

Fatores determinantes na seleção de pinos intra-radulares

*José Vitor Quinelli MAZARO^a, Wirley Gonçalves ASSUNÇÃO^b,
Eduardo Passos ROCHA^b, Paulo Renato Junqueira ZUIM^b,
Humberto GENNARI FILHO^b*

*^aMestrando do Programa de Pós-Graduação em Odontologia,
Área de Concentração Prótese Dentária, Faculdade de Odontologia,
UNESP, 16015-050 Araçatuba - SP, Brasil*

*^bProfessor do Departamento de Materiais Odontológicos e Próteses,
Faculdade de Odontologia, UNESP, 16015-050 Araçatuba - SP, Brasil*

Mazaro JVQ, Assunção WG, Rocha EP, Zuim PRJ, Gennari Filho H. Factors determining of intraradicular post selection. Rev Odontol UNESP. 2006; 35(4): 223-231.

Resumo: A reconstrução de dentes tratados endodonticamente freqüentemente requer a utilização de pinos e núcleos para o restabelecimento da estética e da função. A seleção de um apropriado sistema pino/núcleo é um dilema clínico, visto as amplas variedades disponíveis. O propósito deste artigo foi discutir os vários fatores que influenciam na seleção do pino e do núcleo, tais como comprimento da raiz, anatomia do dente, largura da raiz, configuração do canal, quantidade de estrutura dental coronária, força de torção, stress, desenvolvimento da pressão hidrostática, design e material do pino, compatibilidade do material, capacidade de adesão e retenção do núcleo, reversibilidade, estética e material da coroa. Assim, baseadas na literatura consultada, algumas recomendações clínicas foram propostas no intuito de orientar o clínico na seleção do sistema pino/núcleo mais adequado para cada caso: 1) conservar o máximo de estrutura dental possível durante o preparo do conduto radicular; 2) pino e núcleo fundido personalizado são recomendados para canais radulares não-circulares e quando se tem moderada a severa perda de estrutura dentária coronal; 3) pinos pré-fabricados paralelo, passivo, serrilhado e com auto-escape são recomendados para canais circulares pequenos; 4) pinos com fator anti-rotacional devem ser utilizados em situações com canais circulares; 5) adequado selamento apical deve ser mantido sem comprometer o comprimento do pino; 6) mais de um pino deve ser usado para dente curto multiradicular; 7) pinos paralelos passivos são preconizados pela adequada retenção, mas, quando a espessura de dentina apical é mínima, um pino com design paralelo-cônico deve ser indicado; 8) a capacidade retentiva da cabeça do pino facilita a retenção do material para o núcleo; 9) o pino deve assegurar compatibilidade do material, capacidade adesiva, adequada rigidez e compatibilidade estética com a restauração definitiva; 10) reversibilidade, em casos de falha, deve ser considerada; 11) o sistema deve ser de fácil uso e custo viável.

Palavras-chave: *Prótese dentária; endodontia; pino; núcleo.*

Abstract: The reconstruction of teeth treated endodontically frequently requests the use of post and core for the aesthetics and function restoration. The selection of an appropriate post-core system can be a clinical dilemma, seen the wide variety available. The purpose of this article was to discuss the several factors that influence in the selection of the post and core, such as root length, tooth anatomy, root width, canal configuration, amount of coronal tooth structure, torquing force, stresses, development of hidrostatic pressure, post design and material, material compatibility, bonding capacity, core retention, retrievability, esthetics and crown material. As it is, this article can serve as a guide to help the clinical in the selection of the post-core system. This way, based on the consulted literature, some clinical recommendations were proposed with the intention of guiding the clinical in the selection of the post-core system more appropriate for each case, being:

1) conserve as much remaining tooth structure as possible during the post space preparation, 2) custom-cast post and cores are recommended for noncircular root canals and when coronal tooth structure loss is moderate to severe, 3) parallel-sided, passive, serrated and self-venting prefabricated posts are recommended for small circular canals, 4) posts with an antirotational feature should be used in circular canals situations, 5) adequate apical seal must be maintained without compromising the post length, 6) more than one post must be used for multirooted short teeth, 7) passive parallel posts are advocated for adequate retention but when the apical thickness of dentin is minimal, a parallel-tapered combination post design may be preferred, 8) retentive qualities of the post head may facilitate firm retention of core material, 9) the post should ensure material compatibility, bonding ability, adequate rigidity, and esthetic compatibility with permanent restoration, 10) retrievability in the event of failure should be considered, and 11) the system should be easy to use and cost effective.

Keywords: *Dental prosthesis; endodontics; Post-core system.*

Introdução

A longevidade de dentes envolvidos endodonticamente tem sido grandemente aumentada devido ao contínuo desenvolvimento da terapia endodôntica e de procedimentos restauradores. Dispositivos intrarradiculares têm sido utilizados com o intuito de devolver a função original a dentes tratados endodonticamente e/ou comprometidos estruturalmente. Tais dispositivos variam desde um núcleo metálico fundido convencional a técnicas usando sistemas de pinos pré-fabricados disponíveis comercialmente^{1,2}. Nas últimas décadas, vários sistemas de pinos pré-fabricados têm sido desenvolvidos procurando sanar as dificuldades clínicas e preencher os requisitos funcionais e estéticos. Contudo, é fundamental a seleção correta do pino, pois isso pode influenciar na longevidade do elemento dentário³.

