

2

Revisão da Literatura

Foram investigados na literatura trabalhos relacionados à aplicação de diversos sistemas de retentores intra-radulares utilizados na restauração de dentes despulpados, visando identificar conceitos de confecção e análise do comportamento dos pinos endodônticos, dos materiais restauradores e da dentina radicular diante de tensões geradas por dados carregamentos.

2.1

Conceitos de confecção e aplicação de pinos intra-radulares

O conceito de se utilizar a raiz de um dente como retentor de um elemento protético não é novo. Relatos datados do século XVIII mencionaram uma espécie de pino de madeira em canais radulares com o intuito de auxiliar na retenção de coroas [23]. Com o passar do tempo, a madeira absorvia água e aumentava de volume, melhorando a retenção, porém, após algum tempo, ocorria fratura vertical da raiz dentária. Em 1878, surgiu a coroa de Richmond, que incorporava um tubo rosqueado ao canal, utilizando-se um parafuso para reter a coroa ao tubo [23]. Posteriormente, com o aparecimento dos agentes cimentantes, essa coroa foi redesenhada para eliminar o tubo rosqueado e unir o pino à coroa em uma única peça. Em função das dificuldades apresentadas diante da necessidade de remoção ou troca da restauração, desenvolveu-se a técnica de pinos cimentados previamente à confecção das coroas [23].

A aplicação de um pino intra-radicular deve obedecer a alguns princípios fundamentais para a preservação da saúde do elemento dental. A manutenção de um selamento apical adequado de guta-percha durante a preparação do conduto e anteriormente à cimentação do retentor impede a infiltração de fluidos

pelo forame apical, o que poderia causar a contaminação do tecido dentinário do interior do canal, comprometendo a vida útil da restauração.

A guta-percha é o material sólido mais utilizado na obturação do sistema de canais radiculares, sendo encontrado comercialmente na forma de cones [24,25]. Sua composição básica é um polímero de origem vegetal (guta-percha) acrescido de óxido de zinco, substância esta que confere rigidez e atividade antimicrobiana aos cones, e outras substâncias como radiopacificadores, ceras e corantes.

Lopes e Siqueira [25] consideram que a obturação radicular deve finalizar, sempre que possível, de 0,5 a 1,0 mm do ápice radiográfico do elemento dental, em concordância com Paiva e Antoniazzi [26], que admitem ser 1,0 mm do ápice radiográfico o limite ideal de uma obturação endodôntica. Este limite assegura a vedação de praticamente todo o conduto radicular, compensando eventuais distorções ocorridas durante as tomadas radiográficas, evitando, desta forma, o risco da sobre-obturação e conferindo ao tratamento endodôntico maiores possibilidades de sucesso. De acordo com estes autores, deve-se manter de 3,0 a 5,0mm de obturação de guta-percha durante o preparo do conduto que receberá a restauração intra-radicular, com o intuito de não comprometer o selamento apical, impedindo, assim, a infiltração da obturação do canal, o que poderia levar ao insucesso do tratamento endodôntico.

Estas recomendações quanto à preservação da porção apical da obturação endodôntica previamente a colocação de um retentor confirmam as afirmações de Shillinburg [27] e Deutsch *et al.* [28], que também ressaltaram que se deve manter de 3,0 a 5,0 mm de obturação do segmento apical do canal radicular, com a finalidade de manter o selamento do conduto e este resistir aos procedimentos de preparo e cimentação do pino intra-radicular.

Simultaneamente, o preparo do pino intra-radicular deve seguir o longo eixo da raiz, evitando-se, desta forma, o risco de perfurações radiculares, o que inviabilizaria a utilização de qualquer restauração protética intra-radicular [27-31].

Lucas e colaboradores [15] discursando em uma revisão bibliográfica sobre dentes despulpados e preparos para pinos intra-radulares sustentaram que vários fatores clínicos envolvidos, tais como, bom estado periodontal, tratamento endodôntico bem conduzido, posição do dente no arco, quantidade e qualidade suficientes de dentina remanescente e escolha de um material que proporcione boa estética devem ser analisados antes da execução de procedimentos clínicos, sendo o domínio da técnica por parte do profissional essencial para o sucesso da restauração.

Além de permitir que uma restauração seja fixada ao elemento dental, alguns pesquisadores vêm considerando, também, o pino intra-radicular como um reforço para o dente despolpado, aumentando sua resistência contra fratura radicular diante das forças oclusais [8,32-34], contradizendo estudos que preconizam a necessidade da utilização de um retentor intra-radicular somente em substituição a estruturas perdidas [7,30,35-38]

Guzy e Nicholls [7] demonstraram em seu trabalho com teste de fratura, que a maior parte das fraturas ocorreu abaixo da linha amelocementária, não havendo diferença significativa entre dentes com ou sem pino intra-radicular. Para tal, foram utilizados 59 incisivos e caninos extraídos e posteriormente tratados endodonticamente, sendo 30 deles reforçados com pinos intraradiculares.

Porém, Colman [32], em um trabalho realizado sobre restaurações em dentes tratados endodonticamente, indicou retentores intraradiculares para reforçar dentes despolpados, além desses retentores também promoverem retenção para uma prótese no caso da perda de estrutura coronária, ressaltando que o pino deveria ter, no mínimo, o comprimento da coroa clínica mantendo-se pelo menos 3,0 mm de obturação radicular de guta-percha para garantir o selamento apical.

Duas razões principais para a utilização dos pinos intraradiculares foram especificadas por Standlee e Caputo [8]. A primeira seria a retenção da restauração coronária quando houver pouco tecido dentinário, enquanto que a segunda, seria a distribuição das forças oclusais pelo retentor intra-radicular minimizando, desta forma, a intensidade das tensões na raiz dentária.

Divergentemente, Assif e Gorfil [34] definiram em suas considerações biomecânicas sobre restaurações em dentes tratados endodonticamente, que retentores intraradiculares não aumentam a resistência do dente diante de forças oclusais, e que pinos devem ser utilizados somente quando não houver estrutura dental remanescente suficiente para reter uma restauração, sendo que, neste caso, o mínimo de tecido radicular deve ser removido.

