

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

HEDILBERTO ARAÚJO DE SOUSA

**LEVANTAMENTO ESTATÍSTICO DO VALOR DO MÓDULO DE
ELASTICIDADE DA DENTINA E DOS MATERIAIS UTILIZADOS NA
REABILITAÇÃO PROTÉTICA DE RAÍZES FRAGILIZADAS**

VITÓRIA
2012

HEDILBERTO ARAÚJO DE SOUSA

**LEVANTAMENTO ESTATÍSTICO DO VALOR DO MÓDULO DE
ELASTICIDADE DA DENTINA E DOS MATERIAIS UTILIZADOS NA
REABILITAÇÃO PROTÉTICA DE RAÍZES FRAGILIZADAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito para a obtenção do Grau de Mestre em Clínica Odontológica.

Orientadora: Profa. Dra. Selva Maria Gonçalves Guerra

Coorientador: Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas

VITÓRIA
2012

FICHA CATALOGRÁFICA

HEDILBERTO ARAÚJO DE SOUSA

**LEVANTAMENTO ESTATÍSTICO DO VALOR DO MÓDULO DE ELASTICIDADE
DA DENTINA E DOS MATERIAIS UTILIZADOS NA REABILITAÇÃO
PROTÉTICA DE RAÍZES FRAGILIZADAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito para a obtenção do Grau de Mestre em Clínica Odontológica.

Aprovada em ___ de _____ de 2012

COMISSÃO EXAMINADORA

Prof^ª.Dra. Selva Maria Gonçalves Guerra
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

Prof. Dr. Angelo Gil Pezzino Rangel
Universidade Federal do Espírito Santo

Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha
Faculdade de Odontologia de Araçatuba
Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”

Dedico,

In memoriam

Ao meu querido amigo **Janes Cordeiro de Andrade** que nos deixou tão cedo...saudades.

Agradeco

À Profa. Dra. **Selva Maria Gonçalves Guerra**, pela confiança depositada, amizade, orientação e ensinamentos durante essa etapa.

Ao Prof. Dr. **Estevam de Las Casas**, da Universidade Federal de Minas Gerais, que com grande atenção contribuiu com ideias e desenvolvimento do trabalho.

À Profa. **Claudia Machado de Almeida Mattos**, pela amizade, acompanhamento e fundamental ajuda prestada durante esse período.

Ao Prof. Dr. **Angelo Gil Pezzino Rangel**, obrigado pelas lições, pelo apoio e incentivo.

À Profa. Dra. **Juliana Malacarne**, pela amizade e incentivo constante, muito obrigado.

À Profa. Dra. **Jackeline Guimarães**, são anos de amizade, obrigado pelas conversas, e incentivo constante.

À Profa. Dra. **Maria José Gomes**, pelas oportunidades, conselhos e orações, meu muito obrigado.

Ao Prof. Dr. **Adauto Emmerich**, por acender a chama do pesquisador quando ainda era seu aluno no segundo período da Faculdade.

À Profa. Dra. **Raquel Baroni**, por me ensinar os primeiros passos da pesquisa e pela oportunidade de desenvolver meu primeiro projeto.

À Profa. Dra. **Flávia Bittencourt**, algumas lições precisam ser vividas... e a sua lição contribuiu para a minha formação.

Ao amigo **Rodrigo Rasseli e família**, não caberiam nesse parágrafo a amizade e o carinho que tenho por vocês. A você, meu amigo, posso dizer que a batalha continua, mas sei que sempre poderei contar com você. Obrigado, meu irmão.

Ao amigo **Filipe Piccoli Pancieri**, sempre quando precisei você estava lá para ouvir, simplesmente para ouvir, obrigado, meu irmão.

Ao amigo, **Rondnelly Marques**, pelo incentivo e por me lembrar de atualizar meu Lattes e do meu prazo final, obrigado, meu amigo.

À amiga **Cíntia Rosalém**, por tudo! Você é mais que uma amiga, é uma irmã, mesmo de longe seu incentivo foi muito importante.

À amiga **Érica Smiderle**, obrigado pela torcida, pelas conversas, e pelo apoio.

À minha irmã **Dhandara**, mesmo sendo tão jovem orgulho-me de ver a sua capacidade e o carinho com o consultório por todo esse tempo e por ter tanta paciência em esperar eu realizar esse sonho.

À minha esposa **Rebecca**, que nesses mais de dez anos de convivência esteve em cada alegria, tristeza, ao meu lado, incentivando, cuidando, e zelando pelo meu sucesso. Te amo.

À minha amada mãe **Ludmila**, eu sei o quanto a conclusão dessa etapa e os nossos sucessos fazem você feliz.

Ao meu pai, **Carlos Hedilberto**, sua vida foi de sacrifícios, sempre longe da família e dos momentos especiais, muito obrigado pelo exemplo de superação e caráter.

Aos amigos de caminhada do curso de Mestrado cada um de vocês, em algum momento contribuiu para esse resultado.

Aos colegas da graduação, **Manoelito Ferreira, Rahyza Freire e João Paulo Novaes**, pela amizade e contribuições ao longo desses três anos, muito obrigado.

A todos que de alguma maneira me ajudaram ou se fizeram presentes durante esse momento, meu muito obrigado!

“A grandeza não consiste em receber honras, mas em
merecê-las”
Aristóteles – Filósofo grego

“Porque Deus amou o mundo de tal maneira que deu o
seu Filho unigênito, para que todo aquele que nele crê
não pereça, mas tenha a vida eterna”.
João 3:16

RESUMO

Os dentes tratados endodonticamente são mais sujeitos à fratura radicular e sua reabilitação é uma tarefa complexa, especialmente quando a raiz encontra-se estruturalmente comprometida por cáries cervicais ou pela presença de pinos com diâmetro excessivo. A restauração final deve reforçar a estrutura remanescente do dente e ao mesmo tempo possibilitar a máxima resistência e retenção do sistema de pino e núcleo selecionado. O comportamento desses dentes tem sido investigado por meio de estudos clínicos, experimentais e numéricos, porém com grande variabilidade dos resultados. Nos estudos numéricos que utilizam o Método dos Elementos Finitos (MEF), parte desses resultados díspares pode ser atribuída à variabilidade dos valores das propriedades elásticas dos materiais representados nos modelos. Este estudo teve como objetivo verificar os valores encontrados na literatura para o módulo de elasticidade da dentina e de materiais restauradores utilizados na reconstrução protética de raízes fragilizadas, visando a obter uma medida descritiva válida. Por meio de uma busca na literatura base de dados Medline (PubMed) por estudos experimentais que investigaram o módulo de elasticidade da dentina e dos materiais restauradores citados, 149 artigos foram selecionados, sendo 78 sobre propriedades da dentina e 71 sobre materiais restauradores. Os trabalhos foram organizados de acordo com o valor do módulo de elasticidade do material estudado e classificados separadamente de acordo com o tipo de ensaio mecânico realizado. O método estatístico de normalidade de Kolmogorov-Smirnov foi utilizado para a análise estatística dos valores encontrados, cujas médias foram: 18,72GPa (dentina sob compressão), 18,45GPa (dentina sob tração), 10,23GPa (resina composta), 4,55GPa (Ionômero de Vidro), 4,78GPa (adesivo), 42,27GPa (pino de fibra de vidro). Apesar da variabilidade os valores encontrados foram considerados representativos no que se refere ao comportamento dos materiais estudados, podendo ser utilizados nos estudos com MEF.

Palavras-chave: Biomecânica. Técnica para retentor intrarradicular. Módulo de elasticidade. Dentina. Dente não vital. Propriedades físicas. Metodologias computacionais. Simulação por computador.

ABSTRACT

Endodontically treated teeth are more prone to root fracture and its rehabilitation is a complex task. The final restoration should reinforce the remaining tooth structure while allowing the maximum strength and retention of the selected post/core system. The behavior of these teeth has been reported by clinical, experimental and numerical studies, presenting a great variability of results. This study aimed to statistically analyze the values presented in the literature for the elastic modulus of dentin and the restorative materials used in prosthetic reconstruction of weakened roots, in order to allow for a better standardization for the numerical studies. Through a literature search Medline (PubMed) for experimental studies that investigated the elastic modulus of dentin and restorative materials, 149 studies were selected from which 78 were about dentin properties and 71 on restorative materials. The studies were categorized according to the material property and their results were analyzed and classified separately according to the type of mechanical tests performed. The statistical method of normal Kolmogorov-Smirnov was used for the statistical analysis. The values obtained were: 18,72GPa (dentin under compression), 18,45GPa (dentin under tension), 10,23GPa (composite resin), 4,55GPa (glass ionomer), 4,78GPa (adhesive), 42,27GPa (glass fiber post). Despite the variability, statistic results have shown a normal distribution. Therefore, the values may be assumed to well represent the materials behavior, which allows them to be used in Finite Elements Method (MEF) Studies.

Keywords: Biomechanics. Post and core technique. Elastic modulus. Dentin. Nonvital tooth. Physical properties. Computing methodologies. Computer simulation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Gráfico 1.	Evolução de publicações (todas as áreas).	15
Figura 1.	Modelo geométrico de um dente tratado endodonticamente com raiz fragilizada, reconstruído com resina composta ou ionômero de vidro e um sistema de pino/núcleo/coroa total.....	49
Esquema 1.	Levantamento para o módulo de elasticidade da dentina.....	53
Esquema 2.	Levantamento para o módulo de elasticidade da guta-percha.	54
Esquema 3.	Levantamento para o módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro.	55
Esquema 4.	Levantamento para o módulo de elasticidade do adesivo.....	57
Esquema 5.	Levantamento para o módulo de elasticidade da resina composta	58
Esquema 6.	Levantamento para o módulo de elasticidade do ionômero de vidro ..	60
Figura 2.	Modelo Utilizado no teste paramétrico.....	64

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Análise descritiva dos valores do módulo de elasticidade da dentina à compressão (GPa)	61
Tabela 2. Análise descritiva dos valores do módulo de elasticidade da dentina à tração (GPa).	61
Tabela 3. Análise descritiva dos valores do módulo de elasticidade do adesivo à nanoindentação (GPa).....	62
Tabela 4. Análise descritiva dos valores do módulo de elasticidade da resina composta à compressão (GPa).....	62
Tabela 5. Análise descritiva dos valores do módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro à tração (GPa).	62
Tabela 6. Medidas descritivas dos materiais.....	63
Tabela 7. Resultado das variações do módulo de elasticidade da dentina e resina composta levando em consideração o desvio-padrão.	65

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1 DENTES ENDODONTICAMENTE TRATADOS	16
2.1.1 Raízes fragilizadas	18
2.1.2 Estudos utilizando o MEF	23
2.2 MATERIAIS BIOLÓGICOS E ODONTOLÓGICOS UTILIZADOS NA RECONSTRUÇÃO PROTÉTICA DOS DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE COM RAÍZES FRAGILIZADAS	27
2.2.1 Materiais biológicos	27
2.2.1.1 Dentina	27
2.2.2 Materiais odontológicos	29
2.2.2.1 Pino de fibra de vidro.....	30
2.2.2.2 Adesivos dentinários.....	32
2.2.2.3 Cimento de ionômero de vidro.....	33
2.2.2.4 Resina composta	37
2.2.2.5 Guta-percha.....	39
2.3 A PROBLEMÁTICA DA VARIABILIDADE DOS VALORES DO MÓDULO DE ELASTICIDADE DESSES MATERIAIS E DA DENTINA NA LITERATURA	39
3 PROPOSIÇÃO	48
4 METODOLOGIA	49
4.1 ANÁLISE ESTATÍSTICA	60
5 RESULTADOS	61
5.1 ESTUDO PARAMÉTRICO	63
6 DISCUSSÃO	66
7 CONCLUSÃO	72
8 REFERÊNCIAS	73
APÊNDICE A- DESCRIÇÃO DOS TRABALHOS, TIPOS DE ENSAIOS E VALORES PARA O MÓDULO DE ELASTICIDADE DOS MATERIAIS ESTUDADOS	85

1 INTRODUÇÃO

Restauração de dentes tratados endodonticamente

Apesar de todo o progresso científico e tecnológico na Odontologia das últimas décadas, a restauração de um dente desvitalizado ainda demonstra ser um grande desafio pelo fato de envolver várias especialidades, como a Endodontia, a Periodontia e a Odontologia Restauradora, bem como, requerer do dentista o conhecimento dessas especialidades.

