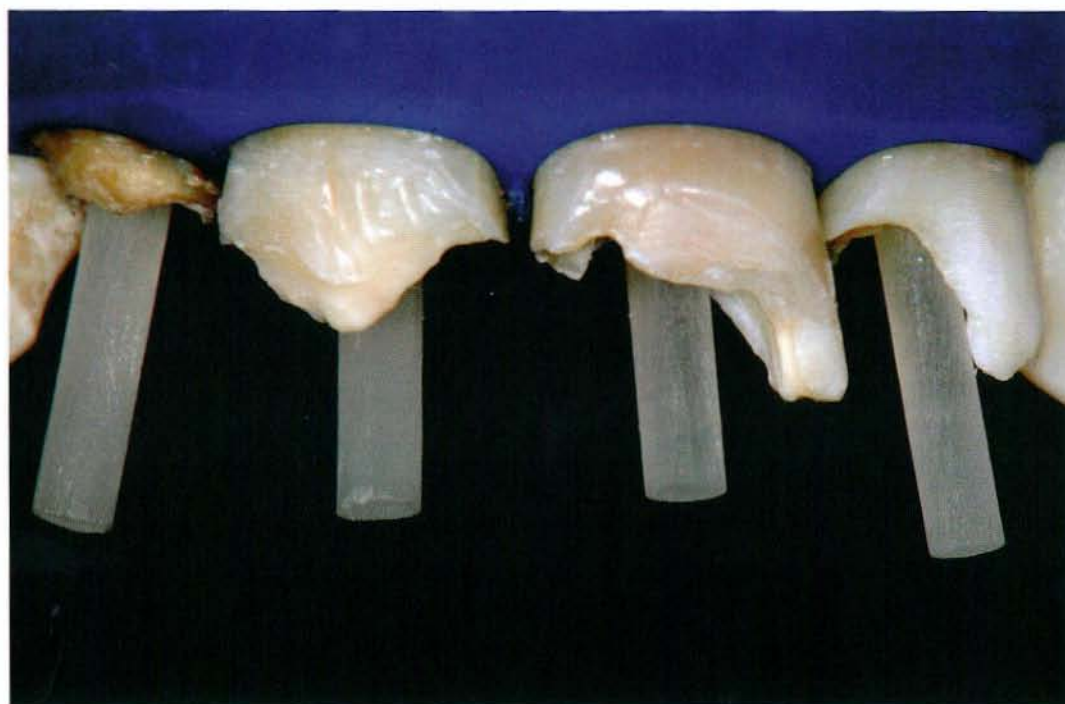


Figura 5.49 – Vista vestibular de pinos White Post DCE (FGM) sendo testados. Para o incisivo lateral superior esquerdo foi utilizado o DCE nº 1 (FGM) e nos demais dentes, os pinos DCE nº 2 (FGM).



Figura 5.50 – Radiografia evidenciando a adaptação dos pinos White Post DCE (FGM) em todos os incisivos superiores.



Figuras 5.51 e 5.52 – Imagens comparando os pinos White Post DC (FGM) com os pinos White Post DCE (FGM) com a mesma numeração. É possível notar a melhor adaptação cervical para o White Post DCE.

A grande evolução dos pinos de fibra deu-se com o aumento das opções de desenhos e diâmetros, o que possibilitou a seleção de pinos que se adaptam melhor à anatomia endodôntica, de forma a preservar os tecidos dentais, aumentando a segurança durante a fase de preparo do canal radicular, além de melhorar o prognóstico restaurador e protético.