A eficiência da aplicação de um retentor intra-radicular está diretamente relacionada com a quantidade e a qualidade da dentina remanescente da raiz após o tratamento endodôntico [36-43]. O máximo de estrutura dentária deve ser preservada, sendo suficiente apenas a remoção de material obturador do canal e alisamento das paredes no ato do preparo do conduto radicular que receberá o retentor [16,29,37,44]. Entretanto, é comum na clínica odontológica a perda

substancial de tecido dentinário devido a cáries invasivas, retratamentos endodônticos ou preparações cavitárias não conservadoras para pinos intraradiculares realizadas em tratamentos anteriores, determinando o enfraquecimento da raiz.

Trabert e outros [40], estudando a resistência ao impacto em incisivos centrais superiores divididos em dentes hígidos, tratados endodonticamente e restaurados com pinos pré-fabricados de aço inoxidável, demonstraram que a preservação de estrutura dentária e o uso de pinos de pequeno diâmetro propiciaram o máximo de resistência do dente restaurado à fratura.

Posteriormente, Trabert e Cooney [41] afirmaram, em um estudo sobre dentes tratados endodonticamente, que para se conseguir uma maior proteção da raiz, a largura do pino não deveria ultrapassar $1/3$ da menor largura da dentina radicular. Porém o comprimento do pino deveria ser o maior possível, deixando 5,0 mm de obturação radicular de guta-percha para não perder o selamento apical.

Avaliando a importância clínica do reforço com pino intra-radicular em 1273 dentes tratados endodonticamente com relação às suas diferentes localizações no arco dentário, Sorensen e Martinoff [35] concluíram que não houve aumento significativo na resistência à fratura com a utilização do pino intra-radicular. Para os dentes anteriores, porém, os autores acreditam que a remoção de estrutura dental deve ser evitada durante o preparo do pino, minimizando, desta forma, o risco de fratura radicular.

Em continuidade, Sorensen [16] considerou formas de preservação de estrutura dentária, afirmando que a posição do dente no arco, a quantidade de tecido dentário, bem como o tipo e o material do retentor intra-radicular devem ser avaliados conjuntamente na escolha da técnica de restauração. Ressalta, ainda, que excessiva remoção de tecido durante a preparação do conduto deve ser evitada, permitindo uma maior resistência à fratura do remanescente radicular.

Uma revisão realizada por Lloyd e Palik [43] na qual são reportados princípios de preparo da raiz que receberá um pino intra-radicular, identificou alguns conceitos aceitos por pesquisadores, onde um grupo afirma que o diâmetro do preparo radicular deve ser o mais delgado possível para não enfraquecer a raiz, enquanto outros preconizam que o espaço do pino na sua região mais apical possua $1/3$ da dentina radicular remanescente na mesma região. Já uma terceira linha de pesquisadores acredita que deva existir no mínimo 1 mm de dentina ao redor do pino intra-radicular.

Morgano [30], em um estudo sobre restaurações em dentes despolpados, avaliou diversas técnicas para aplicação de pinos intra-radulares e concluiu que os retentores enfraquecem a estrutura dentária, sendo que quando necessária a sua colocação, estes devem possuir um comprimento que resguarde de 4,0 a 5,0 mm de selamento apical e que a largura não deve exceder a metade do diâmetro do tecido remanescente radicular, devendo haver um abraçamento do pino na dentina no limite cervical como proteção da raiz.

Em um outro trabalho de pesquisa através de uma longa revisão da literatura especializada, Morgano e Brackett [31] reafirmaram as primeiras conclusões de Morgano [30] e estabeleceram princípios para restauração de dentes tratados endodonticamente, como a preservação de 4,0 a 5,0 mm de guta-percha na região apical, e de no mínimo 1,5 a 2,0 mm de estrutura dental na região cervical em torno de toda a circunferência do pino, melhorando assim as propriedades mecânicas de retenção do pino intra-radicular.

A geometria do pino é outro fator relacionado ao risco de fratura radicular. O comprimento e a largura do pino influenciam não só na qualidade de retenção por ele desenvolvida, mas principalmente na distribuição das tensões na dentina radicular [13,14,41,42,45]. Pinos muito largos sobrecarregam a dentina da raiz deixando-a debilitada devido a pouca estrutura restante [29,39]. Pinos curtos, que não ultrapassam pelo menos a metade do comprimento útil da raiz estão mais propensos a causarem fratura radicular devido ao movimento de alavanca que promovem durante o carregamento [27].

O comprimento supostamente ideal de pinos intra-radulares vem sendo constantemente avaliado por muitos pesquisadores. Os conceitos variam de metade à 3/4 do comprimento da raiz, ou de, no mínimo, o comprimento da coroa do dente [27,28]

A relação de 1:1 entre o comprimento do pino e da coroa foi indicada por Rosenberg e Antonoff [39] em sua pesquisa sobre pinos de ouro, juntamente com a recomendação de que os pinos não fossem largos para que não enfraquecessem a parede radicular e, conseqüentemente, provocassem fraturas durante a cimentação. Nos dentes superiores, aconselharam que o maior alargamento do canal fosse na parede lingual, enquanto que nos dentes inferiores esta região estaria situada na parede vestibular, para manter uma maior resistência da raiz diante dos esforços mastigatórios.

Hirschfeld e Stern [9], analisando aspectos biomecânicos de restaurações com pinos e núcleos, preconizaram que as cargas oclusais que atuam em

dentes restaurados com retentores intra-radulares são transferidas da porção coronária para a raiz e tecidos de suporte através do pino radicular, ressaltando que o comprimento do pino relaciona-se com a manutenção da resistência radicular, devendo este apresentar, no mínimo, metade da altura do suporte ósseo do dente em questão.