O aumento do número de pesquisas relacionadas ao comportamento biomecânico dos tecidos dentais duros e dos materiais restauradores tem resultado na melhoria dos procedimentos restauradores para o tratamento desses dentes.

O processo restaurador geralmente envolve o emprego de técnicas indiretas que, basicamente, seguem os passos de preparo do conduto, cimentação de um pino intrarradicular, reparo, confecção da restauração provisória, moldagem, cimentação da peça definitiva e posterior acompanhamento clínico. Qualquer alteração em algum dos passos poderá promover imperfeições no procedimento, ou dificuldades na manutenção do sucesso do tratamento executado (FONSECA, 2007).

Tal situação clínica pode ser agravada quando o remanescente radicular apresenta paredes danificadas por cárie, preparos prévios, instrumentação excessiva, ou pela presença de pinos muito largos. Esse tipo de raiz, com paredes muito finas, pode comprometer o sucesso da restauração do dente. Nesse caso, pinos metálicos fundidos, devido a sua maior rigidez, podem agir como cunha e provocar fratura radicular, e pinos pré-fabricados têm a adaptação imprecisa (principalmente no terço médio). Materiais têm sido sugeridos para solucionar esse problema, como a resina composta (LUI, 1994; SAUPE; GLUSKIN; RADKE JR., 1996), o ionômero de vidro (ASSIF et al., 1993; LUI, 1992), pinos acessórios de fibra (BONFANTE et al., 2007), melhorando a adaptação do pino ao canal, diminuindo a espessura do cimento, favorecendo a retenção e prevenindo falhas adesivas.

Esses desafios vão além da reconstrução das dimensões e formas dos dentes, alcançando também o seu comportamento mecânico, no que diz respeito a sua heterogeneidade estrutural, anisotropia e visco-elasticidade. A presença de dentina e seus canalículos dentinários torna complexa a reprodução de seus atributos funcionais. Além disso, a experiência do operador e sua habilidade manual poderão influenciar nos resultados finais e no sucesso do tratamento.

Os dentes naturais, devido à ótima combinação de esmalte e dentina, constituem a união perfeita e única entre dureza, resistência e resiliência (MAGNE; BELSER, 2003), e os procedimentos restauradores, assim como as alterações na integridade estrutural dos dentes podem facilmente violar esse sutil equilíbrio. Por essa razão, os estudos na área de materiais restauradores e suas técnicas de utilização têm-se direcionado para os avanços de suas propriedades mecânicas, na tentativa de mimetizar cada vez mais esse complexo sistema do órgão dental.

Na Odontologia, os materiais utilizados na reconstrução dos elementos dentais com diferentes níveis de destruição são também testados e submetidos a rigorosos ensaios, a fim de justificar sua utilização de maneira clinicamente satisfatória. Existem diversas maneiras de se estudar esses materiais, porém um aspecto comum dos ensaios de resistência é a sua natureza destrutiva. Dentes humanos têm sido comumente usados para testar, *in vitro*, reconstruções com pinos e núcleos intrarradiculares. As principais desvantagens da utilização de dentes humanos são as dificuldades para se conseguir um número de dentes suficiente para uma amostra representativa e a grande variação em tamanho e forma entre os indivíduos (XIBLE, 2004). Para contornar esses problemas, dentes bovinos ou de resina podem ser utilizados. Dentes bovinos são comparáveis aos dentes humanos em módulo de elasticidade, resistência à tração e características de adesão, porém são muito maiores que os dentes humanos, inviabilizando a adaptação dos pinos disponíveis, bem como a extrapolação dos resultados. Por sua vez, dentes de resina reproduzem o tamanho dos dentes humanos, e podem ser padronizados, mas não simulam adequadamente as propriedades de adesão, elasticidade e resistência inerentes àqueles (GEGAUFF, 2000; OTTL et al., 2002).

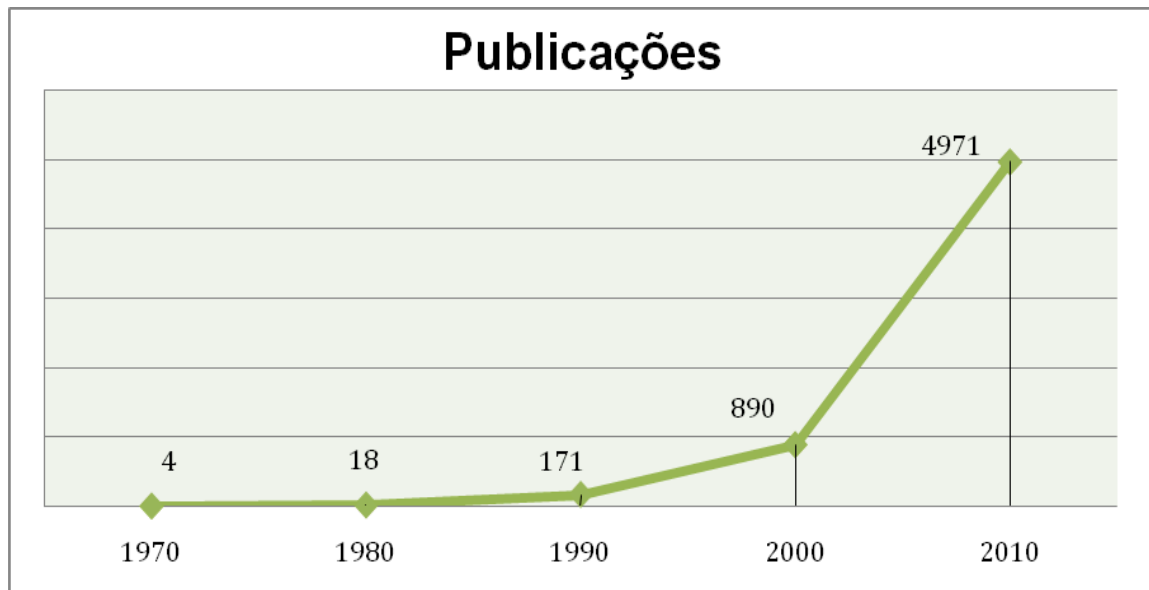
O Método dos Elementos Finitos (MEF)

Recentemente, métodos de simulação têm sido empregados para contornar as desvantagens dos ensaios *in vitro*. Entre eles, o Método dos Elementos Finitos (MEF) parece ser um procedimento adequado para analisar o comportamento dos dentes com reforço radicular, permitindo uma simulação com características bastante aproximadas de seu comportamento mecânico (SOARES et al., 2008).

O MEF já é conhecido há algum tempo em diversas áreas da Engenharia como ferramenta de estudo. Baseia-se em uma análise matemática, que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são modelos matemáticos descritos por equações diferenciais, as quais são resolvidas por métodos computacionais para que sejam obtidos os resultados desejados. Os fundamentos matemáticos desse método surgiram no final do século XVIII, entretanto, a sua viabilização tornou-se possível somente com o advento dos computadores, facilitando a resolução das equações algébricas resultantes da sua aplicação. As propriedades mecânicas de cada material utilizado no modelo construído devem ser previamente conhecidas, de modo a se obter fidelidade nos resultados, uma vez que as características de cada elemento influenciarão na resposta aos esforços aplicados (ASSAN, 2003; CLOUGH, 1980; TURNER et al., 1956).

Um levantamento de artigos científicos realizado no portal Medline (Pubmed) demonstra que a utilização do MEF nas áreas analisadas (Odontologia e Medicina) apresentou um crescimento nas últimas décadas (Gráfico 1).

Gráfico 1. Evolução de publicações



Fonte: Arquivo pessoal de aulas sobre MEF

Entretanto, o aumento do número de publicações que utilizam essa ferramenta na Odontologia suscitou dúvidas quanto à confiabilidade dos resultados, principalmente devido à variabilidade das informações introduzidas no modelo computacional a ser estudado, como é o caso das propriedades mecânicas da dentina e dos materiais restauradores.

As propriedades mecânicas em estudos numéricos e a diversidade de valores

O presente estudo justifica-se à medida que há, na literatura, uma enorme variabilidade e uma discrepância nas propriedades utilizadas nos estudos com MEF. Isso tem contribuído para pesquisas inexatas ou, no mínimo, com resultados duvidosos. Tal problemática deve ser entendida e esclarecida, eliminando-se, assim, um substancial viés que pode comprometer o resultado final dos trabalhos com o MEF.

Em vista do que foi exposto, este trabalho tem por objetivo analisar os valores do módulo de elasticidade da dentina e dos materiais odontológicos restauradores utilizados na reconstrução protética dos dentes tratados endodonticamente com

raízes fragilizadas, de forma a obter um valor plausível, que possibilite sua utilização em trabalhos computacionais com maior validade e reprodutibilidade.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Por razões didáticas, devido à diversidade do tema a ser estudado, a presente revisão de literatura foi dividida em três seções distintas, que são: 2.1) dentes endodonticamente tratados; 2.2) os materiais utilizados na sua reconstrução; e 2.3) variabilidade dos valores do módulo de elasticidade desses materiais e da dentina na literatura.

2.1 DENTES ENDODONTICAMENTE TRATADOS

A perda da vitalidade pulpar está associada a alterações na estrutura e, conseqüentemente, na resistência do dente. Vários estudos têm sido realizados para investigar, de maneira qualitativa e quantitativa, a influência do tratamento endodôntico no comportamento mecânico do dente, através do conteúdo de umidade (HELPER et al., 1972; HUANG; SCHILDER; NATHANSON, 1992), da natureza do colágeno (RIVERA; YAMAUCHI, 1993) e de ensaios laboratoriais (HUSSAIN et al., 2007; GRIGORATOS et al., 2001; SEDGLEY; MESSER, 1992; SIM et al., 2001). Infelizmente, os resultados variam devido a diferentes metodologias utilizadas nos estudos que avaliam estas condições. Huang, Schilder e Nathanson (1992) utilizaram amostras de dentina e ensaios de compressão e tração para calcular o módulo de elasticidade, limite proporcional e resistência à fratura, enquanto outros (GRIGORATOS et al., 2001; SIM et al., 2001) utilizaram barras de dentina e ensaios de flexão, para investigar a resistência à flexão e o módulo de elasticidade. Apesar da falta de consenso, para Sim et al. (2001), todos esses fatores interagem de maneira cumulativa para influenciar na resistência à fratura dos dentes desvitalizados, culminando com falhas catastróficas.

A restauração de dentes tratados endodonticamente é um tema amplamente estudado e com controvérsias que ainda permanecem. Corrêa-Faria et al. (2010), em uma busca na base de dados Medline (PubMed) com palavras-chave sobre o assunto, encontraram 207 trabalhos. Entre os clínicos, a dúvida em torno da escolha

do melhor caminho a seguir permanece no que diz respeito à confecção de restaurações diretas ou indiretas, com ou sem pinos, ao melhor material a ser utilizado e o melhor desenho de preparo protético.

Türp et al. (2007) realizaram um estudo com quatro especialistas sobre como proceder diante de um incisivo lateral fraturado. De acordo com as repostas, diferentes estratégias foram indicadas, todas baseadas na literatura. Os autores demonstram a dificuldade na obtenção de um plano de tratamento para os dentes com raízes fragilizadas.

Dietschi et al. (2007) publicaram uma revisão sistemática sobre os aspectos biomecânicos da restauração dos dentes tratados endodonticamente, com ênfase nas alterações da composição e estrutura dos mesmos. Foram analisados estudos publicados entre 1990 e 2005, encontrados na base de dados da Medline (PubMed). Segundo os autores, as alterações no comportamento biomecânico dos dentes após a terapia endodôntica podem ser atribuídas a alterações que ocorrem em diferentes níveis: composição tecidual, micro e macroestrutura da dentina e estrutura do dente.

De fato, tem sido demonstrado que a redução da estrutura do dente devido a restaurações e procedimentos endodônticos é responsável pelo enfraquecimento dos dentes desvitalizados (HÜR MÜYLÜ et al., 2003; SOARES et al., 2008). Segundo Plotino et al. (2008), os procedimentos endodônticos reduzem a rigidez relativa do dente em apenas 5%. Em contraste, a perda da crista marginal, resulta na perda de 46% da rigidez do dente.

Siso et al. (2007), em um estudo sobre a resistência à fratura de pré-molares com preparos do tipo méso-ocluso-distal (MOD), relataram um enfraquecimento médio de 50% quando comparados com dentes inalterados.

Sagsen e Aslan (2006) observaram que a abertura da cavidade oclusal e a remoção da crista marginal resultou em valores elevados de tensão, confirmando a menor resistência dos dentes pela remoção estrutural. Esse fato destaca a importância da prevenção e diagnóstico precoce de lesões de cárie antes que elas envolvam a crista marginal.