Os fatores que influenciam na seleção dos pinos intrarradiculares podem ser listados: comprimento radicular^{4,7}, anatomia dentária⁹, largura da raiz¹⁵, configuração do canal²¹, quantidade de estrutura dentária coronal²⁵, força de torção¹⁴, estresse³¹, desenvolvimento da pressão hidrostática³⁷, design do pino³⁹⁻⁴¹, material do pino⁴⁷⁻⁵¹, compatibilidade dos materiais⁵², capacidade de adesão⁵⁵, retenção do núcleo^{23,56}, reversibilidade³⁸, estética e material da coroa⁶¹⁻⁶⁴.

Sendo assim, o objetivo deste artigo foi discutir sobre esses fatores que influenciam na seleção de pinos para restaurar dentes tratados endodonticamente.

Revisão de literatura e discussão

Comprimento da raiz

O tamanho e a forma do remanescente radicular determinam o comprimento e a forma do pino e devem ser considerados na seleção do pino ideal. Holmes et al.⁴ demonstraram que o maior comprimento do pino resulta em maior retenção e distribuição de estresse. Porém, nem sempre é possível a utilização de pinos longos, especialmente quando o remanes-

cente radicular é curto ou curvo. Vários estudos sugerem a importância de se preservar de 3 a 5 mm de guta-percha para manutenção do selamento apical e evitar a contaminação do canal pela exposição, no ato da desobturação, de canais secundários ou laterais^{5,6}. Quando a raiz é curta, o clínico deve decidir se faz uso de um pino mais longo ou mantém o selamento apical recomendado, utilizando um pino com paredes paralelas. Por outro lado, o resultado de estudos *in vitro* tem demonstrado que agentes cimentantes reforçados com resina podem compensar a redução do comprimento do pino⁷. Para molares com raízes curtas, a colocação de mais de um pino promoverá retenção adicional para o núcleo⁸.

Anatomia do dente

Cada dente exibe características anatômicas peculiares, como curvatura da raiz, largura mesio-distal e dimensão vestibulo-lingual. Conseqüentemente, a anatomia radicular dita a seleção do pino. Os dentes podem ter variações anatômicas, como invaginações e depressões, que, adversamente, podem afetar a colocação do pino⁹⁻¹¹. Considerações sobre o tamanho e o comprimento radicular são importantes, uma vez que o preparo inadequado para o pino e o uso de pinos de largo diâmetro apresentam risco de perfuração apical ou lateral. Além disso, um pino ativo pode gerar trincas em parede dentinária delgada. Um conhecimento completo e a avaliação radiográfica da anatomia radicular ajudarão o clínico a evitar danos à raiz quando do planejamento e do preparo para o pino intra-radicular. Certamente, a radiografia auxiliará na avaliação do comprimento da raiz, da largura, de variações anatômicas, estrutura do canal e tecidos duros ao redor. Porém, ocasionalmente, a radiografia pode ser enganosa devido à ampliação da imagem e a concavidades proximais na raiz, não detectadas radiograficamente. Portanto, o uso de uma grade milimetrada é recomendado na tomada radiográfica para que o comprimento, o diâmetro

e o design dos pinos possam ser corretamente determinados¹². Gutmann¹³ levantou detalhes sobre considerações anatômicas, observando que as raízes dos incisivos centrais maxilares e pré-molares mandibulares apresentam volume suficiente para acomodar a maior parte dos sistemas de pinos, auxiliando na determinação do pino satisfatório a uma dada raiz. No entanto, Fox et al.¹⁴, em 2004, demonstraram, por meio de estudo in vivo, que os incisivos laterais maxilares, seguidos pelos incisivos centrais maxilares, apresentam maior risco e índice de fratura com pinos metálicos devido à grande incidência de força oblíqua nesses dentes e ao pequeno volume radicular do incisivo lateral maxilar.

Largura do pino

Preservar a estrutura dentária, reduzir as chances de perfuração e permitir que o dente restaurado resista à fratura são critérios na seleção da largura do pino¹⁵. Sabendo-se da grande variedade quanto à largura dos pinos comercialmente existentes, são recomendadas diferentes abordagens relacionadas à seleção do diâmetro do pino. Essas abordagens foram resumidas por Lloyd, Palik¹⁶ em categorias conservadoras e de proporção. Stern, Hirshfeld¹⁷ sugeriram que a largura do pino não deveria ser maior que um terço (1/3) da largura da raiz em sua dimensão mais estreita. Tal abordagem de proporção foi defendida com a intenção de preservar estrutura dentária suficiente, onde o pino deve estar circundado por um mínimo de 1mm de dentina saudável, sólida. Outros autores, incluindo Pilo, Tamse¹⁸, defenderam o preparo mínimo do canal e a manutenção do máximo de dentina residual possível, sugerindo restrição no diâmetro do pino para conservar a estrutura dentária remanescente.