Abdullah e Mohamed [29] afirmaram em um estudo desenvolvido sobre dentes tratados endodonticamente que o pino deve ter 4,0 a 5,0 mm a mais do comprimento da coroa, ou 2/3 do comprimento da raiz, e, em casos de raízes curtas, 4/5 do seu comprimento. O seu diâmetro deve ser pequeno para não enfraquecer a estrutura radicular devido a pouca espessura de dentina.

Em um estudo semelhante sobre restaurações em dentes tratados endodonticamente, McKerracher [1] considerou que quanto mais longo for o pino, maior retenção ele oferece devido a grande área de contato com a parede radicular, distribuindo as tensões de uma forma mais uniforme e reduzindo o risco de fratura vertical.

De acordo com o trabalho de De Sort [12], onde foi analisada a utilização protética de dentes tratados endodonticamente, a capacidade de retenção dos pinos intra-radulares depende do comprimento do pino, que deve ter 2/3, 3/4 ou no mínimo 1/2 do comprimento da raiz. Entretanto, afirmou que tal comprimento é variável, dependendo do tamanho útil da raiz, das características de oclusão e suporte ósseo.

Alguns princípios para confecção de pinos intra-radulares foram propostos por Hunt e Gogarnoiu [46]: um adequado selamento deve existir entre o material do retentor e a parede da raiz; o pino não deve promover concentração de tensões na estrutura remanescente da raiz durante sua inserção e/ou quando em função, além de possuir rigidez adequada para evitar a ocorrência de fratura tanto dele próprio como da dentina radicular. Quanto às características dos pinos, estes devem possuir um comprimento apropriado e assentamento completo às paredes do canal, sendo que a porção cervical coronária precisa estar sustentada por tecido dentário.

Os pinos intra-radulares também podem variar quanto à forma em que se apresentam. Eles podem ser cônicos ou paralelos, com a superfície lisa, serrilhada ou rosqueada. A utilização de pinos rosqueados é, no entanto, controversa. Segundo alguns autores, apesar de possuírem ótima retenção, a aplicação desses pinos gera um tensionamento excessivo na raiz dentária no momento de sua inserção [47-49].

Turner [50], analisando as possíveis causas dos insucessos de restaurações em dentes tratados endodonticamente, determinou que o tipo de retentor e a técnica de cimentação são fatores influenciadores de falha das restaurações intra-radulares.

As técnicas para a confecção de retentores intra-radulares variam dos convencionais pinos metálicos fundidos aos atuais pinos estéticos pré-fabricados de diversos diâmetros e materiais.

Pinos modelados do conduto radicular e fundidos em ligas de ouro através do processo de cera perdida são tradicionalmente indicados em casos de considerável perda de estrutura. Tais ligas são constituídas de quantidade maior ou igual a 40% de ouro e o restante de outros elementos metálicos como o cobre, a prata e o paládio. Apresentam elevado grau de dureza, contudo, quanto à estética, os pinos metálicos são deficientes, podendo ocasionar o sombreamento da restauração coronária, principalmente em dentes anteriores restaurados com coroas de cerâmica pura, além da desvantagem de não permitirem uma cimentação adesiva do pino à dentina [18].

Os pinos pré-fabricados de fibras de vidro e fibra de carbono, conhecidos como pinos estéticos devido a sua coloração clara, solicitam pouco tempo de preparo, dispensando procedimentos laboratoriais, com conseqüente minimização da relação custo/benefício do procedimento clínico. Dentre as suas vantagens pode-se citar a biocompatibilidade, ausência de corrosão, resistência mecânica, e módulo de elasticidade similar ao da dentina [18,51].

Os pinos de fibra de vidro são constituídos basicamente por fibras de vidro longitudinais dispersas em uma matriz de BIS-GAMA e 29%, formando um compósito reforçado fototransmissor, propriedade esta que proporciona uma estética bastante satisfatória devido a refração de cores permitida à restauração final [18].

Os pinos de fibra de carbono têm em sua constituição básica fibras de carbono longitudinais em uma matriz epóxica. Devido a uma coloração acinzentada que possuem, foi introduzida recentemente uma cobertura mineral de quartzo, propiciando aos pinos uma coloração clara.

Em 1993, foram desenvolvidos pinos intra-radulares pré-fabricados de material cerâmico, ou seja, pinos constituídos de policristais de óxido de zircônio tetragonal (ZrO_2). Mais recentemente, desenvolveu-se um método para confecção de pinos indiretos estéticos, injetando sobre o pino de zircônia pré-fabricado um material cerâmico através do processo de cera perdida. Pastilhas

de vidro pré-ceramizado da cor desejada são fundidas e injetadas a vácuo, sob pressão hidrostática, dentro do material de revestimento formando, desta forma, um pino cerâmico fundido [18]. Esses pinos vêm sendo utilizados por apresentarem maior rigidez aliada a uma excelente estética, apesar de seu elevado custo. Contudo, fraturas do pino têm sido observadas freqüentemente, provavelmente devido a defeitos microscópicos ocorridos durante a fabricação do mesmo e levando à formação de trincas de fadiga [17,52,53].

Em um recente trabalho para eliminação de cerâmicas de baixa qualidade através de um ensaio mecânico, Fischer e colaboradores [53] admitiram que a maior causa de falhas dos pinos cerâmicos ocorre devido a defeitos microscópicos ocasionados durante a fabricação, e que promovem o aparecimento de trincas levando à fratura.

Kantor e Pines [6], em um estudo comparativo de técnicas para restauração de dentes despolpados indicaram o uso de pino metálico pré-fabricado em dentes tratados endodonticamente apenas quando a dentina coronária estiver intacta. Pinos fundidos em ligas de ouro foram recomendados para dentes pilares de próteses fixas e pinos pré-fabricados com núcleo em resina indicados apenas para restaurações unitárias.

Um trabalho de acompanhamento de 150 pacientes utilizando 154 retentores intra-radulares foi realizado por Hatzikyriakos e colaboradores [54]. Tal estudo demonstrou que em um período total de três anos de controle, os pinos e núcleos metálicos fundidos apresentaram maior índice de sucesso do que os pinos pré-fabricados com núcleo em resina composta.