Segundo Corrêa-Faria et al. (2010), um dos aspectos a se observar é a posição do elemento no arco, devido à diferença de força mastigatória na região anterior e posterior da arcada. Outro aspecto citado é a parcela do remanescente coronário, pois dependendo dela uma estratégia do uso ou não de pino e núcleo será traçada para posterior confecção da prótese. De acordo com estudos de Nagasiri e Chitmongkolsuk (2005), quanto maior a estrutura remanescente do dente, maior é a longevidade do elemento.

Stokes e Hood (1993) descreveram em seu estudo sobre impactos que as fraturas mais profundas (com envolvimento radicular) de difícil solução são encontradas quando restaurações rígidas e inflexíveis são usadas (núcleo metálico fundido, por exemplo). Os autores ainda citaram que uma fratura coronal parcial pode ser preferível se considerarmos que a energia dissipada durante a fratura poderia prevenir dano biológico adicional ou traumatismo radicular.

Vários estudos foram realizados para determinar o método ideal para restaurar dentes tratados endodonticamente, já que esses dentes têm sua resistência à fratura diminuída, devido à perda de estrutura dental durante o acesso endodôntico e procedimentos de preparação da cavidade (NAGASIRI; CHITMONGKOLSUK, 2005; REINHARDT et al., 1983; ROBBINS, 1990; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; UDDANWADIKER; PADOLE; ARYA, 2007).

Após revisão da literatura sobre o assunto, pode-se constatar que a restauração definitiva de dentes permanentes com canais radiculares tratados é uma etapa final do tratamento, porém esses dentes permanecem mais suscetíveis a fraturas. A explicação mais citada para esse fato tem sido a desidratação e a perda de dentina após os procedimentos endodônticos, bem como a remoção de estruturas anatômicas importantes, como cúspides e cristas marginais, as quais fornecem a maior parte do suporte necessário no dente natural (BELLI; ERDEMIR; YILDIRIM, 2006; SAGSEN; ASLAN; 2006; SISO et al., 2007).

2.1.1 Raízes fragilizadas

Em raízes com canais muito amplos e paredes muito delgadas na extremidade coronária da raiz, a falta de retenção e de suporte dentinário constitui um problema

para a odontologia restauradora. Nesses dentes, onde geralmente o remanescente coronário não está mais presente, a possibilidade de abraçamento e reforço através da férula não existe.

Lui (1987) descreveu uma técnica que permitia a restauração dessas raízes em que a falta de suporte dentinário na porção cervical impedia a recuperação de dentes desvitalizados que precisavam ser preservados. Em tais dentes, a colocação de núcleos metálicos fundidos pela técnica convencional poderia levar à fratura da raiz, durante a aplicação da força de cimentação ou durante a função, pelas forças mastigatórias, devido à extensão rígida do núcleo metálico para dentro do defeito. Por outro lado, o posicionamento de pinos pré-fabricados é dificultado pela falta de estrutura dentinária para retenção. Por meio dessa técnica, o defeito radicular recebeu um forramento com uma camada adesiva suficientemente espessa de resina composta autopolimerizável, criando um novo canal com paredes reforçadas, capaz de reter e suportar adequadamente um sistema de pino e núcleo.

Lui (1992) descreveu ainda uma nova técnica para restauração de raízes enfraquecidas, utilizando cimento de ionômero de vidro tipo cermet, por considerar esse material resistente, com boa união à dentina e capaz de liberar flúor com atividade anticariogênica nas paredes dentinárias. Para o autor um dos objetivos da odontologia restauradora é restaurar o dente funcional e esteticamente de maneira conservadora. Porém, a restauração de dentes severamente danificados, nos quais falta suporte de dentina na parte cervical do canal radicular, é difícil mesmo quando o canal foi adequadamente tratado. Nesses dentes, a colocação de pinos intrarradiculares convencionais resulta num efeito cunha nessa porção já enfraquecida da raiz. Essa situação poderia ser corrigida pelo tracionamento ortodôntico do dente, para extrusão da raiz com subsequente remoção da parte cervical afetada, mas tal procedimento, além de demorado, culmina com o encurtamento drástico da raiz remanescente. Sendo assim para contornar esses problemas, o autor demonstrou, num relato de caso clínico, a correção do defeito do terço coronário da raiz por meio de sua reconstrução com cimento de ionômero de vidro, inserido diametralmente em todas as paredes da raiz. A técnica foi considerada simples e conservadora, possibilitando reforçar a raiz comprometida de forma a torná-la capaz de suportar a restauração durante a função.

Em outro estudo, Lui (1994) sugeriu nova modificação na técnica anteriormente descrita, justificando que os cimentos de ionômero de vidro, apesar de suas boas propriedades mecânicas, apresentam menor resistência do que as resinas compostas. O autor voltou, então, a indicar a resina composta, agora fotopolimerizável, como material de escolha para o reforço radicular. Alegou, no entanto, que o tempo de polimerização da resina composta autopolimerizável é difícil de ser controlado e, frequentemente, resulta na polimerização precoce da resina no interior do conduto, o que impede o assentamento final do pino. Assim, enquanto as resinas fotopolimerizáveis são de utilização mais fácil, sua polimerização pode ser um problema em canais muito profundos, nos quais a luz não tem alcance completo. Na nova técnica apresentada, o autor descreve a utilização de pinos plásticos fototransmissores (Luminex System® Dentatus, Spanga, Suécia), que permitem a transmissão da luz no interior do canal, possibilitando a reconstrução do lúmen do canal com resina composta adesiva com o consequente reforço das paredes enfraquecidas. Ao mesmo tempo, os pinos fototransmissores formam um ótimo conduto para pino na raiz reabilitada, podendo adaptar precisamente um pino definitivo metálico de tamanho correspondente.

Desde que Lui (1994) sugeriu o uso de resinas compostas no reforço radicular de dentes endodonticamente tratados, os materiais e técnicas têm sido mais bem estudados e modificados, no sentido de diminuir a contração de polimerização das resinas compostas (CALHEIROS et al., 2006; CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; DA SILVA et al., 2007).

Para Van Meerbeeket al. (1998), o desempenho clínico dos sistemas adesivos tem melhorado significativamente, conferindo às restaurações adesivas um alto grau de previsibilidade de sucesso clínico. A melhoria dos sistemas adesivos é crescente, especialmente em termos de retenção. Os adesivos da época também pareciam ser menos sensíveis aos substratos e outras variáveis clínicas. Entretanto, nenhum sistema era capaz de garantir restaurações hermeticamente seladas por um longo período de tempo. Num conceito atual de adesão elástica, uma camada de resina sem carga, suficientemente espessa e relativamente elástica absorve, em parte, as tensões residuais de contração da resina composta através de deformação (alongamento), impedindo o descolamento da interface. A camada híbrida também pode ser considerada parte desse complexo, desde que a zona de interdifusão de

resina/dentina seja suficiente para envolver as fibras de colágeno expostas pelo condicionamento ácido. Segundo os autores, é de se esperar que uma maior resistência de união resina/dentina na zona de interdifusão seja alcançada quando uma camada mais espessa de adesivo protege a camada híbrida, previamente à inserção do cimento resinoso ou da resina composta, como ocorre nos reforços radiculares.

Dauvillier, Aarnts e Feilzer (2000) revisaram criticamente as publicações relevantes sobre as propriedades dos materiais e a aplicação de técnicas importantes para minimizar os efeitos da contração de polimerização das resinas compostas utilizados na Odontologia Restauradora. Os autores relataram que, desde quando se reconheceu que a contração de polimerização das resinas pode interferir severamente na adesão, esforços consideráveis vinham sendo feitos no sentido de reduzir seus efeitos negativos, que culminam com a ruptura da interface dente-restauração. Contudo, apesar de todos os esforços, não existe um material ou técnica capaz de garantir uma restauração durável à prova de infiltração, sendo de suma importância que os profissionais saibam como lidar com tais problemas, escolhendo o material e procedimento ideal para contornar a contração de polimerização e maximizar o sucesso clínico.

A camada adesiva de resina sem carga posicionada entre o dente e a resina composta propõe-se a absorver parte das tensões geradas durante a polimerização e reduzir a infiltração marginal. Choi, Condon e Ferracane (2000) variaram sistematicamente a espessura da camada de adesivo, para relacionar os efeitos na redução da tensão residual e infiltração marginal em cavidades classe V em dentes bovinos. Observaram que a contração de polimerização decresceu significativamente com o aumento da espessura da camada de adesivo, comprovando que as tensões residuais são efetivamente absorvidas e dissipadas pela aplicação de uma camada espessa de uma resina de menor rigidez.

Segundo Cadenaro et al. (2008), a tendência atual de desenvolvimento das resinas compostas levou ao aparecimento de novos materiais com cargas modificadas e melhores matrizes de resina, com o propósito de melhorar as propriedades mecânicas e diminuir a contração de polimerização. As propriedades da ligação dente/resina também melhoraram com as pesquisas na área de adesivos, embora a

possibilidade de se alcançar altos valores de adesão a ponto de compensar a contração de polimerização ainda não tenha sido alcançada. Se o grau de polimerização não for considerado, a contração volumétrica dependerá principalmente da composição química da matriz de resina e da porcentagem de carga, enquanto a tensão residual e o escoamento (habilidade de liberar a tensão) são determinados pelo módulo de elasticidade do material. Melhorias nas resinas convencionais tipo bisfenol A-glicidilmetacrilato (bis-GMA) através da adição de novos monômeros em combinação com melhores tipos de carga produziram materiais de baixa contração, sem alteração das propriedades mecânicas. Este fato foi comprovado pelos referidos autores, em seu estudo, com o propósito de avaliar a contração de polimerização de três tipos de resinas compostas fotopolimerizáveis de acordo com sua composição (micro-híbrida, nanoparticulada e resina de baixa contração). Para os autores, idealmente, resinas livres de contração representariam a solução para os problemas decorrentes das tensões residuais.

Para Kina e Bruguera (2008), na restauração de dentes tratados endodonticamente com raízes fragilizadas, os espaços entre o pino e as paredes do conduto conduzem a uma situação desfavorável para a colocação direta do pino intracanal, exigindo um grande volume de resina ou cimento resinoso para preenchimento total do conduto. Nessa situação, considerando o conduto como uma caixa de cinco paredes, cujo preenchimento não pode ser por incrementos, o *fator-C* interno seria muito alto, sem a possibilidade de liberação da tensão residual, prejudicando a resistência adesiva. Para contornar os problemas da contração de polimerização, os autores também (Grandini, Sapio e Simonetti (2003), num relato de caso clínico, já haviam apresentado uma técnica de reconstrução intrarradicular à qual chamaram de “pino anatômico”) descreveram uma técnica modificada de reforço radicular em raízes fragilizadas, utilizando a individualização do pino. Na técnica descrita, um gel lubrificante hidrossolúvel é usado para isolar as paredes do conduto radicular, seguido do preenchimento do conduto com uma resina de polimerização dual para núcleo e do posicionamento de pinos intrarradulares pré-fabricados (um principal e vários acessórios) de fibra de vidro. A porção coronária (núcleo) é confeccionada simultaneamente. A resina é então polimerizada e o conjunto é cuidadosamente removido e limpo com ácido fosfórico 37% por 30 segundos. Uma película de adesivo é aplicada e o sistema é cimentado sobre a raiz preparada. Desta forma, segundo os

autores, com a possibilidade de polimerização e liberação das tensões fora do conduto radicular, os efeitos da contração de polimerização são minimizados.

Bonfante et al. (2007) descreveram uma técnica semelhante, utilizando a modelagem do pino de fibra de vidro no interior do conduto isolado com resina composta de baixa viscosidade e pinos acessórios, e complementaram que o pino “anatômico” reproduz a forma do canal, reduz a espessura do cimento e previne falhas adesivas. Os resultados revelaram que os valores de resistência à fratura, embora menores de que aqueles obtidos com núcleos metálicos de liga de Níquel-Cromo (Ni-Cr), bem como o modo de fratura observado para os pinos individualizados sugerem que estas técnicas são viáveis para a reconstrução de dentes com canais muito amplos. Entretanto, os autores enfatizaram que o controle da técnica adesiva é fundamental, sendo mais facilmente alcançado *in vitro* do que na boca, especialmente quando o uso de um isolamento absoluto não é possível. Por essa razão, segundo os autores, os estudos clínicos demonstram que falhas por deslocamento dos pinos são as mais freqüentes causas de insucesso dos pinos de vidro.