A influência da largura do pino nas suas retenção e resistência à fratura também tem sido estudada. Alfredo et al.¹⁹, em 2004, demonstrou que a redução no diâmetro do pino reduz necessariamente a tensão para sua remoção em 24% dos casos, quando comparado a um pino de 2 mm mais largo. Sendo assim, a restauração de dentes com pino de largo diâmetro torna a raiz mais susceptível à fratura devido à diminuição da largura do remanescente dentinário. No entanto, seu diâmetro deve ser suficiente para manter sua rigidez e dar o mínimo de retenção necessária.

Configuração do canal e adaptação do pino

A configuração do canal auxilia na escolha entre um pino de design personalizado ou um pino pré-fabricado. Se o pino selecionado apresentar conformação e ajuste próximo à forma e ao tamanho do canal, pode ser uma opção mais conservadora, pois uma menor remoção de dentina será requerida, aumentando a resistência à fratura do dente bem como a retenção do pino^{3,20}.

Freqüentemente, em casos de canais com formato afunilado (cônico), algumas perguntas devem ser respondidas: Deve-se utilizar um pino com paredes paralelas, e o espaço

adjacente ao pino deve ser ocupado por cimento? Pode-se utilizar um pino cônico que se adapte intimamente às paredes do canal? Ou ainda, é melhor usar um pino pré-fabricado paralelo extenso, pela remoção adicional de estrutura dentária, de forma que um contato íntimo seja estabelecido entre o canal e o pino? Cohen et al.²¹ sugeriu que, se um canal requer preparo extenso, um núcleo fundido bem adaptado será mais retentivo e biologicamente mais favorável que um pino pré-fabricado que não se equivaile à forma do canal. Em adição, é interessante reforçar raízes com compósito quando o canal é largo²².

Contudo, sabe-se que a fratura radicular é resultante de uma perda excessiva de estrutura dental, seja na biomecânica endodôntica ou no preparo para pino com finalidade protética.

Sorensen, Martinoff²⁴ concluíram que a adaptação íntima de um pino pode causar mais falhas, e relataram que 44% dos pinos fundidos apresentaram-se com menos da metade a 1/4 do comprimento da coroa clínica e que o índice de falha foi mais relativo à negligência no comprimento do núcleo do que o tipo de pino. Essas afirmações foram contestadas por Morgano, Milot²³, em 1993, que relataram que, quanto mais próximo dos requisitos biomecânicos básicos, os núcleos fundidos personalizados apresentavam uma taxa de sucesso maior que 90% após 5 anos em função.

Estrutura coronária

A quantidade de estrutura dental remanescente coronariamente é também um fator crítico na seleção dos pinos. O volume de dente acima da margem cervical da restauração deve ser de, no mínimo, 1,5 a 2,0 mm para conseguir forma de resistência²⁵.

O uso de núcleos metálicos na restauração de dentes tratados endodonticamente com moderada a severa perda dentária coronária demonstra uma taxa de sucesso de 90,6% depois de 5 anos de uso²⁶.

Os resultados de estudos in vitro²⁷⁻²⁹ e in vivo²⁶ indicam que pinos não metálicos, como o sistema de pino de fibra de carbono, apresentam melhores resultados quando empregados na presença de amplo e bem suportado remanescente dentinário coronário. Caso contrário, o núcleo metálico fundido pode ser usado quando há moderada a severa perda de estrutura dental.

Pegoraro et al.³⁰, em 2004, analisaram a influência do remanescente dentário coronal (férula) sobre a resistência de dentes tratados endodonticamente restaurados com coroa total metálica. Para tal, caninos superiores humanos foram divididos em grupos, onde: o Grupo 1 não recebeu pino intra-radicular, o Grupo 2 foi restaurado com núcleos metálicos fundidos e os Grupos 3, 4, 5 e 6 foram restaurados com pinos pré-fabricados intra-radulares e resina composta, com diferentes quantidades de remanescentes dentários coronais de 0, 1, 2 e 3 mm respectivamente. Baseado nos resultados

obtidos, o autor pôde concluir que, quanto maior a altura do remanescente coronário (férula), maior a resistência de dentes tratados endodonticamente.

Forças atuantes

Pino e núcleo restaurador de dentes tratados endodonticamente estão sujeitos a vários tipos de força: compressão, tensão e cisalhamento, sendo o último o mais prejudicial para o dente restaurado^{14,31}. Holmes et al.⁴ demonstraram que a variação na dimensão do pino tem grande influência na força de cisalhamento. Um aumento no comprimento do pino com o mínimo de diâmetro necessário reduzirá essa força e preservará a estrutura dentária. Assim, a vulnerabilidade à fratura dos dentes tratados endodonticamente é diminuída.

Intra-oralmente, pino e núcleo restaurador dental são submetidos a vários tipos de forças. A força de torção atuando sobre a unidade pino-núcleo-coroa pode levar ao afrouxamento e ao deslocamento do pino do canal, causando falha do sistema. Portanto, a capacidade em selecionar o design do pino para resistir às forças de torção é peça-chave no processo de estabilização da unidade pino-núcleo-coroa.