2.2

Comportamento mecânico dos pinos intra-radiculares

Com o surgimento de novas técnicas e materiais odontológicos, pesquisas vêm sendo realizadas não só relacionadas à confecção dos retentores, mas também ao comportamento mecânico do material restaurador utilizado no sistema dentina/pino intra-radicular associado a sua geometria [5,52,55-59].

Materiais que possuem o módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina natural tendem a distribuir de forma mais homogênea as tensões geradas durante a mastigação, contribuindo para a preservação do sistema [4,60-63]

Pinos paralelos distribuem as tensões de forma mais uniforme do que os pinos cônicos, que por apresentarem sua porção apical mais afilada podem causar o efeito de cunha, aumentando o risco de fratura da raiz [47-49,64,65]

Standlee e co-autores [47], através da aplicação de cargas e análise pelo método de fotoelasticidade, compararam pinos paralelos, cônicos e rosqueados. Concluíram que os pinos cônicos produziram maiores concentrações de tensão, além de apresentarem um efeito de cunha devido ao seu formato afilado. Os pinos rosqueados foram os que apresentaram uma distribuição dos esforços aplicados mais crítica.

Henry [48] também utilizou modelos fotoelásticos para avaliação da distribuição de tensões em raízes dentárias restauradas com pinos cônicos, pinos paralelos e pinos rosqueados. Seus estudos mostraram que os altos níveis de concentração de tensões podem ser minimizados pela geometria do pino. Pinos paralelos distribuíram as tensões na raiz de forma mais homogênea do que os pinos cônicos, e os pinos rosqueados foram considerados desfavoráveis.

Johnson & Sakumura [45], através de testes mecânicos, compararam individualmente e em combinação a retenção de pinos intra-radiculares em função de seu comprimento, diâmetro e forma. Os resultados mostraram que pinos paralelos apresentam uma resistência a forças trativas superior, da ordem de 4,5 vezes àquela apresentada pelos pinos cônicos. Concluíram que o aumento do comprimento e da largura do pino aumenta substancialmente a retenção do mesmo na raiz.

A conclusão de Spangler [49] em seu estudo sobre pinos e núcleos foi de que pinos de forma cônica oferecem menor resistência à tração e apresentam

um efeito de cunha devido à sua geometria, ressaltando que uma pressão excessiva no ápice poderia levar a fratura do dente.

Trope e colaboradores [2] avaliaram a resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente e restaurados por diferentes métodos, aplicando forças de compressão com inclinação de 50° em relação ao longo eixo do dente. Seus estudos demonstraram que a colocação de um pino intra-radicular diminuiu a resistência à fratura do dente, enquanto que o preenchimento do conduto com resina composta promoveu o fortalecimento da raiz.

Hunter e co-autores [42] investigaram os efeitos dos pinos intra-radulares em incisivos centrais superiores submetidos à carregamento através de análise fotoelástica. Os resultados sugeriram que o alargamento do canal aumenta a tensão na região cervical e que o uso do pino diminui a tensão nesta região. Concluíram que o comprimento do pino é mais importante do que seu diâmetro na minimização de tensões na região cervical. Porém, pinos com comprimento além de 2/3 da raiz não diminuem as tensões cervicais, mas frequentemente aumentam as tensões na região apical.

Estudando os efeitos de diferentes geometrias de pinos e a adaptação dos mesmos à parede do canal na resistência à fratura de incisivos centrais superiores, através de ensaio mecânico de tração, Sorensen e Engelman [66] mostraram que a máxima adaptação do pino à estrutura residual da raiz aumenta a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente. Pinos de forma cônica resultaram em fraturas localizadas na região apical do pino e envolvendo muita estrutura dentária, enquanto que pinos paralelos apresentaram menor frequência de fraturas envolvendo menos estrutura dentária.

Millot e Stein [44] investigaram a resistência à fratura de incisivos centrais tratados endodonticamente em modelos confeccionados em resina. Foram utilizados três tipos de retentores, um fundido e outros dois pré-fabricados, sendo as forças aplicadas na superfície lingual dos modelos até a fratura dos mesmos. Concluíram que quando um máximo de estrutura é preservada, o tipo do pino não tem efeito sobre a resistência à fratura da raiz.

Utilizando ensaios mecânicos de tração, Assif e colaboradores [36] avaliaram os efeitos do desenho de pinos intra-radulares na resistência à fratura em pré-molares restaurados com coroas fundidas. Concluíram que a geometria do pino não influenciou na resistência à fratura dos dentes e que não há diferença estatisticamente significativa entre dentes restaurados com ou sem pinos.

De maneira similar, Kahn e co-autores [67] analisaram três diferentes sistemas de pinos pré-fabricados através de teste de tração e demonstraram que a geometria dos pinos não influenciou na redução de fraturas radiculares em dentes tratados endodonticamente.

Cohen e colaboradores [68] avaliaram a resistência à fratura de núcleos de preenchimento de quatro materiais diferentes e cinco tipos de pinos intraradiculares pré-fabricados. Os autores encontraram que a maioria das falhas ocorreu no núcleo de preenchimento (79%), e apenas 21% das falhas ocorreram por fratura da raiz.

Vinte e dois tipos comerciais de pinos endodônticos tiveram suas propriedades mecânicas avaliadas em um trabalho apresentado por Lambjerg-Hansen e Asmussen [60]. Diferenças observadas nas propriedades mecânicas foram explicadas não somente pelas diferenças em comprimento, forma e estrutura da superfície do pino, mas também pela sua rigidez, limite de elasticidade e resistência à fratura, ou seja, pelo material utilizado na fabricação do mesmo. De acordo com os autores, os pinos endodônticos devem possuir uma porção coronária cilíndrica e uma porção apical cônica, fazendo com que sua escolha recaia sobre sua estabilidade e não sobre sua retenção.