Cornachia (2005) complementou que a grande vantagem do procedimento restaurador indireto, no caso da utilização de resinas, é a eliminação da contração de polimerização do material restaurador no dente que está sendo restaurado, restando apenas a que ocorre com o cimento resinoso de fixação da restauração.

2.1.2 Estudos utilizando o MEF

Um problema físico complexo descrito por meio de uma formulação matemática apropriada pode muitas vezes ser resolvido por meio de um método numérico, por exemplo, o MEF. Os parâmetros de um modelo de Mecânica dos Sólidos para análise de tensões devem descrever a geometria do domínio que se quer analisar, as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos e as condições de contorno, aí incluídas as solicitações externas.

O método dos elementos finitos envolve a discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, que são conectados entre si por nós. Os elementos mantêm as propriedades mecânicas do material original e são descritos por equações

algébricas derivadas de hipóteses de continuidade e compatibilidade da solução do problema. Assim, o modelo de elementos finitos é representado por um sistema de equações algébricas e um algoritmo apropriado é usado no programa para solucionar tais equações. O módulo de pós-processamento de programas disponíveis usualmente fornece os gráficos da distribuição de tensões, das deformações e dos deslocamentos e possibilita a visualização desses resultados por meio de cortes no modelo (ALVES FILHO, 2000).

Devido a sua grande aplicabilidade, o MEF pode ser utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas. Na Odontologia, ele é utilizado para a realização de pesquisas nas diferentes especialidades. Uma de suas aplicações na área odontológica é a simulação dos diferentes constituintes de um dente e suas estruturas de suporte, para o estudo do comportamento mecânico das estruturas biológicas e dos materiais dentários sem os custos elevados de um estudo *in vitro*, tampouco a demanda de tempo e as implicações éticas de um estudo *in vivo*.

De acordo com Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996), a maior vantagem do MEF é a habilidade de resolver problemas biomecânicos complexos que, de outra forma, dificilmente poderiam ser resolvidos.

Embora os modelos com elementos finitos possam produzir resultados imprecisos, esses resultados devem sempre considerar a validação do modelo utilizado na análise. Suposições relativas às propriedades dos materiais das estruturas simuladas, como isotropia e homogeneidade, fazem com que o modelo careça de representatividade. Além disso, as características físicas dos tecidos variam de acordo com o local, e de indivíduo para indivíduo. Por causa dessas limitações, os resultados quantitativos dos estudos com elementos finitos podem ter significância limitada fora do contexto do modelo. Ainda assim, as tendências qualitativas observadas são significativas.

Para Diestchi et al. (2007), a principal vantagem da análise por elementos finitos é a possibilidade de quantificar e visualizar a distribuição das tensões no interior do dente restaurado, como resultado de uma deformação estabelecida, sem a influência das variáveis inerentes aos tecidos biológicos. Entretanto, os autores reconhecem que muitas simplificações são inevitáveis. Relataram que, na maioria

dos modelos bi e tridimensionais, a dentina e o esmalte são modelados como sendo substratos isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, apesar da anisotropia intrínseca de sua anatomia (túbulos e prismas) e as subseqüentes variações na microdureza e no comportamento elástico. Na verdade, as propriedades elásticas (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson) da dentina peri e intertubular diferem bastante, mas, segundo Diestchi et al. (2007, p. 739), “[...] esta anisotropia é num nível microscópico, enquanto que os modelos são mais macroscópicos”. Lembrem ainda que o comportamento sob tensão de alguns materiais também precisa ser simplificado, interfaces são consideradas contínuas, e que a dinâmica e complexidade da função mastigatória cíclica é impossível de ser reproduzida.

Embora os estudos *in vitro* forneçam informações valiosas e sejam imprescindíveis para a caracterização e avaliação dos materiais e técnicas disponíveis, também apresentam algumas limitações. Vasco (2007) citou a possibilidade de defeitos indetectáveis nos corpos de prova, como trincas e porosidades, a não homogeneidade da amostra, diferenças morfológicas e físico-químicas dos espécimes e dificuldades para simular estruturas fundamentais como o ligamento periodontal como alguns dos fatores que fazem com que os resultados *in vitro* sejam observados com cautela.

A partir de uma análise bidimensional pelo MEF, Ribeiro (2004) estudou a distribuição de tensões em modelos de um incisivo central superior com e sem remanescente de dentina na porção coronária, utilizando cinco sistemas diferentes de pinos intrarradiculares (pino e núcleo metálico fundido, fibra de carbono, fibra de vidro, dióxido de zircônio e titânio). Os sistemas pré-fabricados receberam um núcleo de preenchimento em resina composta. Além do modelo de um incisivo central íntegro que foi utilizado como controle, o autor simulou modelos restaurados com os sistemas de pinos pré-fabricados em duas situações clínicas diferentes. Foram criados modelos sem remanescente coronário e modelos com 2mm de remanescente de dentina na porção coronária, com a finalidade de avaliar o comportamento mecânico dos sistemas em incisivos centrais nessas duas situações clínicas simuladas. Uma carga de 100N foi aplicada no terço incisal da região palatina com uma inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente para todos os modelos criados. Na análise dos dados, comparando os resultados dos modelos restaurados com os do modelo íntegro, foi observado que a presença de um pino

intrarradicular favoreceu o aparecimento de novas áreas de tensões concentradas na região central do dente. Quanto aos sistemas de pinos, os modelos com pinos fabricados com materiais de alto módulo de elasticidade (dióxido de zircônio, núcleo metálico fundido e titânio) apresentaram os maiores valores de tensões de Von Mises. A simulação com pinos de fibra de carbono e fibra de vidro resultou em tensões menores. Os resultados encontrados nos modelos com remanescente dentinário foram similares aos modelos sem remanescente na porção coronária. Segundo o autor, a presença de 2mm de remanescente de dentina favoreceu apenas à redução das tensões na região cervical do elemento dental. Mesmo assim, considerou que a preservação da dentina coronária é benéfica para a reconstrução dos dentes tratados endodonticamente, uma vez que ela aumenta a área de retenção do pino.

Ho et al. (1994), usando o MEF, simularam um incisivo central superior, restaurado, com e sem pino metálico, submetido a uma força aplicada a 45° com o longo eixo do dente e a uma força traumática no sentido horizontal sobre a superfície vestibular. No modelo do incisivo sem pino, a distribuição de tensão mostrou valores mais altos na região do terço médio e coronário da raiz. A distribuição de tensões na dentina, quando um pino de ouro ou de aço inoxidável estava presente, foi semelhante à do incisivo sem pino, porém com valores ligeiramente reduzidos. Os resultados desse estudo também demonstraram que os efeitos benéficos do reforço radicular, por meio de pinos, para a diminuição das tensões na raiz são duvidosos. Os autores sugeriram que o profissional pode optar por um tratamento mais conservador, sem a colocação de um pino, quando existir um remanescente de estrutura coronária suficiente para retenção. Caso contrário, o pino é recomendado para a retenção da restauração.

Os estudos com elementos finitos que avaliam a reconstrução de dentes tratados endodonticamente são heterogêneos no que se refere aos materiais utilizados, a magnitude e direção da carga aplicada, os tipos de modelos (geometrias, condições de contorno) e programas utilizados. De maneira geral, os registros da literatura disponível revelam que, quando um mecanismo não adesivo foi utilizado (pino/núcleo metálico fundido) a concentração de tensão apareceu na interface pino-dente, enquanto que com os pinos de fibra, a tensão surgiu na região cervical e mostrou picos menores devido à rigidez semelhante à do dente. Isso também foi

observado por Pegoretti et al. (2002), que estudaram a resposta mecânica de pinos de fibra de vidro a forças externas por meio de MEF bidimensional. O pino foi modelado de forma cilíndrica com extremidade cônica, que facilita sua adaptação ao canal e evita bordas que possam funcionar como concentradores de tensão. Propriedades mecânicas obtidas a partir de ensaios laboratoriais de flexão foram aplicados ao MEF. Sob várias condições de carregamento, os campos de tensões resultantes da utilização do pino de fibra de vidro foram comparados com os de um pino metálico fundido em ouro e outro de fibra de carbono, e ainda um dente natural hígido. O uso do pino de ouro resultou em tensões mais elevadas na interface pino-dentina, enquanto o uso do pino de fibra de vidro apresentou maiores tensões na região cervical. Nesse caso essa diferença pode ser atribuída a sua maior flexibilidade e à menor rigidez do material do núcleo. A menor tensão encontrada foi no interior da raiz para o modelo com pinos de fibra de vidro. Isso foi atribuído ao seu comportamento mecânico semelhante ao do dente. A não ser pela concentração de tensões na região cervical, os campos de tensão gerados pelo pino de fibra de vidro foram semelhantes àqueles do dente natural.

2.2.1. DENTINA E MATERIAIS ODONTOLÓGICOS UTILIZADOS NA RECONSTRUÇÃO PROTÉTICA DOS DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE COM RAÍZES FRAGILIZADAS

2.2.1.1 **Dentina**

A dentina é um tecido mineralizado, avascular, permeado por túbulos e intrinsecamente úmido. Sua composição básica tem sido descrita como sendo 70% em peso de componentes inorgânicos, principalmente cristais de apatita, 20% em componentes orgânicos, principalmente colágeno do tipo I, e 10% em água, representada pela composição do fluido no interior dos túbulos dentinários (TORNECK, 1994). A principal característica morfológica da dentina é sua estrutura tubular presente em toda sua extensão, ou seja, da pré-dentina até a junção amelodentinária (PASHLEY; CARVALHO, 1997). No interior dos túbulos dentinários estão abrigados prolongamentos odontoblásticos, os quais estão diretamente

relacionados com importantes mecanismos fisiológicos envolvidos no envelhecimento e na defesa do complexo dentinopulpar.

Ainda, no interior dos túbulos dentinários, são observadas fibras nervosas e fibrilas de colágeno não mineralizadas, as quais estão presentes em 65% dos túbulos próximos ao tecido pulpar. Essas fibrilas podem agrupar-se em feixes que chegam a ocupar até um quinto da luz tubular (DAI; TEN; LIMEBACK, 1991).

Os túbulos dentinários convergem à medida que caminham para a superfície da câmara coronária e, como consequência, sua densidade e orientação variam em função da localização em dentina (MARSHALL et al., 1997), assim como seu diâmetro varia em função da distância em relação à superfície da câmara coronária.

O conteúdo líquido do interior dos túbulos dentinários apresenta uma movimentação centrífuga (no sentido da junção amelodentinária) em função da pressão exercida pelo líquido tissular da polpa dentária, a qual, em polpas não inflamadas, é equivalente a uma coluna de 14cm de água. Dessa forma, o tecido dentinário é considerado uma barreira permeável, entretanto, com permeabilidade variável regionalmente, em função da densidade tubular, espessura da dentina, idade da dentina e outros fatores que modulam a resposta do complexo dentino-pulpar à agressões externas (PASHLEY et al., 2002).

Magne e Belser (2003) relataram que uma estrutura deformável irá absorver um impacto imediato através da flexão elástica sob uma determinada carga, sendo que até certo ponto, quanto mais resiliente uma estrutura, melhor. Os autores citam que essa capacidade de armazenar energia sem sofrer dano permanente é inerente aos dentes anteriores intactos e pode ser considerada uma referência sendo a dentina um elemento-chave nesse sentido.

A literatura demonstra valores discrepantes de módulos de elasticidade para a dentina nos últimos 60 anos, sendo que duas revisões de literatura com relação ao módulo de elasticidade foram feitas por Waters (1980) e Kinney et al. (2003).

Kinney et al. (2003), além de resumir em seu trabalho o trabalho de Waters (1980) (com relação aos dados), relatam que o módulo de elasticidade (módulo de Young) é um exemplo da efetividade das propriedades e o reflexo das interações complexas

dos materiais constituintes e sua microestrutura. Os autores relatam que, dependendo dessa simetria da microestrutura, as constantes elásticas têm diferentes níveis de independência. Por exemplo, uma estrutura isotrópica tem somente duas constantes elásticas independentes, enquanto uma estrutura ortotrópica tem nove constantes elásticas independentes. Visto isso, os autores enfatizam não haver nenhum estudo das propriedades da dentina que levam a simetria em consideração, mesmo que em um estudo anterior, Kinney et al. (1999) tenham comentado que a anisotropia causada pelos túbulos é insignificante.

Entre os diferentes métodos utilizados para a identificação do módulo de elasticidade podemos citar quatro: tração, compressão, nanoindentação e as mensurações sônicas.