Burgess et al.³² demonstraram a importância da característica anti-rotacional no design do pino, concluindo que a resistência às forças de torção é fundamental para a sobrevivência da unidade pino-núcleo-coroa. Cohen et al.^{33,34} analisaram a resistência à torção de vários sistemas de pinos, revelando que o design de pino ativo promove maior resistência à força de torção comparado ao dos pinos passivos.

Há uma relação direta entre a força de compressão e o efeito cunha imprimido pelo pino à raiz, principalmente em dentes posteriores. Já a força de cisalhamento está ligada ao vetor de força oblíquo que recai, principalmente, sobre os dentes anteriores no ato da mastigação. No entanto, para evitar acidentes como fratura radicular decorrente dos fatores acima citados, os princípios de desobturação radicular, confecção e instalação do pino devem ser seguidos rigorosamente.

Pressão hidrostática

A cimentação tem importante papel na retenção, na distribuição das tensões e no selamento de irregularidades entre o dente e o pino, devendo ser realizada cuidadosamente.

Durante a cimentação, ocorre um aumento do estresse dentro do canal radicular devido ao desenvolvimento da pressão hidrostática, a qual interfere no completo assentamento do pino e também pode causar fratura da raiz^{35,36}. Felizmente, o estresse de adaptação pode ser reduzido pela cuidadosa colocação do pino e utilizando-se um pino com design apropriado, no qual o agente cimentante possa escoar e reduzir a pressão hidrostática. Pinos cônicos, contudo, são de auto-escape e permitem o escoamento do cimento ao longo de toda a sua superfície. O desenvolvimento da pressão é também dependente da viscosidade do cimento.

Assim, quanto mais viscoso o agente cimentante, maior o desenvolvimento da pressão hidrostática³⁷.

Há muitos anos, o cimento de fosfato de zinco tem sido largamente utilizado para a cimentação de pinos. Porém, recentemente, aumentou-se o uso de agentes cimentantes resinosos, muito embora, sejam tecnicamente mais sensíveis. Grande cautela deve-se ter na utilização dos agentes cimentantes resinosos que polimerizam anaerobicamente, pois sua polimerização pode ocorrer prematuramente, impedindo o completo assentamento do pino. Sendo assim, são recomendados os agentes cimentantes de polimerização lenta e dual^{29,38}.

Design do pino

Os designs dos pinos podem ser classificados de acordo com suas características de forma e superfície, podendo ser paralelos, cônicos ou a combinação de paralelo e cônico. De acordo com as características de superfície, os pinos podem ser ativos ou passivos. Os pinos ativos prendem-se mecanicamente na dentina com roscas, enquanto os pinos passivos dependem da cimentação e da íntima adaptação às paredes do canal para sua retenção.

Os pinos cônicos aproximam-se da forma natural da raiz e da configuração do canal, permitindo a preservação da estrutura dental na região apical. Contudo, esse design pode produzir um efeito cunha na raiz, além de concentração de estresse na porção coronária da raiz e baixa força retentiva^{39,40}.

Os pinos paralelos proporcionam um aumento na retenção e uniforme distribuição de estresse ao longo de seu comprimento. A concentração de estresse ocorre no ápice do pino, especialmente na porção estreita e cônica do final da raiz, devido à remoção desnecessária de estrutura dental na parte apical da raiz e no ângulo agudo do pino⁴¹.

No design paralelo-cônico, o pino é paralelo ao longo de seu comprimento exceto na porção mais apical, onde se apresenta cônico. Esse design permite preservação da dentina no ápice e, ao mesmo tempo, consegue retenção suficiente devido ao design paralelo⁴².

As características de superfície dos pinos também alteram sua retentividade e seus valores de resistência à fratura. A maior retenção é observada nos pinos rosqueáveis, seguidos pelo pino com superfície serrilhada. A menor retenção é vista nos pinos com superfície lisa^{43,44}. No entanto, o pino rosqueável prende-se à dentina, podendo levar a um aumento indesejável do estresse dentro da raiz. Para evitar o estresse provocado pelas roscas durante a colocação do pino, é recomendada-se sua pré-usinagem, limitar em número, realizar a contra-rotação do pino através de um quarto de volta depois de seu completo assentamento e incorporação do mecanismo "split-shank" (fenda, divisão), como preconizado por Cohen et al.⁴⁵, em 1994.

Contudo, a análise de estudos, como o de Creuger et al.⁴⁶, mostrou que o desempenho dos pinos rosqueáveis é inferior ao do pino fundido personalizado, tendo o pino cônico rosqueável exercido maior quantidade de estresse quando comparado aos pinos com escape, paralelo e serrilhado.

Material do pino

Para alcançar ótimos resultados, o material usado na fabricação dos pinos deveria ter propriedades físicas similares às da dentina, unir-se à estrutura dental, ser biocompatível na cavidade oral, além de agir como um amortecedor de impacto, transmitindo pouco estresse ao dente remanescente⁴⁷. Infelizmente, os materiais utilizados para pinos e núcleos, bem como os agentes cimentantes, têm propriedades físicas distintas das da dentina e exibem fundamentalmente diferentes comportamentos em relação à fadiga³¹.