Utilizando incisivos centrais superiores e caninos inferiores, Sidoli e colaboradores [58] compararam, através de teste mecânico de tração, pinos paralelos de aço inoxidável, pinos de fibra de carbono com núcleos em compósito e pinos e núcleos metálicos. Os pinos de fibra de carbono mostraram os menores níveis de tensão e nos outros grupos a maioria das fraturas ocorreu de forma profunda e horizontal.

Também com a finalidade de comparar a resistência à fratura de dentes despolpados restaurados com pinos metálicos fundidos e pinos pré-fabricados de fibra de carbono, Martinez-Insua e colaboradores [69] realizaram um teste mecânico com carregamento aplicado à 45° do longo eixo do dente. De acordo com os autores, dentes restaurados com fibra de carbono apresentaram falha do material antes da fratura do dente, enquanto que dentes restaurados com pinos fundidos mostraram fratura da raiz.

Em um estudo realizado com o objetivo de determinar rigidez, limite de elasticidade e resistência à tração através da relação força-deflexão, Asmussen e demais autores [17] submeteram pinos endodônticos de zircônia, titânio e fibra de carbono à testes mecânicos. Seus resultados mostraram que os pinos cerâmicos são os mais rígidos e não apresentam comportamento plástico,

enquanto que os pinos resinosos demonstraram os menores valores de rigidez, limite de elasticidade e resistência dentre os pinos estudados.

Akkayan e Gulmez [52] avaliaram a resistência à fratura de quatro diferentes sistemas de pinos endodônticos pré-fabricados, ou seja, pinos de titânio, fibra de quartzo, fibra de vidro e zircônia. Concluíram que os pinos de titânio mostraram uma menor resistência à fratura, sendo que os pinos de fibra de quartzo apresentaram a maior resistência. Observaram também que os pinos de titânio e de zircônia fraturaram de maneira frágil.

Newman e co-autores [51] fizeram uma comparação em trabalho recente, de três sistemas de pinos de fibra de vidro em comparação com pinos de aço inoxidável, avaliando a resistência à fratura e modo de falha dos dentes tratados endodonticamente tanto com canais estreitos quanto com canais alargados. Concluíram que para cada sistema de pinos intra-radulares não houve diferença estatisticamente significativa entre os canais estreitos e os alargados em relação à carga principal de falha, sendo que esta carga nos pinos de aço inoxidável foi significativamente maior do que em todos os pinos de compósitos avaliados.

Utilizando carregamento cíclico em dentes de boi restaurados com pinos intra-radulares, a comparação da resistência à fratura entre pinos pré-fabricados de fibra de carbono, de titânio e pinos metálicos fundidos foi realizada por Isidor e colaboradores [56]. Os autores demonstraram que o número de ciclos antes da falha foi maior para os pinos de fibra de carbono, porém recomendaram trabalhos clínicos que comprovem a superioridade desse sistema.

Butz e colaboradores [70] avaliaram diferentes sistemas de pinos intra-radulares submetidos à fadiga termomecânica. Observaram fratura oblíqua na raiz em todos os grupos de teste e concluíram que as diferenças entre os materiais não foram significantes no que se refere às falhas ocorridas.

Heydecke e demais autores [71], através de teste de fadiga, mostraram as diferenças na resistência à fratura de incisivos superiores tratados endodonticamente, restaurados com diferentes sistemas de pinos intra-radulares e com coroas totais preparadas circunferencialmente com ombro de 1,0 a 2,0 mm. Os resultados sugeriram que não houve diferença significativa entre os grupos de pinos e núcleos estudados, sendo que pinos de zircônia com núcleos cerâmicos podem ser uma alternativa para a substituição de pinos e núcleos fundidos metálicos.

2.3

O método de elementos finitos

A teoria de elementos finitos foi desenvolvida pela indústria aeroespacial e apresentada em publicação por Turner e seus colaboradores na década de 50 [19], com o objetivo de simplificar a solução de problemas complexos.

Segundo Segerlind [72], essa teoria permite que qualquer quantidade contínua de temperatura, pressão ou deslocamento possa ser aproximada através da discretização do modelo em sub-regiões definidas por elementos finitos.

O método de elementos finitos (MEF) caracteriza-se como uma simulação na qual pode ser recriado matematicamente o comportamento de um determinado sistema físico. Este método permite que o componente em estudo tenha forma geométrica, propriedades mecânicas e condições de contorno quaisquer, ocorrendo uma semelhança entre o modelo do MEF e a situação física real.

Inicialmente, o MEF foi utilizado em cálculos estruturais e hoje é largamente aplicado em análises nas mais diversas áreas, objetivando uma solução numérica para um problema físico. Com o aumento da capacidade de memória e resolução, bem como a redução de custos dos computadores, as aplicações do MEF se expandiram e se tornaram cada vez mais precisas e sofisticadas [73].

Algumas análises que podem ser executadas por softwares de elementos finitos são:

- Estática linear de tensões e deformações;
- Não linear de tensões e deformações (grandes deformações);
- Dinâmica (modos de vibração e frequências naturais);
- Tensões devido ao carregamento térmico;
- escoamento de fluídos;
- Campos elétricos e magnéticos.

O primeiro passo para a utilização do MEF é a obtenção do modelo que se deseja estudar. Esta etapa de modelagem consiste no desenho da estrutura a ser analisada e pode ser executada no próprio programa de elementos finitos ou importada de outro programa compatível. Em função do objetivo da análise, detalhes excessivos e supérfluos devem ser simplificados ao máximo, de modo que haja uma minimização do consumo de tempo de cálculo e espaço de memória do computador [72-75].

Este modelo, então designado domínio, é totalmente subdividido em pequenos segmentos poligonais, denominados elementos finitos, com o propósito de, individualmente, calcular as tensões e deformações mais facilmente do que na estrutura inteira. Os elementos finitos são conectados entre si por nós, resultando em uma malha. Esses elementos podem se apresentar em formato triangular, quadrático, tetragonal ou hexagonal, sendo a localização dos nós definida através de um sistema de coordenadas bi ou tridimensionais, dependendo da forma geométrica do modelo e da análise que se deseja realizar. Este processo de divisão do modelo é chamado de discretização [76].