2.2.2 Materiais odontológicos

Segundo Mezzomo e Massa (2006, p. 525), o enfoque do plano de tratamento protético dos dentes endodonticamente tratados deve ser direcionado para a preservação da estrutura dentária, a exigência funcional e estética e o objetivo de “restaurar para proteger” o remanescente dental, que os autores definem como “[...] aumentar o percentual de sobrevivência destes dentes”. Para isso, segundo eles, é necessário entender a interação dos materiais entre si e com a estrutura dentária, durante a dinâmica oclusal.

De acordo com Dietschi et al. (2008), com uma aplicação mais meticulosa do preparo conservador contemporâneo e das técnicas de restauração, a colocação de um pino vem deixando de ser a regra, mas quando é necessária para aumentar a retenção e estabilidade da reconstrução, pinos de fibra, com propriedades físicas mais próximas às da dentina natural, cimentados adesivamente, parecem ser a opção mais adequada.

O reforço radicular em raízes enfraquecidas segue a tendência de se evitar os materiais metálicos e utilizar materiais e técnicas que permitam boa adesão aos tecidos dentários, especialmente à dentina, nas regiões mais profundas do canal radicular. A partir dos estudos da literatura previamente citados, observa-se que o reforço radicular tem sido predominantemente realizado com materiais à base de

resina composta e ionômero de vidro, sendo necessária, portanto, uma revisão dos aspectos mais relevantes sobre as propriedades e o comportamento desses materiais e suas técnicas de aplicação, para que possam ser avaliados no tratamento de dentes tratados endodonticamente com raízes enfraquecidas.

2.2.2.1 Pino de fibra de vidro

Dado o exposto, existem alternativas viáveis como a colocação de um dispositivo intrarradicular no dente tratado endodonticamente que sofreu anteriormente uma perda de estrutura coronária excessiva como forma de aumentar retenção e a estabilidade da restauração final (ASSIF; GORFIL, 1994; MORGANO; BRACKETT, 1999; YU et al., 2006).

A introdução dos pinos de fibra teve um grande impacto nos procedimentos clínicos para restauração de dentes tratados endodonticamente. Grandini, Sapio e Simonetti (2003) relataram que, desde seu lançamento nos anos 90, pesquisas contínuas modificaram os tipos de fibras, que inicialmente eram de carbono, passaram para o quartzo e depois para o vidro, bem como a forma dos pinos. A evolução tecnológica permitiu aos fabricantes disponibilizar pinos de fibra que ofereceram propriedades estéticas e mecânicas superiores às dos pinos metálicos, apresentando excelente desempenho clínico, comprovado por estudos longitudinais. Com relação à forma do pino, a evolução partiu de pinos duplamente cilíndricos, projetados com propósitos de retenção, para os pinos cilíndricos ou cônicos, objetivando uma melhor adaptação ao interior dos canais, para minimizar a remoção de estrutura dentária residual. Ainda segundo os autores, essa tendência atual de preparos radiculares para a adaptação do pino mais conservadores só foi possível graças aos progressos contemporâneos no campo de materiais e técnicas adesivas, que tornaram a adesão às paredes do canal mais segura e previsível. Dessa forma, os autores descrevem, por meio do relato de um caso clínico, uma técnica de adaptação de um pino translúcido revestido por uma camada de resina fotopolimerizável, que permite uma individualização anatômica do pino por meio de sua introdução no canal, com o objetivo de se conseguir uma adaptação precisa. A esse pino individualizado os autores deram nome de pino anatômico. Como resultado da adaptação precisa, depois de cimentado, o pino anatômico fica contornado por uma camada fina e

uniforme de cimento resinoso, que cria condições ideais para a retenção do pino. Esse procedimento, recomendável em muitos casos, parece ser especialmente eficaz nos casos de canais com formas elípticas, ou que exibem uma quantidade reduzida de estrutura residual após o tratamento endodôntico.

A estrutura dentária remanescente e demandas funcionais são fatores determinantes para escolher um desses pinos. Se ele vai ser usado para contribuir na restauração do elemento dental como forma de retenção de uma futura coroa (prótese), é necessário determinar o tipo a ser usado, já que existem diversas alternativas no mercado (metálicos, cerâmicos personalizados e pré-fabricados feitos de metal, fibra de vidro ou fibra de carbono).

Schwartz e Robinsem (2004) mostraram que os núcleos metálicos fundidos ainda eram a alternativa padrão utilizada pelos clínicos, embora essa abordagem exija mais tempo, seja mais cara, e não seja tão estética como pinos de fibra de vidro. Além disso, Dong et al. (1992) observaram que núcleos metálicos fundidos (NMF) podem influenciar o comportamento mecânico dos dentes tratado endodonticamente, aumentando o risco de dano ao dente.

Observa-se que a quantidade de dentina radicular que permanece após um tratamento de canal e após o preparo para pino também desempenha um papel importante na longevidade da restauração e, conseqüentemente do dente (GOERIG; MUENINGHOFF, 1983; ROBBINS, 1990). Vários desenhos de restauração foram sugeridos na tentativa de aumentar a resistência à fratura de pré-molares superiores, incluindo a colocação de pinos e núcleos (KAYSER et al., 1982; ROBBINS, 1990). Vários estudos *in vitro* (AKKAYAN; GULMEZ, 2002; MONTICELLI; GORACCI; FERRARI, 2004; SIRIMAI; RIIS; MORGANO, 1999) e *in vivo* (GRANDINI et al., 2005; MONTICELLI et al., 2003), confirmam a vantagem de usar pinos de fibras e compósitos para a confecção do núcleo.

Helfer, Meinick e Schilder (1972) argumentaram que a perda de água (10%) em dentes despulpados poderia afetar suas propriedades. No entanto, estudos comparando algumas propriedades, como dureza, módulo de elasticidade e resistência à tração e compressão, em dentes vitais e não vitais relacionaram que a alteração dessas propriedades modificava pouco a resistência à fratura desses

dentos apesar de algumas mudanças na umidade e nas propriedades serem observadas (HUANG; SCHILDER; NATHANSON, 1992).

Com um comportamento mecânico definido como anisotrópico, os pinos de fibra de vidro demonstram propriedades físicas diversas, quando submetidos a cargas vindas de várias direções. Com o módulo de elasticidade variável em relação à direção da carga a que são submetidos, os pinos de fibra apresentam um comportamento especial às cargas de orientação oblíqua. Os valores mecânicos registrados nessas situações são, praticamente, os mesmos da dentina hígida. Esse comportamento evita o aparecimento de variações internas, em especial, na interface dente/pino, como ocorre com pinos muito rígidos (pinos metálicos e de zircônia), protegendo, de certa forma, a estrutura dentária de fraturas (KINA; BRUGUERA, 2008).

2.2.2.2 Adesivos dentinários

A adesão à dentina pode ser de alguma maneira imprevisível, em razão da variabilidade da dentina (DUKE; LINDEMUTH, 1991) e da dentina radicular em particular. Gaston et al. (2001) descrevem que a adesão na dentina radicular é mais imprevisível que na dentina coronária, sendo que a qualidade da adesão pode ser comprometida e estar sujeita a degradação (FERRARI et al., 2001; MANNOCCI et al., 2003; VICHI et al., 2002; VICHI; GRANDINI; FERRARI, 2002). Devido às diferenças morfológicas da dentina radicular (por exemplo, a redução da densidade do túbulo dentinário e a alteração da quantidade de colágeno), a adesão é mais problemática na dentina apical quando comparada com a dentina coronal (MJOR et al., 2001).

Para Van Meerbeek et al. (1998), o desempenho clínico dos sistemas adesivos tem melhorado significativamente, conferindo às restaurações adesivas um alto grau de previsibilidade de sucesso clínico. A melhoria dos sistemas adesivos é crescente, especialmente em termos de retenção. Os autores ainda citam que os adesivos da época também pareciam ser menos sensíveis aos substratos e outras variáveis clínicas. Entretanto, nenhum sistema da época era capaz de garantir restaurações hermeticamente seladas por um longo período de tempo.

A ligação entre a resina composta e o esmalte ou a dentina é obtida por sistemas adesivos, os quais têm apresentado um enorme desenvolvimento desde sua criação nos anos setenta, e modificações continuam sendo criadas com o objetivo de simplificação e melhoria. Entretanto, a grande quantidade de modificações e de estudos com metodologia diferentes resultou numa enorme diversidade de dados sobre a eficácia e a resistência da união resina/dente. Segundo Thomsen e Peutzfeldt (2007), os dados variam entre os diversos tipos de sistemas, dependendo de inúmeros fatores como a infiltração do adesivo no tecido desmineralizado, o grau de conversão e resistência do adesivo, propriedades mecânicas da resina composta e compatibilidade entre os vários sistemas adesivo/resina e os vários substratos dentinários. A resistência da adesão pode, por exemplo, como foi comprovado por esses autores, interferir na resistência à flexão das resinas compostas. Essa influência pode interferir no comportamento das resinas compostas no interior dos condutos, na região de reforço radicular.

Os sistemas adesivos são sensíveis à técnica, especialmente aqueles para adesão à dentina, e podem variar ainda se as instruções do fabricante não forem corretamente seguidas. Em estudo sobre os efeitos do uso incorreto na resistência da união, Peutzfeldt e Asmussen (2002) recomendaram que, para se obter resultados finais mais confiáveis, as instruções do fabricante sejam meticulosamente respeitadas, como, por exemplo, a aplicação da segunda camada, o tempo de aplicação e de exposição à luz.

2.2.2.3 Cimento de ionômero de vidro

O cimento de ionômero de vidro foi inicialmente descrito na literatura por Wilson e Kent (1972), como um novo cimento translúcido, baseado na reação de endurecimento entre um pó de alumínio-silicato de vidro e soluções aquosas de polímeros e copolímeros do ácido acrílico. Durante a reação, o pó de vidro, na solução aquosa do ácido, é atacado pelos prótons do ácido, liberando íons de alumínio e cálcio. Uma matriz de gel envolve as partículas de pó não reagidas, e essa matriz é capaz de aderir-se aos tecidos mineralizados devido às múltiplas interações dos grupos carboxílicos do poliácido com o cálcio (OILO, 1981). A restauração deve ser mantida isolada por um verniz nas primeiras 24 horas, para

garantir o equilíbrio aquoso. Nos estágios tardios da reação, formam-se ligações cruzadas com o alumínio, que conferem maior estabilidade à matriz (BOWEN; MARJENHOFF, 1992).

Os cimentos de ionômero de vidro possuem certas características que o tornam um material útil para restauração ou como adesivo, incluindo a adesão a substratos úmidos (MCLEAN; GASSER, 1985) e a materiais de base, propriedades anticariogênicas devido à liberação de flúor, coeficiente térmico compatível com o do esmalte, biocompatibilidade e baixa toxicidade (XIE et al., 2000).

O cimento de ionômero de vidro foi criado com o objetivo de atender a diversas aplicações, como restauração de dentes anteriores, preenchimento de cavidades de erosão, cimentações em geral e forramento de cavidades. O conceito era combinar as propriedades de resistência, rigidez e liberação do flúor do pó de silicato com a biocompatibilidade e qualidades adesivas do ácido poliacrílico (BOWEN; MARJENHOFF, 1992). Todavia, as formulações iniciais apresentaram alguns problemas como dificuldades de manipulação, a sequência de presa, sensibilidade à umidade, estética e textura de superfície, que limitaram sua aceitação. Como consequência, embora suas propriedades tenham melhorado significativamente ao longo dos anos, o ionômero de vidro ainda não é tão utilizado como as resinas compostas para restauração. Apesar dos problemas, como material restaurador, continuou a ser utilizado devido a algumas vantagens importantes, como boas propriedades de adesão e liberação de flúor.

De acordo com Culbertson (2001), o cimento de ionômero de vidro tem algumas propriedades que permitem várias aplicações na Odontologia, como um material para a restauração de dentes anteriores, agentes cimentantes, forramentos, base sob outras restaurações, reparos de abrasões e erosões. Isso devido a suas importantes vantagens, enumeradas pelo autor: formam um material duro após a polimerização, exibem pouca ou nenhuma reação exotérmica e nenhuma contração de polimerização, não têm monômeros residuais na matriz, têm alta estabilidade dimensional e boa adesão à estrutura dentinária.