Tradicionalmente, os pinos mais utilizados são aqueles feitos de liga metálica, tendo recentemente sido introduzidos os pinos não-metálicos. Estudos como o de Assif et al.⁴⁸, em 1989, que avaliou pinos e núcleos confeccionados de várias ligas metálicas e outros materiais com diferentes rigidez, demonstraram que quanto mais rígido mais resistente a grandes esforços sem distorção, porém, a utilização desses pinos pode apresentar um risco potencial.

Os pinos de fibra de carbono foram desenvolvidos aproximação com as propriedades mecânicas do dente. A presença de fibras paralelas na resina dos pinos de fibra de carbono promove absorção e dissipa o estresse. No entanto, tais pinos apresentam resistência inferior quando comparados aos pinos metálicos.

Os pinos cerâmicos têm um alto módulo de elasticidade e, por isso, as forças são transmitidas diretamente do pino para a interface com o dente, sem absorção de impacto. A maior incidência de fratura radicular se dá com os pinos cerâmicos quando comparados com os pinos de fibra de carbono^{49,50}. Apesar de várias afirmações feitas com relação aos pinos não-metálicos, há a necessidade da realização de estudos longitudinais sobre ambos os sistemas de pinos, metálicos e não-metálicos, que venham a permitir uma recomendação definitiva de um ou outro sistema⁵¹.

Compatibilidade do material

A corrosão dos pinos e a fratura radicular há tempo têm sido relatadas na literatura⁵². Idealmente, pinos e núcleos deveriam ser feitos da mesma liga, pois diferentes ligas podem criar correntes galvânicas, levando à corrosão, exceto em casos de ligas nobres.

A corrosão do pino pode ser iniciada pelo contato do eletrólito com a superfície do pino através do cimento e da dentina, por meio de microtrincas ao redor da restauração coronária através de canais acessórios que podem ser abertos durante a preparação do espaço para o pino ou por meio de uma fratura não diagnosticada da raiz. O produto

dessa corrosão, uma vez impregnado à dentina, causa severa alteração de cor do componente radicular⁵³.

Entre as várias ligas usadas para pinos, as ligas de titânio são mais resistentes à corrosão³⁷. Ligas contendo latão (cobre e zinco) são frágeis e menos resistentes, enquanto ligas de metal nobre são resistentes à corrosão e de custo elevado. No entanto, com a disponibilidade de materiais para pinos não-metálicos, o fator corrosão é eliminado⁵³.

Capacidade de adesão

Núcleos podem ser unidos ao pino e à estrutura dental de forma que o sistema dente-pino-núcleo-coroa possa funcionar como uma unidade única. No entanto, isso pode ser difícil devido às diferenças nas propriedades físicas dos materiais e da estrutura dental. Entre os cimentos disponíveis, o cimento de fosfato de zinco é o mais testado ao longo do tempo. Contudo, a união do pino à estrutura dental pode ser conseguida com a utilização da técnica adesiva e os novos agentes cimentantes resinosos adesivos, tendo em vista que os cimentos tradicionais produzem somente resistência friccional³⁷. Além disso, os compósitos para núcleos podem também ser unidos ao dente e ao pino com agentes adesivos, melhorando, dessa forma, o prognóstico de dentes restaurados com pino-núcleo pelo aumento da retenção e pelo reforço da estrutura dental, principalmente na região anterior, contra forças oblíquas de cisalhamento^{22,54}.

Tendo em vista a importância da adesividade na retenção dos pinos, os agentes cimentantes resinosos mostram boa adesão ao pino de fibra de carbono e ao de vidro e adesão insatisfatória ao pino de zircônia. Além disso, observa-se também a não-necessidade de tratamento de superfície do pino de fibra de carbono quando comparado ao pino de zircônia. Apesar da criação de microretenção sobre o pino de zircônia, a adesão entre o pino e o agente cimentante não é uniforme, comprovando que a natureza do material é responsável pela adesão dos pinos à estrutura dental⁵⁵.

Retenção do núcleo

A razão primária do uso de um pino é reter o núcleo que substitui a estrutura dentária coronal perdida. Para tanto, o design da cabeça do pino é um fator importante, tendo em vista que este deve prover adequada retenção e resistência ao deslocamento do material de preenchimento.

Estudos como os de Morgan, Milot²³ e Lewis, Smith⁵⁶ relataram que pinos de metal pré-fabricados com núcleos diretos feitos de ionômero de vidro, compósitos ou amálgama são menos seguros que pino e núcleo em única peça, pois, quando aumenta o número de interfaces, aumenta também o potencial para falhas. Segundo Thayer⁵⁷, a separação do pino e do núcleo é mais provável de ocorrer quando um compósito é utilizado para o núcleo de preenchimento. Para evitar tal fato, pinos com vários designs de cabeça estão

disponíveis comercialmente, como design achatado, em fenda e esférico⁵⁸.