As incógnitas fundamentais do problema se encontram localizadas sobre os nós. No caso de elementos estruturais, as incógnitas são os deslocamentos nodais, que uma vez determinados, permitem calcular as tensões e deformações ou a combinação de seus efeitos em qualquer ponto da estrutura. Definem-se essas incógnitas como os graus de liberdade de cada nó do modelo, o que permite a determinação do estado e da posição dos nós, ou seja, a possibilidade que um nó tem de rotacionar ou transladar em relação a um eixo coordenado. No caso de tensões e deformações cada nó possui até 6 graus de liberdade em relação ao sistema de coordenadas cartesianas globais, dependendo do tipo de elemento em questão [73,75].

O processamento do problema se dá através da formulação de uma matriz que indica as relações entre forças aplicadas e deslocamentos e que no caso de análises estruturais fica definida como matriz de rigidez. A solução do conjunto de matrizes é facilmente realizada pelo computador, sendo transparente ao usuário [73].

As propriedades físicas dos materiais estudados necessárias ao programa para a execução das análises linear-elásticas são o módulo de elasticidade (E) e o coeficiente de Poisson (ν) [72-76].

De acordo com Anusavise [77], o módulo de elasticidade descreve a relativa rigidez de um material, que é medida pela inclinação da curva da porção elástica de um diagrama tensão versus deformação. Ele representa a relação de tensões

elásticas em função das deformações elásticas, sendo que quanto maior for o módulo de elasticidade para um determinado valor de tensão, menor será a deformação correspondente. A determinação do módulo de elasticidade ocorre através do ensaio de tração do material.

O coeficiente de Poisson (ν) pode ser definido como a razão entre a deformação lateral e a deformação longitudinal de um objeto quando aplicada uma força, ou seja, um alongamento em sentido longitudinal ocasiona, conseqüentemente, uma contração no sentido lateral e vice-versa, admitindo-se que o volume final do objeto deve permanecer o mesmo [78].

As condições de contorno requeridas pelo programa de elementos finitos são os carregamentos e as restrições que atuam no objeto que se pretende analisar. Os carregamentos definem as solicitações as quais a estrutura está sendo submetida (forças, pressões, cargas térmicas, entre outras), enquanto que as restrições definem quais são os pontos que devem ser vinculados para que o objeto não se mova, reproduzindo desta forma como a estrutura se relaciona com o seu meio [75].

Na etapa de pós-processamento, o programa de elementos finitos permite visualizar a estrutura deformada. Além disto, através de uma representação gráfica colorida do modelo, são apresentadas também as regiões de maiores concentrações de tensão, que durante a vida útil da estrutura estarão mais propensas a apresentarem falhas. Os valores máximos e mínimos das tensões principais, tensões cisalhantes ou os valores calculados de acordo com os critérios de resistência de *von Mises* são apresentados através de uma escala de faixas coloridas relacionada com o desenho [73].

As figuras numeradas de 1 a 5 apresentam, esquematicamente, as etapas envolvidas no procedimento de análise de tensões pelo método de elementos finitos [73].

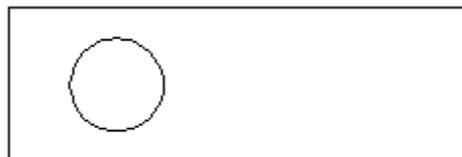


Fig. 1 - Modelo a ser processado.

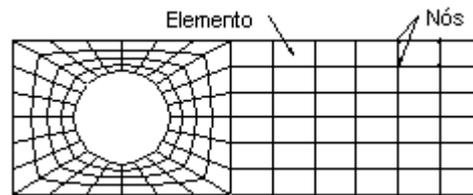


Fig. 2 - Colocação da malha.

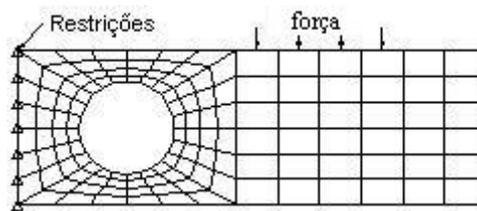


Fig. 3 - Imposição das condições de contorno.

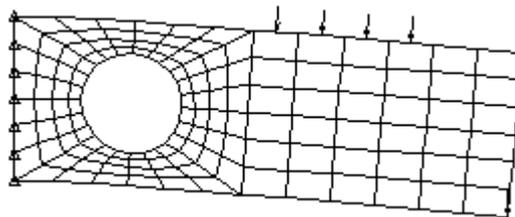


Fig.4 - Deformação resultante na estrutura.

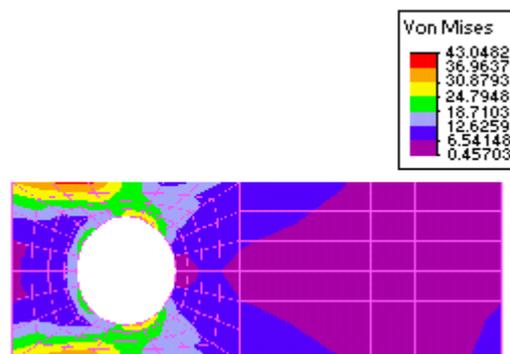


Fig. 5 - Representação gráfica das tensões.

As inúmeras vantagens da aplicação deste método contribuíram para seu extensivo uso. Dentre elas podem ser citadas [72-74]:

- as propriedades do material em elementos adjacentes podem ser diferentes, permitindo que o método possa ser aplicado em objetos compostos de diversos componentes;
- o método não está limitado a geometrias simplificadas, podendo ser utilizado em modelos com contornos irregulares;
- o tamanho dos elementos pode ser variado, ou seja, os elementos podem ser expandidos ou refinados de acordo com a necessidade de análise do projeto;
- condições de contorno descontínuas podem ser aplicadas facilmente por este método.