No início dos anos 80, a introdução da adesão das partículas metálicas (fibras ou pó) ao vidro através da sinterização em altas temperaturas resultou nos cimentos

tipo cermet. A adição de pó de liga de prata aumentou a resistência à abrasão e resultou na melhoria de várias propriedades físicas. Embora reconhecendo que os cimentos cermet apresentem uma resistência de união à dentina um pouco menor do que a dos cimentos de ionômero de vidro convencionais, Lui (1992), ao descrever a técnica de reforço radicular de raízes estruturalmente comprometidas com ionômero de vidro tipo cermet, justificou sua utilização devido a suas propriedades mecânicas superiores, como melhor resistência à flexão (32MPa) e à compressão (190MPa), e coeficiente de expansão térmica comparável ao da dentina ($15 \times 10^{-6} \cdot K^{-1}$). Segundo o autor, a microestrutura do cimento cermet é praticamente livre de porosidades, o que, associado à capacidade de absorção de esforços das partículas de prata, poderia aumentar a resistência e rigidez do dente. Sua boa retenção foi atribuída à capacidade de selamento marginal e estabilidade dimensional, devido à pequena contração durante a polimerização, deixando poucos espaços vazios na interface com o dente. No caso descrito, o dente com a raiz reforçada permaneceu na boca em função por mais de cinco anos, sem evidências de fratura ou descolamento.

A mistura de partículas de metal e o pó do vidro são fundidos a $800^{\circ}C$ e o compósito de vidro-metal sinterizado, quando triturado até um pó fino, retém suas características porque o metal fica firmemente ligado ao vidro. Segundo McLean e Gasser (1985), as partículas do cermet trituradas são mais arredondadas do que as partículas do vidro, o que confere excelente manuseabilidade, com boa condensabilidade e baixa porosidade. Além da vantagem de fácil manipulação, os autores relatam que a adição do metal ao vidro aumentou a ductilidade e a tenacidade em relação às formulações originais, e tornou o ionômero um material indicado para núcleo de preenchimento e grandes reconstruções coronárias.

Pereira et al. (2002), com o objetivo de caracterizar as propriedades mecânicas e resistência de ligação dos cimentos de ionômero de vidro indicados para restaurações, inclusive alguns modificados por resina composta, avaliaram a resistência à compressão, à tração diametral e a resistência da união ionômero/dentina, a partir de ensaios laboratoriais destrutivos. Os resultados revelaram uma resistência à compressão variando entre 90 e 170MPa, maior que a resistência à tração (6 a 22MPa). A resistência da união variou entre 4,9 e 11,3MPa.

Berry e Powers (1994) conduziram um estudo comparando a resistência ao cisalhamento da união do cimento de ionômero de vidro à dentina coronária e radicular, e constataram uma melhor união com a dentina radicular, quando a raiz é previamente tratada com ácido poliacrílico. Mendoza e Eakle (1994) pesquisaram a retenção de pinos pré-fabricados cimentados com cimentos adesivos à base de resina composta e ionômero de vidro. Utilizaram 60 raízes de caninos humanos superiores com tratamento endodôntico, que foram montadas num bloco de resina e os pinos tracionados até a remoção. Entretanto, a força necessária para deslocar os pinos não foi significativamente diferente entre os pinos cimentados com resina e ionômero de vidro.

Baseando-se no fato de que a adesão dos cimentos às paredes do canal é um fator crucial para o reforço de dentes desvitalizados, Weiger et al. (1995) também pesquisaram a adesão dos cimentos de ionômero de vidro à dentina, e afirmaram que o tratamento prévio da dentina com substâncias como EDTA ou ácidos para a eliminação da *smear layer* é fundamental para a adesão. Segundo Pereira et al. (2002), as substâncias químicas aplicadas na dentina podem em muito influenciar na resistência da ligação do ionômero ao substrato dentário. O ácido poliacrílico remove a *smear layer* e, portanto, expõe a dentina subjacente, aumenta a área de contato, facilita o molhamento da superfície e pré-ativa os íons de cálcio e fosfato da dentina, tornando-os mais reativos com o cimento. Esse mecanismo promove um íntimo contato intermolecular do cimento adesivo com o tecido dentário.

De Moor e De Bruyne (2000), numa revisão da literatura sobre as várias aplicações dos cimentos de ionômero de vidro na endodontia, citaram, entre outras, o selamento e restauração da câmara pulpar, reparo de reabsorções e perfurações, e até mesmo fraturas radiculares. Seu sucesso resulta de suas características especiais de adesão química à dentina, o que reforça a raiz, biocompatibilidade e liberação de flúor sem perder a resistência.

Dessa forma, desde os relatos de Lui (1992), os cimentos de ionômero de vidro tipo cermet vêm sendo utilizados na reabilitação de raízes enfraquecidas, baseando-se principalmente na sua melhor capacidade de adesão à dentina radicular, que pode conferir maior longevidade ao reforço cervical e na sua menor contração de polimerização quando comparado às resinas compostas.

A retenção de núcleos metálicos fundidos dentro da estrutura radicular é altamente influenciada pela altura, diâmetro, espessura (FELTON et al., 1991) e tipo de cimento (HABIB; VON FRAUNHOFER; DRISCOLL, 2005). Cimentos como os de ionômero de vidro, resino-modificados por ionômero de vidro, fosfato de zinco, e os resinosos de presa dual têm sido comumente usados para fixação de pinos e confecção de núcleos, com aceitáveis resultados clínicos, mesmo que nem todos os pesquisadores concordem. A capacidade de o cimento reter o NMF é diretamente relacionada às propriedades mecânicas a ao nível de adesão da dentina as diferentes ligas metálicas, dando estabilidade a essa retenção (TERATA; NAKASHIMA; KUBOTA, 2000).

Soares et al. (2010) afirmaram que as propriedades do cimento influenciam não somente a resistência à fratura e o módulo de falha da raiz restaurada com NMF, mas também a distribuição das tensões encontrada.

2.2.2.4 Resina composta

De acordo com Anusavice (1998), o termo material composto ou compósito pode ser definido como um composto de dois materiais diferentes com propriedades superiores ou intermediárias àquelas dos seus constituintes individuais. O desenvolvimento de materiais odontológicos restauradores compostos começou no início dos anos 60, quando Bowen e Rodriguez (1962) patentearam uma combinação de resinas epóxicas e acrílicas, culminando no desenvolvimento da molécula bis-GMA. Essa resina é composta de uma matriz reforçada com partículas de carga cerâmicas, geralmente quartzo ou sílica, revestidas por um silano (agente de união), para permitir a adesão das partículas à matriz de resina. A incorporação de partículas de carga à matriz de bis-GMA melhora consideravelmente as propriedades da matriz (ANUSAVICE, 1998), reduzindo a contração de polimerização, o coeficiente de expansão térmica e a absorção de água. Com a adição da carga, propriedades como resistência à tração e compressão, módulo de elasticidade e resistência à abrasão são também melhoradas.

O advento da resina composta introduziu na Odontologia um material resistente, estético, que podia ser aplicado em várias situações clínicas, mas sua adesividade

às estruturas dentárias não era suficiente, levando a problemas como infiltração marginal, descoloração e recidiva de cárie. Esses problemas foram inicialmente solucionados com a contribuição de Buonocore (1955) e de Brudevold, Buonocore e Wileman (1956), com seus estudos a cerca da adesão de resinas ao esmalte e à dentina parcialmente desmineralizados, através da aplicação de um agente condicionador a base de ácido fosfórico.

Na estética moderna os materiais compósitos têm alta resistência à compressão em restaurações posteriores. Tem sido sugerido que o uso de resina composta em restaurações dentárias reforça a rigidez e que a natureza adesiva do compósito une as cúspides diminuindo a sua flexão. A flexão é considerada a principal causa de fratura nas restaurações convencionais de amálgama. Devido ao seu baixo módulo de elasticidade a resina composta pode transmitir a energia produzida pelas forças compressivas à estrutura dental adjacente, o que reforça a estrutura dentária enfraquecida. Embora, a interface de restauração do dente sofra tensões elásticas geradas pela contração do material durante a polimerização, essas tensões podem ser dissipadas pelo movimento da cúspide (DE FREITAS et al., 2002).

Desde que Lui (1994) sugeriu o uso de resinas compostas no reforço radicular de dentes endodonticamente tratados, os materiais e técnicas têm sido mais bem estudados e modificados, no sentido de diminuir a contração de polimerização das resinas compostas (CALHEIROS et al., 2006; CHOI; CONDON; FERRACANE, 2000; DA SILVA et al., 2007; SAKAGUCHI; BERGE, 1998; TOLOSA et al., 2005).

Segundo Cadenaro et al. (2008), a tendência atual de desenvolvimento das resinas compostas levou ao aparecimento de novos materiais com cargas modificadas e melhores matrizes de resina, com o propósito de melhorar as propriedades mecânicas e diminuir a contração de polimerização. As propriedades da ligação dente/resina também melhoraram com as pesquisas na área de adesivos, embora a possibilidade de se alcançar altos valores de adesão a ponto de compensar a contração de polimerização, ainda não foi atingida. Se o grau de polimerização não for considerado, a contração volumétrica depende principalmente da composição química da matriz de resina e da porcentagem de carga, enquanto a tensão residual e o escoamento (habilidade de liberar a tensão) são determinados pelo módulo de elasticidade do material. Melhorias nas resinas convencionais tipo bis-GMA pela

adição de novos monômeros em combinação com melhores tipos de carga produziram materiais de baixa contração, sem alteração das propriedades mecânicas. Esse fato foi comprovado pelos referidos autores, em seu estudo com o propósito de avaliar a contração de polimerização de três tipos de resinas compostas fotopolimerizáveis de acordo com a sua composição (micro-híbrida, nanoparticulada e resina de baixa contração). Para os autores, idealmente, resinas livres de contração representariam a solução para os problemas decorrentes das tensões residuais.

2.2.2.5 Guta-percha

A guta-percha tem sido usada como material na Endodontia há mais de 100 anos. Em 1890, Swain (apud FRIEDMAN et al., 1975) redescobriram a guta-percha como um material que teria excelentes benefícios temporários na Endodontia. Décadas depois, foi considerado como escolha preferencial no selamento do sistema de canais radiculares (WEINE, apud FRIEDMAN et al., 1975).

Rueggeberg e Frederick (2002) citaram a termoplasticidade como uma das características da guta-percha. Essa propriedade traduz-se na habilidade do material ser aquecido, moldado em diferentes formas e, quando resfriado, manter a nova conformação. Devido a essa característica, o uso da guta-percha como vedador do sistema de canais radiculares se tornou popular sendo utilizado até os dias de hoje (ADVERTISEMENT SECTION, 1876, apud RUEGGEBERG; FREDERICK, 2002).

As propriedades mecânicas da guta-percha são indicativas de um material polimérico viscoelástico parcialmente cristalino. As principais diferenças nas propriedades mecânicas das diversas marcas foram consideradas em função da guta-percha e da concentração de óxido de zinco (FRIEDMAN et al., 1975).

2.3 VARIABILIDADE DOS VALORES DO MÓDULO DE ELASTICIDADE DESSES MATERIAIS E DA DENTINA NA LITERATURA.

A Resistência dos Materiais é um ramo da Mecânica que estuda as relações entre cargas externas aplicadas a um corpo deformável e a intensidade das forças

internas que atuam dentro do corpo oriundas daquelas cargas. As propriedades mecânicas compreendem a resposta dos materiais às influências mecânicas externas, manifestadas pela capacidade de desenvolverem deformações reversíveis e irreversíveis, e resistirem à fratura. Essas características dos materiais são geralmente avaliadas por meio de ensaios, que demonstram as relações de tensão-deformação.

A literatura mostra que, ao final das décadas de 60 e 70, vários estudos foram conduzidos na tentativa de se obter o módulo de elasticidade de alguns materiais resinosos, do amálgama, da dentina e do osso. Esses estudos comparavam diferentes métodos que visavam obter um resultado mais apurado, destacando-se os estudos de Dickson e Oglesby (1967), Warfield, Cuevas e Barnet (1968) e Whiting e Jacobsen (1980).

O melhor entendimento das tensões e das deformações correspondentes permite a otimização das técnicas restauradoras. Ensaios de falha sob carregamento são comuns na literatura, mas esses estudos “convencionais” de resistência, independentemente da precisão como são conduzidos, nem sempre são suficientes para garantir a integridade estrutural sob condições operacionais. Falhas sob condições de carregamento, bem abaixo do limite de elasticidade, ocorrem frequentemente em estruturas com pequenas trincas ou fendas, tais como em dentes e alguns materiais dentários (MAGNE; DOUGLAS, 2000; MAGNE; VERSLUIS; DOUGLAS, 1999).