No entanto, Coelho Santos et al.⁵⁹ avaliaram pelo teste de Força de Tensão Diametral (DTS), a resistência à fratura da resina composta (Tetric Ceram) como material do núcleo de preenchimento com diferentes tipos de pinos: Vectrispost (VTS), FibreKor (FKR), Aesthet-Plus post (ATP), Light-Post (LTP); Dentorama post (DRM), e Para-Post (PRP). O autor observou que o material do núcleo em associação com os pinos LTP, DRM e FKR foi mais resistente; porém, associado com o pino PRP, apresentou o valor mais baixo de resistência ao teste DTS. Além disso, concluiu ainda que muitos pinos não-metálicos reforçados por fibra, quando usados com núcleo de resina composta, apresentam resultados significativamente melhores quando comparados com os pinos metálicos pré-fabricados.

Sendo assim, técnicas adesivas que reforçam a retenção do núcleo e o design da cabeça do pino também são importantes para a retenção do núcleo⁶⁰.

Reversibilidade

Idealmente, o sistema de pino selecionado deveria permitir sua fácil recuperação pelo clínico, sem perda substancial de estrutura dental em casos de falhas no tratamento endodôntico ou fratura do pino. Infelizmente, a reversibilidade dos pinos metálicos, especialmente do sistema de núcleo fundido, é dificultosa e envolve remoção de estrutura dental ao redor do pino, enfraquecendo, dessa forma, o dente. O pino de fibra de carbono tem uma vantagem sobre os pinos metálicos e cerâmicos, pois sua remoção é relativamente fácil, rápida e previsível. A remoção de pinos pode ser realizada por meio de instrumentos rotatórios convencionais e solventes, que auxiliam na preservação de dentina residual e minimizam as chances de perfuração. Já a remoção do pino de zircônia é a mais trabalhosa⁶¹.

Determinados sistemas de pinos facilitam a remoção dos mesmos pela presença de usinagem ou serrilha nos pinos, chave apropriada ou uma série consecutiva de brocas de retratamento⁶². Há outros sistemas comercialmente disponíveis para a remoção de pinos, como o Kit Masserann (Medidenta International Inc, Woodside - New York, NY), o Sistema de Remoção de Pino (SybronEndo; Orange, Calif) e os Extratores Endodônticos (Brasseler Inc, Savannah, Ga). A combinação do Ultrassom (Cavi-Endo, Dentsply Intl, Inc, York, Pa) com a Broca Roto-Pro (Ellman International, Hewlett, Ny) ajudam na remoção do pino, sendo o ultrassom um método seguro e eficiente, pois reduz o risco de fratura e perfuração do remanescente radicular^{19,38}.

Estética

Os materiais para pino e núcleo deveriam ser esteticamente compatíveis com a coroa e os tecidos circunvizinhos. Vários autores, como Freedman⁶¹ e Vichi et al.⁶³,

têm enfatizado a necessidade de se ter restaurações com a coloração de fundo e tecido de suporte semelhantes aos do dente natural. Contudo, em situações clínicas em que se tem desenvolvimento imaturo ou extensivo dano da raiz, o uso de pino fundido personalizado irá comprometer a estética com a coloração cinza do metal que se mostrará através da fina parede radicular. O tecido gengival sobrejacente também se mostrará escuro ou cinzento. A preocupação com a estética tem levado ao desenvolvimento de pinos estéticos feitos de resina reforçada ou cerâmica, na tentativa de eliminar a deficiência de cor.

Com pinos metálicos pré-fabricados, o material para o núcleo de preenchimento poderá ser compósito, que ajudará a mascarar a coloração metálica do pino, sendo esse efeito dependente da espessura do núcleo de preenchimento. Uma coroa cerâmica com infra-estrutura opaca poderá ser necessária em situações em que a dissimulação completa do pino não for satisfatória. Tais soluções podem não ter efeito sobre os tecidos moles, a menos que um pino de coloração branca seja utilizado. Portanto, o material da coroa influenciará na seleção do pino.

A coroa metalo-cerâmica dará liberdade ao clínico de usar qualquer material para o núcleo e o pino. Coroas totalmente cerâmicas são translúcidas e deixam transparecer o metal; assim, a influência de sistemas de pinos não-metálicos de fibra de vidro, de carbono e de zircônia sobre coroas totalmente cerâmicas depende da infra-estrutura e da espessura da coroa pois, quando a espessura da coroa é reduzida, a cor da base da prótese transparecerá através da coroa fina não-opaca.

Outra alternativa para o sistema de pino e núcleo estético é a queima de uma porcelana opaca, como o IPS Empress Cosmo Core (Ivoclar-Vivadent, New York, NY), sobre a porção coronal do núcleo previamente fundido, eliminando assim o efeito cinzento do metal fundido. A disponibilidade de diferentes tonalidades de cimento permite uma correção estética secundária sob coroas totalmente cerâmicas^{63,64}.