2.4

Aplicação do método de elementos finitos na avaliação de restaurações intra-radiculares

O desenvolvimento de tensões em um objeto é o resultado da combinação da geometria, propriedades físicas do material e condições de contorno (força e restrição que atuam no objeto). Entretanto, devido à complexidade de formas e diversidade nas propriedades das estruturas dentais, essas relações são de difícil reprodução quando se estuda o comportamento mecânico dos materiais constituintes de um elemento dental.

Os dados obtidos através de procedimentos experimentais não caracterizam precisamente o comportamento dos componentes de um dente restaurado diante de carregamentos e, portanto, a utilização do MEF na avaliação de tensões geradas por diferentes restaurações visa uma avaliação mais fiel do comportamento dos materiais e das estruturas dentárias durante a função mastigatória [22].

Os resultados obtidos por este método demonstram semelhanças com resultados obtidos experimentalmente, conferindo a este método confiabilidade na execução das análises. A superioridade do MEF se encontra no maior detalhamento das variações locais de tensão permitindo avaliações mais precisas.

Thresher e Saito [10] estudaram a distribuição de tensões em um incisivo central superior comparando um modelo homogêneo onde só havia o elemento dental simplificado com um modelo não homogêneo, ou seja, incluindo todas as estruturas dentais e seus elementos de suporte. Seus estudos mostraram que os maiores deslocamentos ocorriam na metade superior do dente, confirmando a validade do método.

Vree e colaboradores [21] realizaram um estudo da distribuição de tensões nas estruturas dentais utilizando análise fotoelástica bidimensional e elementos finitos (bi e tri-dimensional). Os autores concluíram que o método dos elementos finitos apresenta inúmeras vantagens sobre o método fotoelástico, sendo a análise tridimensional superior a bi-dimensional pelo fato de possuir maior semelhança com a anatomia dental.

Assim como vem ocorrendo com as pesquisas que utilizam testes experimentais para a análise do comportamento mecânico de restaurações intraradiculares, as análises realizadas através do método dos elementos finitos também divergem quanto à prerrogativa de se utilizar um retentor como reforço para o dente despolpado.

Davy e demais autores [33] compararam as tensões em um incisivo central superior hígido com outro restaurado utilizando pino intra-radicular e coroa cerâmica. O dente hígido apresentou as maiores concentrações de tensão na dentina, enquanto que no dente restaurado as tensões se concentraram no pino intra-radicular, provavelmente devido à diferença nos módulos de elasticidade, indicando que o pino age reforçando a raiz dentária. As alterações de comprimento, diâmetro e forma do pino provocaram apenas pequenas variações na distribuição de tensões.

A simulação de cargas oclusais foi realizada por Reinhardt e colaboradores [11] em de um incisivo central superior restaurado com pino intra-radicular fundido com quatro níveis de suporte periodontal. Os autores demonstraram que a perda de altura no suporte ósseo acarretava um aumento acentuado nos valores das tensões, sendo que a área de máxima tensão se situava na região da raiz próxima da crista óssea alveolar. Independentemente do nível ósseo, foi constatado que o maior nível de tensão no pino intra-radicular se concentrava na região da dentina, fazendo com que esta região apresentasse maior propensão à fratura radicular.

Ko e colaboradores [34] avaliaram o efeito de pinos intraradiculares na distribuição de tensões na dentina de um incisivo central superior e concluíram

que os pinos reduzem as tensões em até 8% diante das cargas mastigatórias normais e traumáticas, e em torno de 20% diante de cargas verticais.

Cailleteau e demais autores [3] utilizaram o método de elementos finitos para comparar as tensões ao longo da parede do canal em quatro modelos bidimensionais de incisivos, sendo o primeiro modelo relativo a um dente intacto, o segundo após tratamento endodôntico, o terceiro tratado endodonticamente e restaurado com uma coroa e o quarto tratado endodonticamente e restaurado com pino intra-radicular cilíndrico e coroa. Um carregamento horizontal foi aplicado na superfície lingual de cada modelo e foram calculadas as tensões de tração, compressão e cisalhamento. Os resultados indicaram que o padrão de distribuição de tensões foi alterado com a inserção do pino intra-radicular, havendo uma máxima concentração de tensões na sua terminação apical.

Ho e os outros autores [38], adotaram o método de elementos finitos para avaliarem a influência dos retentores intra-radulares na tensão dentinária em incisivos centrais superiores despulpados sob aplicação de uma carga funcional. Seus resultados demonstraram que os efeitos benéficos de reforço com pinos para dentes tratados endodonticamente são limitados.

Vasconcellos [22] em seu estudo de tensões em uma prótese parcial fixa livre de metal e outra em metalo-cerâmica com uma das bases restaurada com pino intra-radicular de ouro determinou que maiores concentrações de tensão se localizaram no pino, principalmente nas suas terminações apicais.

O tipo de material restaurador e a geometria dos retentores intra-radulares tem sido considerados pelos pesquisadores como os principais fatores na determinação do padrão de distribuição de tensões no sistema restaurador intra-radicular. A possibilidade de atribuir diferentes propriedades aos materiais utilizando modelos semelhantes confere ao MEF uma excelente capacidade de análise referente aos propósitos da odontologia restauradora.

A distribuição de tensões em um dente natural e outro tratado endodonticamente foi analisada por Mori [4] adotando modelos de pré-molares inferiores sob carga axial. As maiores tensões se concentraram no ponto de aplicação das cargas, sendo maiores no dente restaurado em função do maior módulo de elasticidade dos materiais restauradores.

Pierrisnard e demais autores. [13] estudaram o comportamento mecânico de um pré-molar unirradicular restaurado com uma coroa de Ni-Cr sob carga axial. As variáveis foram o comprimento e a forma do pino e a altura do suporte ósseo. Como resultados, obtiveram que os pinos mais curtos geram maiores níveis de

tensão do que os pinos mais longos e que quando o suporte ósseo é reduzido, a concentração de tensões aumenta.

Utilizando a mesma metodologia do trabalho anterior, Pierrisnard e colaboradores [14] avaliaram a distribuição de tensões em um dente restaurado com pino radicular pré-fabricado e núcleo de preenchimento, e outro com pino e núcleo fundidos. Concluíram que o pino e núcleo fundidos distribuem melhor a carga aplicada, especialmente na região junto à linha amelodentinária.