Armstrong et al. (2010) demonstraram que com diferentes métodos experimentais diferentes resultados podem ser obtidos para um mesmo material. Isso acontece porque os materiais geralmente se comportam de maneira distinta diante dos vários tipos de carregamento. Entretanto, a variabilidade da metodologia dos estudos das propriedades em laboratório é quase impossível de ser quantificada nos trabalhos já publicados. Como exemplo, uma revisão no portal Medline (PubMed) de janeiro a julho de 2009 com a palavra "microtração" resultou em mais de 90 artigos. Somente 10% desses estudos descreviam com detalhes os ensaios realizados.

Ao longo dos anos, inúmeros ensaios foram desenvolvidos para se obter o módulo de elasticidade dos diferentes materiais que compõem a estrutura dentária. Sano et

al. (1994) introduziram o teste de microtração na Odontologia, a fim de medir a resistência à tração e o módulo de elasticidade da dentina mineralizada e desmineralizada, por exemplo.

Drummond (2008), em seu estudo sobre degradação, fadiga e falha dos materiais a base de resina composta, relatou que os resultados dos ensaios nos quais ocorria o carregamento cíclico dos materiais vêm ganhando importância crescente. Segundo o autor, diversos materiais restauradores dentais demonstram suscetibilidade a cargas cíclicas, como cerâmicas, ionômero de vidro, resinas reforçadas por fibras e resinas compostas, para as quais os valores de resistência estaticamente não se correlacionam diretamente com valores de resistência ocorridas sob carregamento cíclico.

Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996) relataram que, ao comparar os resultados dos estudos utilizando o MEF, os possíveis erros se devem à manipulação das variáveis pelos estudos. A omissão ou representação errônea das características principais do modelo, como propriedades dos materiais, geometria e carregamento, pode resultar numa análise distorcida. Por essa razão, os resultados dos estudos com o MEF não devem ser generalizados a partir de um modelo específico.

Diversos estudos na Odontologia utilizam o MEF (ESKITASCIUGLU; BELLI; KALKAN, 2002; MAGNE; VERSLUIS; DOUGLAS, 1999; REINHARDT et al., 1983; SOARES et al., 2010). Para tal, uma etapa importante é a atribuição dos valores das propriedades mecânicas aos componentes geométricos a serem estudados no modelo computacional. Esses valores podem ser calculados diretamente a partir de ensaios mecânicos ou extraídos a partir de dados existentes na literatura. Tais dados muitas vezes são sucessivamente utilizados e reutilizados por vários autores em estudos numéricos, e a incorporação de erros pode resultar numa cascata de resultados incorretos (RUSE, 2008).

Diante do exposto, para conferir maior clareza a essa revisão, as publicações selecionadas foram classificadas de acordo com o material estudado e subdivididas em três grupos:

- Grupo A: ensaios experimentais;

- Grupo B: estudos com MEF que utilizam o resultado de ensaios experimentais ou referências de outros estudos com MEF; e
- Grupo C: estudos que com MEF não informam claramente a origem da propriedade utilizada.

Assim temos:

a) DENTINA

Kinney et al. (2003), revisando o assunto, comentam que as mensurações do módulo de elasticidade são sensíveis à preparação do espécime, modelagem experimental e a relaxação do stress ao qual é submetido o espécime.

– Grupo A

Black (1895) foi o primeiro autor a calcular por meio de ensaio experimental, o valor para o módulo de elasticidade da dentina. Em seu artigo sobre as características físicas do elemento dentário, o autor descreveu o ensaio mecânico de compressão realizado para se chegar ao valor do módulo de elasticidade de aproximadamente de $0,8 \times 10^6$ psi (5,5GPa).

Peyton, Mahler e Hershenov (1952), em seu estudo sobre as propriedades físicas da dentina, obtiveram um valor de $1,67 \times 10^6$ psi (11,5GPa) através de um ensaio de compressão. Em sua conclusão, o autor relata possíveis justificativas (desidratação da dentina) para a variabilidade de seus resultados, sendo que muitas dessas conclusões são utilizadas até os dias de hoje.

O trabalho de Craig e Peyton (1958) é frequentemente citado pela literatura. O ensaio realizado foi devido à necessidade dos autores, na época, terem observado diferentes valores citados por outros autores sobre o módulo de elasticidade da dentina. Por meio de ensaio de compressão, utilizaram dentes completamente secos. A leitura realizada através de extensômetros elétricos (*strain-gauges*) encontrou valores entre $2,4$ e $2,7 \times 10^6$ psi (16,5 a 18,6GPa).

Abrindo a era das mensurações modernas, termo utilizado por Kinney et al. (2003), Bowen e Rodriguez (1962) obtiveram para o módulo de elasticidade o valor de 19,3GPa (variação de 28% em relação ao trabalho de Craig e Peyton (1958), enquanto Lehman (1967) obteve 11.0GPa, ambos em testes de tração nos quais se utilizaram *strain-gauges*.

Quando se observa estudos laboratoriais que utilizaram ensaio mecânico de compressão identificam-se valores semelhantes nos trabalhos de Stanford et al. (1960) e Sano et al. (1994), respectivamente 13,8GPa e 13-15GPa.

Van Meerbeck et al. (1993), estudando a interface adesivo/resina por meio de nanoindentação, obtiveram o valor de 19,259MPa para o módulo de elasticidade da dentina. No artigo, os autores citaram o trabalho de Craig e Peyton (1958) atribuindo o valor de 18,6MPa para o módulo da dentina, ao invés de 18,6GPa.

Sano et al. (1994) estudaram o módulo de elasticidade da dentina em espécime humano e bovino, chegando a um valor entre 13-15GPa. Um aspecto interessante nesse trabalho foi que os espécimes submetidos ao ensaio de tração ficaram estocados em solução salina a 0,9% em uma temperatura de 4 C° durante 24 horas.

Rho et al. (1999) afirmaram que a técnica da nanoindentação tornou-se uma técnica comum de determinação de propriedades mecânicas em tecidos “duros”. Para testes mecânicos com a utilização da técnica da nanoindentação, observa-se valores mais altos para o módulo de elasticidade como nos trabalhos de Van Meerbeck et al. (1993), 19,3GPa; Kinney et al. (1996), 18-21GPa na dentina intertubular e de 29,8GPa na dentina peritubular.

– Grupo B

Reinhardt et al. (1983), estudando pelo MEF o efeito da perda do osso alveolar na magnitude e na distribuição da tensão na dentina do dente restaurado (reforçado) com pino, citaram o trabalho de Peyton, Mahler e Hershenov (1952) para definir o valor do módulo de elasticidade da dentina

(11,5GPa). No entanto, o valor utilizado foi $1,86 \times 10^4$ MPa. Esse valor está coincidentemente a algumas ordens de grandeza acima do valor citado por Craig e Peyton (1958) e não aquele obtido por Peyton, Mahler e Hershenov (1952).

Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996), em um estudo numérico (MEF) de análise da distribuição da tensão na dentina de dentes tratados endodonticamente e restaurados com pino e núcleo de diferentes tamanhos, utilizaram, como referência, o trabalho de Peyton, Mahler e Hershenov (1952) para caracterizar o módulo de elasticidade da dentina como 18,6GPa (problemática já citada no parágrafo acima). Como relatado anteriormente, o trabalho de Peyton, Mahler e Hershenov (1952) obteve um outro valor $-1,67 \times 10^6$ psi (11,5GPa), por meio de um ensaio de compressão.

Eskitascioglu, Belli e Kalkan (2002), analisando laminados de fibras de compósitos (FCL), pino e núcleo e núcleo metálico fundido a partir de duas abordagens, uma mecânica, por meio de máquina de ensaio universal, e outra pelo MEF, não utilizaram ensaios mecânicos para definir os valores incluídos no modelo computacional, justificando o valor referenciado em seu estudo para o módulo de elasticidade (18,6GPa) com o trabalho de Reinhardt et al. (1983), que por sua vez, referenciou Peyton, Mahler e Hershenov (1952) erroneamente, com um valor de $1,86 \times 10^4$ GPa.

Um estudo de elementos finitos utilizando modelagens em 3D foi realizado por Lanza et al. (2005) para descrever o comportamento de pinos de aço, vidro e carbono cimentados num incisivo superior, utilizando um valor de 18,6GPa para o módulo da dentina, referenciando De Santis et al. (2000).

Andreaus et al. (2010), em seu trabalho pelo MEF estudaram a respeito de lesões cervicais não-cariosas (NCLL) e citaram Eskitascioglu, Belli e Kalkan (2002) em sua tabela de valores das propriedades mecânicas com o valor de 18,6GPa.

Soares et al. (2010) empregaram o MEF como metodologia para estudar o efeito (biomecânico) de diferentes cimentos utilizados na cimentação de núcleos metálicos fundidos. Os autores descrevem uma tabela com o módulo

de elasticidade para os materiais usados no estudo referenciando para a dentina o trabalho de Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996) com o valor de 18,6GPa.

– Grupo C

De Santis et al. (2000) utilizaram em seu trabalho o valor para o módulo de elasticidade da dentina de 18GPa, mas a fonte da informação não foi mencionada, uma vez que um ensaio mecânico para justificar o valor não foi realizado. Esse trabalho foi utilizado por Lanza et al. (2005) como referência.

b) Guta-percha

– Grupo A

Friedman et al. (1975) foram os primeiros autores (e únicos) a pesquisarem a respeito do módulo de elasticidade da guta-percha através de um ensaio mecânico. Os autores utilizaram amostras do material em um ensaio de tração e obtiveram um resultado médio equivalente a $1.447,3\text{Kg/cm}^2$ (0,14GPa).

– Grupo B

Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996) citaram corretamente o trabalho de Friedman et al. (1975). Porém, ao transformar as unidades do sistema imperial (inglês) para o sistema internacional (s.I), o autor chegou a um valor de 0,69MPa.

Eskitascioglu, Belli e Kalkan (2002) não utilizaram ensaios mecânicos justificando seu valor (0,00069GPa, ou seja, 0,69MPa) com o trabalho de Reinhardt et al. (1983).

Rashmi, Pramod e Harshwardhan (2007) citaram o trabalho de Li-Li et al. (2006) para justificar o valor de 0,96GPa. Tal valor demonstrou ser de origem desconhecida já que o trabalho de Li-Li et al. (2006) indicaram o valor de 0.00069GPa em seu trabalho que tem como referência o trabalho de Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996), fechando o ciclo.

Ruse (2008), em um trabalho de revisão dos valores errôneos encontrados e continuamente citados na literatura, discutiu a problemática do módulo de elasticidade da guta-percha e do ligamento periodontal. Citando trabalhos como o de Reinhardt et al. (1983), Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996), Friedman et al. (1975) e seus seguidores, expôs o panorama dos valores incorretos e das transformações equivocadas entre os sistemas de unidades e entre as próprias unidades, que, sendo citados e re-citados, geraram uma série de trabalhos numéricos com resultados sem validade. Em sua revisão, o autor demonstra que essa cascata de valores incorretos persiste até os dias atuais, e se propaga sucessivamente cada vez que tais valores são reutilizados.

– Grupo C

Para Reinhardt et al. (1983), o valor proposto para o módulo de elasticidade seria algo aproximado a 0,69MPa (“valor estimado”, segundo palavras dos autores), entretanto a referência na literatura para esse valor não é relatada, assim como nenhum ensaio foi realizado para se chegar a esse resultado.

Da mesma forma, Ko et al. (1992), em seu estudo a respeito da influência da presença de pinos em dentes despulpados, utilizaram um valor de 0,00069GPa, sem relatar a referência original na literatura ou realizar ensaio mecânico.

c) cimento de ionômero de vidro

– Grupo A

Combe et al. (1999), estudando diferentes materiais para confecção de núcleos de preenchimento através de ensaio de compressão, chegou a diferentes valores de módulo de elasticidade variando o tempo apenas. Os valores encontrados variaram de 4,55GPa a 5,98GPa.

Para esse material não encontramos trabalhos que referenciam posteriormente o valor para o módulo de elasticidade.

d) resina composta

– Grupo A

Para esse material apenas estudos com grupos experimentais foi incluído, não havendo discordância entre os autores na transmissão de valores. Os autores nos trabalhos (HICKEL; ILIE, 2009; JOSHI et al., 2001; LELOUP; VREVEN; SABBAGH, 2002; OBICI et al., 2005; RODRIGUES-JUNIOR et al., 2007) citados mostram-se com rigor metodológico, desenvolvendo valores mais próximos e também cuidado na transmissão da informação quantitativa.

e) pino de fibra de vidro

– Grupo A

Para esse material apenas estudos com grupos experimentais que utilizaram pinos de fibra de vidro foram incluídos não havendo discordância entre os autores na transmissão de valores.