Quando da utilização de núcleos metálicos fundidos associados às coroas metal free, pode-se lançar mão do procedimento laboratorial de aplicação de opaco sobre o núcleo, a fim de mascarar sua coloração cinzenta. No entanto, deve-se salientar que os sistemas In Ceram e Procera são capazes de mascarar a cor do pino metálico devido à presença do “coping” altamente opaco.

Considerações finais

Tradicionalmente, a maioria dos dentes tratados endodenticamente é restaurada com um sistema de pino e núcleo seguido por uma coroa. Contudo, para que a restauração tenha sucesso a longo prazo, um sistema de pino ideal deveria ter os seguintes critérios: propriedades físicas similares às da dentina, máxima retenção com mínima remoção de dentina,

distribuição uniforme do estresse funcional ao longo da superfície radicular, compatibilidade estética com a restauração definitiva e os tecidos circunjacentes, mínimo estresse durante a instalação e a cimentação, resistência ao deslocamento, boa retenção do núcleo, reversibilidade, compatibilidade do material com o núcleo, facilidade de uso, segurança, confiabilidade e custo razoável. Portanto, o clínico deve ter conhecimento na seleção correta do tipo de sistema de pino e núcleo que satisfaça as necessidades biológicas, mecânicas e estéticas de cada dente individualmente.

Esta revisão identificou fatores que influenciam na seleção do sistema pino-núcleo e propõe algumas recomendações clínicas, a saber: 1) conservar o máximo de estrutura dental possível durante o preparo do conduto radicular, 2) pino e núcleo fundido personalizado são recomendados para canais radiculares não-circulares e quando se tem moderada a severa perda de estrutura dentária coronal, 3) pinos pré-fabricados paralelo, passivo, serrilhado e auto-escape são recomendados para canais circulares pequenos, 4) pinos com fator anti-rotacional devem ser utilizados em situações com canais circulares, 5) adequado selamento apical deve ser mantido sem comprometer o comprimento do pino, 6) mais de um pino pode ser usado para dente curto multiradicular, 7) pinos paralelos passivos são preconizados pela adequada retenção, mas, quando a espessura de dentina apical é mínima, um pino com design paralelo-cônico deve ser indicado, 8) a capacidade retentiva da cabeça do pino pode facilitar a retenção do material para o núcleo, 9) o pino deve assegurar compatibilidade do material, capacidade de adesividade, adequada rigidez e compatibilidade estética com a restauração definitiva, 10) reversibilidade, em casos de falha, deve ser considerada e 11) o sistema deve ser de fácil uso e custo viável.

Embora novos sistemas de pinos pré-fabricados tenham sido introduzidos no mercado, dados de publicações científicas com avaliações longitudinais são escassos em relação ao assunto. Sendo assim, pesquisas devem ser realizadas avaliando o sucesso clínico dos novos sistemas de pinos aplicados a dentes com variados graus de destruição.

Referências

- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett L, Brackett S. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 3rd ed. Chicago: Quintessence; 1997.
- Baraban DJ. The restoration of endodontically treated teeth: an update. *J Prosthet Dent*. 1988;59:553-8.
- Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1990;64:419-24.
- Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1996;75:140-7.
- Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW Jr, Hassel KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent*. 1984;51:785-9.
- Kvist T, Rydin E, Reit C. The relative frequency of peri-apical lesions in teeth with root canal-retained posts. *J Endod*. 1989;15:578-80.
- Sen D, Poyrazoglu E, Tuncelli B. The retentive effects of pre-fabricated posts by luting cements. *J Oral Rehabil*. 2004;31:585-9.
- Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent*. 2001;86:304-8.
- Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effect of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent*. 1978;39:400-5.
- Gluskin AH, Radke RA, Frost SL, Watanabe LG. The mandibular incisor: rethinking guidelines for post and core design. *J Endod*. 1995;21:33-7.
- Ash M Jr. *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion*. 7th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1993.
- Frommer HH. *Radiology for dental auxiliaries*. 6th ed. St. Louis: Mosby; 1996.
- Gutmann JL. The dentin- root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1992;67:458-67.
- Fox, K, Wood, DJ, Youngson, CC. A clinical report of 85 fractured metallic post retained crowns. *Int Endod J*. 2004;37:561-73.
- Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*. 2002;87:431-7.
- Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent*. 1993;69:32-6.
- Stern N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *J Prosthet Dent*. 1973;30:162-5.
- Pilo R, Tamse A. Residual dentin thickness in mandibular pre-molars prepared with gates glidden and ParaPost drills. *J Prosthet Dent*. 2000;83:617-23.
- Alfredo, E, Garrido Ad, Souza Filho CB, Correr Sobrinho L, Sousa Neto MD. In vitro evaluation of the effect of core diameter for removing radicular post with ultrasound. *J Oral Rehabil*. 2004;31:590-4.
- Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int*. 1997;28:457-62.
- Cohen BI, Pagnillo MK, Condos S, Deutsch AS. Four different core materials measured for fracture strength in combination with five different designs of endodontic posts. *J Prosthet Dent*. 1996;76:487-95.
- Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA Jr. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel

- and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int* 1996; 27:483-91.
23. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1993;70:11-6.
 24. Sorensen JA, Martinoff JT. Intra-coronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1984;51:780-4.
 25. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent.* 1989;61:676-8.
 26. Bergman B, Lundquist P, Sjogren U, Sundquist G. Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1989;61:10-5.
 27. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber based post and core system. *J Prosthet Dent.* 1997;78:5-9.
 28. Stockton L. Factors affecting retention of post system: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1999;81:380-5.
 29. Stockton LW, Williams PT. Retention and shear bond strength of two post systems. *Oper Dent.* 1999;24:210-6.
 30. Pegoraro LF, Pereira JR, Ornelas F, Bonachella WC, Valle AL. Influência da férula em dentes despolpados restaurados com pinos pré-fabricados. In: *Anais da 21ª Reunião da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica – SBPqO; 2004 set. 8-12; Águas de Lindóia (SP). São Paulo: SBPqO; 2004. p. 187.*
 31. Rosenstiel SR, Land MF, Fujimoto J. *Contemporary fixed prosthodontics.* 3rd ed. New Delhi: Harcourt; 2001.
 32. Burgess JO, Summitt JB, Robbins JW. The resistance to tensile, compression and torsional forces provided by four post systems. *J Prosthet Dent.* 1992;68:899-903.
 33. Cohen BI, Pagnillo MK, Condos S, Deutsch AS. Comparison of the torsional failure for seven endodontic post systems. *J Prosthet Dent.* 1995;74:350-7.
 34. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Effect of three bonding systems on torsional resistance of titanium-reinforced composite cores supported by two post designs. *J Prosthet Dent.* 1999;81:678-83.
 35. Peters MC, Poort HW, Farah JW, Craig RC. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res.* 1983;62:760-3.
 36. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont.* 2001;4:355-63.
 37. Anusavice KJ. *Phillip's science of dental materials.* 10th ed. New Delhi: Harcourt; 1999.
 38. Cohen S, Burns RC. *Pathways of the pulp.* 8th ed. St. Louis: Mosby; 2002.
 39. Johnson JK, Sakamura JS. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent.* 1978;40: 645-9.
 40. Zmener O. Adaptation of threaded dowels to dentin. *J Prosthet Dent.* 1980;45:530-5.
 41. Ross RS, Nicholls JI, Harrington GW. A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts. *J Endod.* 1991;17:450-6.
 42. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered end endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 1986;55:540-6.
 43. Tilk MA, Lommel TJ, Gerstein H. A study of mandibular and maxillary root widths to determine dowel size. *J Endod.* 1979;5:79-82.
 44. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC. The retentive and stress distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent.* 1980;44:398-404.
 45. Cohen BI, Musikant BL, Deutsch AS. Comparison of the photoelastic stress for a split-shank threaded post versus a threaded post. *J Prosthodont.* 1994;3:53-5.
 46. Creuger NH, Mentink AG, Kayser AF. An analysis of durability data on post and core restorations. *J Dent.* 1993;21:281-4.
 47. Fredriksson M, Astback J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 1998; 80:151-7.
 48. Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent.* 1989;61:535-43.
 49. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999;27:275-8.
 50. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent.* 1992;68:322-6.
 51. Hendlund S-O, Johansson NG, Sjögren G. A retrospective study of pre-fabricated carbon fibre root canal posts. *J Oral Rehabil.* 2003;30:1036-40.
 52. Petersen KB. Longitudinal root fracture due to corrosion of an endodontic post. *J Can Dent Assoc.* 1971;37:66-8.
 53. Luu KQ, Walker RT. Corrosion of a nonprecious metal post: a case report. *Quintessence Int* 1992;23:389-92.
 54. Standlee JP, Caputo AA. Endodontic dowel retention with resinous cement. *J Prosthet Dent.* 1992;68:913-7.
 55. Mannocci E, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent.* 1999;1:153-8.
 56. Lewis R, Smith BG. A clinical survey of failed post retained crowns. *Br Dent J.* 1988; 165:95-7.
 57. Thayer KE. *Fixed prosthodontics.* Chicago: Mosby; 1984.

58. Chang WC, Millstein PL. Effect of post design of prefabricated post heads on core materials. *J Prosthet Dent.* 1993;69:475-82.
59. Coelho Santos G, El-Mowafy O, Henrique Rubo J. Diametral tensile strength of a resin composite core with nonmetallic refabricated posts: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2004;91:335-41.
60. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of a core material supported by three post head designs. *J Prosthet Dent.* 2000;83:624-8.
61. Freedman GA. Esthetic post and core treatment. *Dent Clin North Am.* 2001;45:103-16.
62. Wilson NHF, Setcos JC, Dummer PMH, Gorman DG, Hopwood WA, Saunders WP, et al. A split-shank prefabricated post system: A critical multidisciplinary review. *Quintessence Int.* 1997;28:737-43.
63. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 2000;83:412-7.
64. Hochstedler J, Huband M, Poillion C. Porcelain-fused-to-metal post and core: an esthetic alternative. *J Dent Technol.* 1996;13(8):26-9.