Em um terceiro trabalho com elementos finitos, Pierrisnard e colaboradores [55] avaliaram pinos intra-radulares confeccionados com três diferentes materiais, isto é, níquel-cromo, titânio e ouro. Os resultados apontaram que as concentrações de tensão na dentina ao redor do pino são inversamente proporcionais ao módulo de elasticidade do material adotado, ou seja, quanto mais rígido for o pino, menor será a carga transmitida à dentina.

Holmes e colaboradores [79] adotaram o MEF para avaliar a distribuição de tensões em dentina de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos e núcleos de várias dimensões. Concluíram as maiores concentrações de tensão se localizaram na região da aplicação da carga, sendo que a distribuição de tensões trativas e compressivas não foi afetada com a variação das dimensões dos pinos.

Também adotando o MEF, Veiga [57] comparou a distribuição de tensões em um dente hígido com dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos intra-radulares fundidos, curto e longo, sob carga axial e horizontal. De acordo com o autor, o pino intra-radicular fundido curto apresentou maiores níveis e maiores áreas de concentração de tensões, enquanto que o pino longo apresentou um comportamento mais semelhante ao dente hígido.

Vasconcellos [80] analisou duas próteses fixas inferiores de três elementos, tendo como bases um pré-molar e um molar, e comparou a distribuição de tensões em um modelo utilizando retentores intra-radulares fundidos e outro utilizando retentores pré-fabricados com núcleo em resina composta. Através dos resultados obtidos pelo MEF, o autor concluiu que as maiores tensões se concentraram na região disto-cervical do pré-molar, provavelmente pelo movimento de deflexão da prótese fixa, apresentando níveis superiores no modelo com pinos pré-fabricados e núcleos em resina.

Yaman e colaboradores [59], utilizando uma análise numérica, estudaram a distribuição de tensões em um incisivo central superior submetido a tratamento endodôntico e restaurado com pino intra-radicular de ouro, além de com diferentes combinações de pinos pré-fabricados de titânio e aço inoxidável com

núcleos de amálgama e compósito. Os melhores resultados foram encontrados no pino de ouro.

Uma comparação da distribuição de tensões em um incisivo central superior hígido e em outro tratado endodonticamente e restaurado com pinos intraradiculares de diferentes materiais e coroa de cerâmica, foi realizada por Bocangel [5]. Os resultados demonstraram que a aplicação de um pino intraradicular altera o padrão de distribuição das tensões geradas em relação ao dente hígido, e o tipo de material utilizado influencia diretamente nesta alteração, sendo que os pinos confeccionados como materiais mais rígidos obtiveram os maiores níveis de tensão.

Rocha [64] comparou a distribuição de tensões de *von Mises* em dois modelos de caninos superiores tratados endodonticamente com diferentes retentores intraradiculares, pré-fabricado cilíndrico/escalonado e fundido cônico, ambos restaurados com coroas metalo-cerâmicas. Os resultados indicaram que o pino cilíndrico/escalonado distribuiu de forma mais uniforme as cargas no sentido corono-apical, enquanto que no pino cônico foi evidenciado o efeito de cunha.

Pegoretti e seus colaboradores [62] avaliaram a distribuição de tensões em um incisivo central superior restaurado com pino de fibra de vidro, comparando com análises onde foram adotados pino metálico e pino de fibra de carbono. Concluíram que os pinos metálicos apresentam maiores concentrações de tensão na interface pino-dentina, enquanto que os pinos com fibra de vidro mostraram baixas concentrações de tensão na raiz devido a sua rigidez ser semelhante à dentina.

Yang e colaboradores [65] investigaram a influência das tensões oclusais em vários desenhos de retentores intraradiculares em incisivos centrais superiores tratados endodonticamente. De acordo com seus resultados, os autores afirmaram que a direção do carregamento exerceu maior efeito do que o desenho do pino na distribuição das tensões, sendo que pinos com elevado módulo de elasticidade reduziram os níveis de tensão na dentina radicular.

Ainda utilizando o MEF, Yang e seus colaboradores [81] avaliaram a distribuição de tensões térmicas em várias combinações de materiais restauradores de núcleos e pinos intraradiculares em um incisivo central tratado endodonticamente. Os resultados mostraram que núcleos e pinos metálicos geraram tensões térmicas mais baixas na restauração e na dentina do que núcleos e pinos não-metálicos, sendo que os níveis de tensão térmica estão relacionados com os gradientes de temperatura entre os materiais.

Pierrisnard e demais autores [82] compararam os efeitos de diferentes métodos de reconstrução corono-radiculares na transmissão de tensões aos tecidos dentais, concluindo que na região cervical do dente restaurado aparecem as maiores tensões. Demonstraram que a combinação de pino intra-radicular de Ni/Cr e núcleo de compósito gerou mais tensão cervical do que pino e núcleo metálico, comprovando que núcleos menos rígidos geram maior tensão nesta região.

Torparli e Sasaki [83] analisaram a distribuição de tensões térmicas como resultado da passagem de líquidos quentes e frios pela boca, em dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos intra-radiculares de ligas de Ti-Ti e NiCr-AuPd. Concluíram que a distribuição de tensões térmicas depende da geometria do dente e das propriedades mecânicas e térmicas do material restaurador, sendo que as maiores concentrações de tensões ocorreram na restauração de liga de NiCr-AuPd causada por líquido frio.

O efeito de diferentes geometrias e tipos de materiais de pinos intra-radiculares na distribuição de tensões em um incisivo central superior foi avaliado por Albuquerque e seus colaboradores [84]. Os resultados apontaram que as diferenças na geometria dos pinos causaram pouca influência na variação dos níveis de tensão, enquanto que os tipos de materiais restauradores introduziram maiores variações dos mesmos. Pinos de aço inoxidável apresentaram as maiores concentrações de tensão, seguidos dos pinos de titânio e de fibra de vidro.