Referências

1. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(4):431-7.
2. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999; 27:275-8.
3. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prost Dent.* 1994; 71:565-7.
4. Baraban DJ. A simplified method for making posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1970; 24(3):287-97.
5. Bonfante G, Kaizer OB, Pegoraro LF, Do Valle AF. Tensile bond strength of glass fiber posts luted with different cements. *Braz Oral Res.* 2007; 21(2):159-64.
6. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 2003; 19(3):199-205.
7. Buoncristiani I, Seto BG, Caputo AA. Evaluation of ultrasonic and sonic instruments for intraradicular post removal. *J Endod.* 1994; 20:486-9.
8. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(3):193-8.
9. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and core. *Am J Dent.* 2000; 13:15-8.
10. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2000; 13: 9b-13b.
11. Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C. Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. *Int J Prosthodont.* 2001; 14(6):543-9.
12. Fonseca RG, Santos JG, Adabo GL. Influence of activation modes on diametral tensile strength of dual-curing resin cements. *Braz Oral Res.* 2005; 19(4):267-71.
13. Gaffney JL, Lehman JW, Miles MJ. Expanded use of the ultrasonic scaler. *J Endod.* 1981; 7:228-9.
14. Glazer B. Restoration of endodontically treated teeth with carbon fiber posts: a prospective study. *J Can Dent Assoc.* 2000; 66:613-8.
15. 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; 31:608-12.
16. Heidecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent.* 2001; 29:427-33.

17. Ko CC, Chu CS, Chung, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 1992; 68(3):421-7.
18. Lambjerg-hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil*; 1997; 24:882-7.
19. Lee HE, Lin CH, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at cervical lesions of maxillary premolar-a finite element investigation. *J Dent.* 2002; 30:283-90.
20. Machtou P, Sarfati P, Cohen AG. Post removal prior to retreatment. *J Endod.* 1989; 15(11):552-4.
21. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont.* 2003; 16(1):39-44.
22. Mallmann A, Jacques LB, Valandro LF, Mathias P, Muench A. Microtensile bond strength of light- and self-cured adhesive systems to intraradicular dentin using a translucent fiber post. *Oper Dent.* 2005; 30(4):500-6.
23. Martelli R. Fourth-generation intraradicular posts for the aesthetic restoration of anterior teeth. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 2000; 12(6):579-84.
24. Muniz L. Novo conceito para retenção intrarradicular: Preparo endodôntico para pinos de fibra. *Rev Dental Press de Estética.* 2005; 2(1):70-81.
25. Muniz L, Mathias P. The influence of sodium hypochlorite and root canal sealers on post retention in different dentin regions. *Oper Dent.* 2005; 30(4):533-9.
26. Muniz L, Fontes C, Rocha P, Mallmann A, Pimenta LA, Mathias P. Influência de cimentos resinosos na retenção de pino de fibra em diferentes regiões da dentina. *JBE.* 2007; 7(27): 295-304.
27. Muniz L, Góes CF, Oliveira AC, Mathias P, Bezerra RB, Fontes CM. Restaurações diretas associadas a pinos de fibra de vidro em dentes fraturados. Relato de caso clínico. *Rev Dental Press de Estética.* 2005; 2(3):47-59.
28. Nash RW. The use of posts for endodontically treated teeth. *Compend Contin Educ Dent.* 1998;19(10):1054-6,1058-60.
29. Naumann M, Sterzenbach G, Rosentritt M, Beuer F, Frankenberger R. Is adhesive cementation of endodontic posts necessary? *J Endod.* 2008; 34(8):1006-10.
30. Rees JS. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. *Eur J Oral Sci.* 1998; 106:1028-32.
31. Salameh Z, Sorrentino R, Papacchini F, Ounsi HF, Tashkandi E, Goracci C, Ferrari M. Fracture resistance and failure patterns of endodontically treated mandibular molars restored using resin composite with or without translucent glass fiber posts. *JOE.* 2006; 32:752-5.
32. Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B. The retentive effects of pre-fabricated posts by luting cements. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(6):585-9.
33. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg.* 1972; 33:952-60.
34. Warren SR, Gutmann JL. Simplified method for removing intrarradicular posts. *J Prosthet Dent.* 1979; 42(3):353-6.
35. Williams VD, Bjorndal AM. The Masserann technique for the removal fractured posts in endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(1):46-8.