Segundo Ruse (2008), a comunidade científica deve se esforçar para identificar parâmetros importantes, bem como alertar os editores de revistas para que exijam relatórios detalhados desses parâmetros, de modo que as interpretações críticas de dados e comparações significativas dos resultados possam ser alcançados.

3 PROPOSIÇÃO

Com base no que foi exposto, este estudo tem por objetivo realizar um levantamento bibliográfico dos valores referentes ao módulo de elasticidade dos materiais utilizados na restauração de dentes tratados endodonticamente com raízes fragilizadas, coletando os diferentes valores utilizados pelos pesquisadores de maneira a:

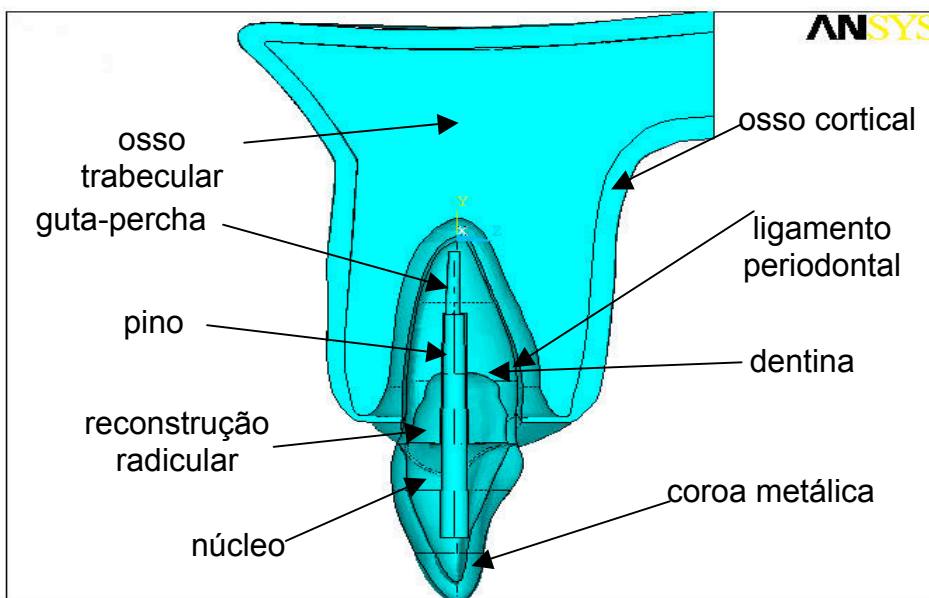
- a) classificar os valores de acordo com a metodologia utilizada, de forma a explicar a variabilidade, se existir;
- b) verificar se os valores são condizentes com os trabalhos originais referenciados, no que diz respeito à magnitude, ordem de grandeza e ao sistema de unidades utilizado; e
- c) investigar a variabilidade dos valores e, se possível, obter uma medida descritiva válida que os represente em estudos numéricos.

4 METODOLOGIA

Conforme demonstrado através da revisão da literatura, o MEF envolve a discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, que mantêm o comportamento mecânico do material original. Para tal, é necessário atribuir o módulo de elasticidade dos materiais a serem representados, como um dos parâmetros imprescindíveis para a descrição do modelo. Os valores dessa propriedade podem ser calculados diretamente por meio de ensaios mecânicos ou extraídos a partir de dados existentes na literatura.

A metodologia deste trabalho buscou extrair da literatura um valor representativo da dentina e dos materiais representados no modelo de um dente tratado endodonticamente com raiz fragilizada, reconstruído com resina composta ou ionômero de vidro cermet e um sistema de pino/núcleo/coroa total (Figura 1).

Figura 1. Modelo geométrico de um dente tratado endodonticamente com raiz fragilizada, reconstruído com resina composta ou ionômero de vidro e um sistema de pino/núcleo/coroa total.



Por ser a Medline (PubMed) a principal base de dados com acesso livre (*free access*) em língua inglesa, na área da saúde, esta foi utilizada para o levantamento. Inicialmente, uma consulta aos Descritores em Ciências da Saúde da Biblioteca Virtual em Saúde (DeCS/BVS) (<http://decs.bvs.br/>) foi realizada para fornecer as primeiras palavras-chave (Etapa 1).

Etapa 1 – Definição das palavras-chave

Inicialmente, foi realizado um levantamento preliminar na base de dados Medline (PubMed) com as palavras-chave do DeCS sobre estudos experimentais que investigaram o módulo de elasticidade da dentina e dos principais materiais utilizados na restauração de dentes tratados endodonticamente com raízes fragilizadas. No levantamento inicial detectou-se a necessidade da inclusão de palavras-chave encontradas exclusivamente nos artigos selecionados na Medline (PubMed). Essa observação tornou-se clara quando uma simples modificação da palavra no singular ou plural (na língua inglesa) modificava o resultado (Ex: *Fiber post* e *Fiber posts*). Isso se deve ao fato de o mecanismo de busca da Medline (PubMed) não levar em conta a diferenciação de singular e plural e, quando da indexação do artigo ao seu portal, não haver uma padronização de termos. As novas palavras-chave encontradas a partir dos primeiros artigos selecionados também foram utilizadas, objetivando uma abrangência total de todos os artigos relacionados ao assunto (Quadro 1).

Quadro 1. Palavras-chave utilizadas no levantamento inicial (Etapa 1).

PALAVRAS-CHAVE	
Materiais	Propriedades
Clearfil Bond (Clearfill)	<i>Elastic</i>
Clearfil SE (Clearfill)	<i>Elastic modulus</i>
Dentin	<i>Elastic properties of dentin</i>
Fiber Post	<i>Mechanical</i>
Glass Fiber post	<i>Modulus</i>
Glass Fiber posts	<i>Modulus elasticity</i>
Glass Ionomer	<i>Properties</i>
Gutta	<i>Young's modulus</i>
Gutta-Percha	<i>Mechanical properties</i>
Ketac	<i>Physical properties</i>
Ketac Silver	<i>Biocompatible materials</i>
Resin	<i>Biomedical and dental materials</i>
Z100	
Z250	
Filtek	
Composite Resins	
Cermet Cements	

Etapa 2 – Levantamento da literatura

A Etapa 2 consistiu no levantamento bibliográfico propriamente dito e teve por objetivo abranger o maior número possível de estudos experimentais investigando o módulo de elasticidade dos materiais representados no modelo, por meio das palavras-chave definidas na Etapa 1.

A busca pelos estudos publicados foi realizada por meio de filtragem, cruzamento, seleção e leitura dos artigos. A filtragem e o cruzamento das palavras-chave tiveram como objetivo um levantamento inicial, removendo os artigos iguais e identificando os artigos a serem selecionados. A seleção teve por objetivo a separação dos artigos a serem lidos de acordo com o seguinte critério de inclusão: ser um estudo experimental que utilizasse em sua metodologia um ensaio mecânico para determinação do módulo de elasticidade. Os valores encontrados para os diferentes materiais estudados foram separados em planilhas de acordo com o tipo de material e ensaio mecânico.

A utilização de algumas palavras-chave revelou-se desnecessária, por não levar a nenhum resultado, ou por levar a resultados repetitivos. As palavras-chave utilizadas no levantamento final, para cada material especificamente, estão resumidas no Quadro 2.

Quadro 2. Palavras-chave para os materiais e propriedades utilizadas na Etapa 2.

Material	Marca Comercial	PALAVRA-CHAVE	
		Materiais	Propriedades
Dentina	---	<i>Dentin</i>	<i>Young's modulus, properties, mechanical properties, elastic properties</i>
Guta-Percha	---	Gutta-Percha	<i>Young's modulus, properties, mechanical properties, elastic properties</i>
Pino de fibra de vidro	---	<i>Fiber post, glass fiber post, glass fiber posts</i>	<i>Elastic modulus, mechanical properties</i>
Adesivo	Clearfil SE	Clearfil, bond, ClearfilSE	<i>Properties, mechanical properties</i>
Resina Composta	FiltekZ250	Resin, Z250	<i>Mechanical properties, elastic modulus</i>
Cimento de Ionômero de Vidro	Ketac Silver	Glass Ionomer, Ketac, Ketac Silver	<i>Mechanical properties, modulus</i>

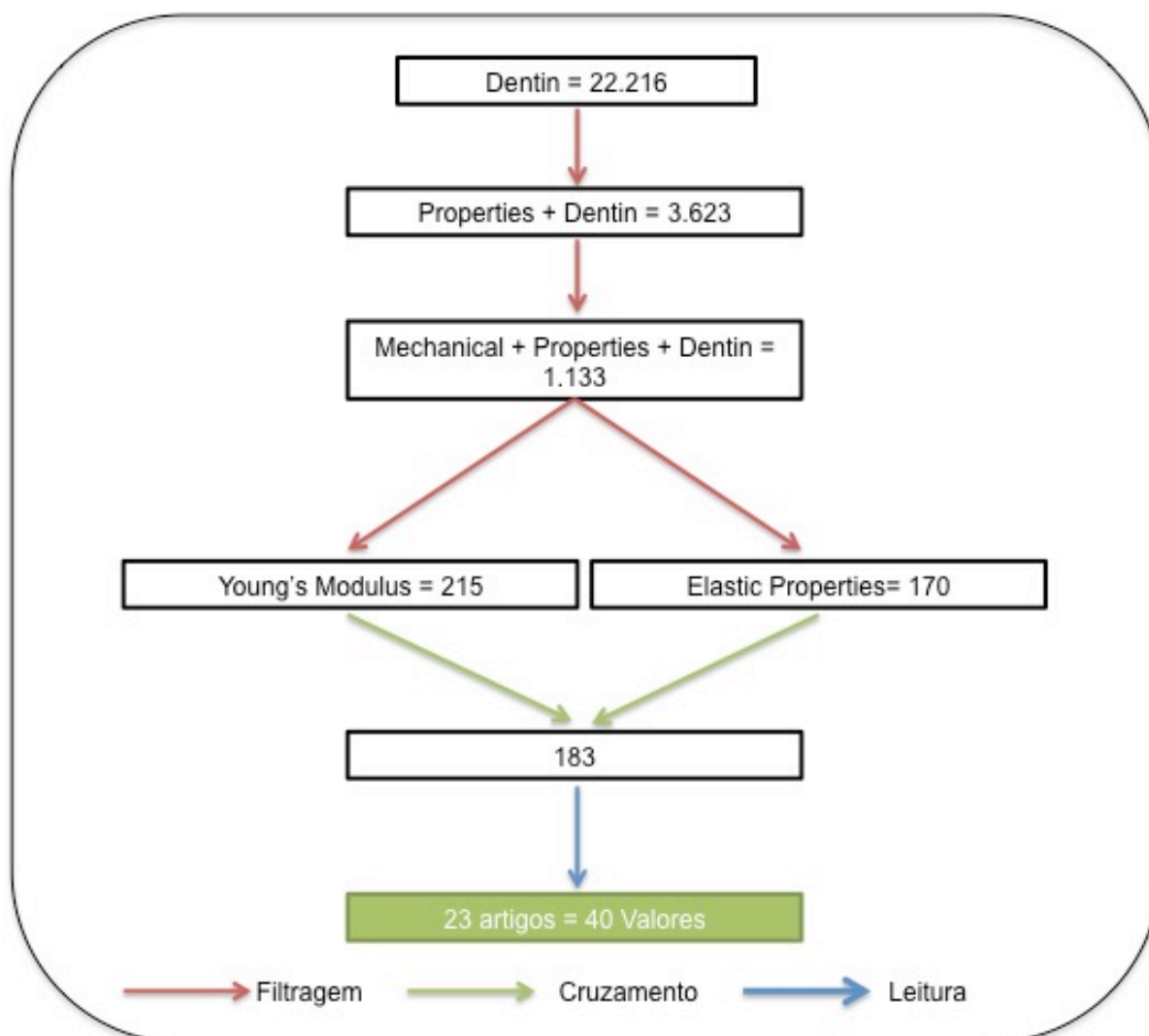
Cento e quarenta e nove estudos foram encontrados, sendo 78 sobre propriedades da dentina e 71 sobre materiais restauradores. Os materiais analisados foram: a) resina composta (Filtek Z250 – 3M Dental Products, St Paul, USA); b) ionômero de vidro (Ketac Silver – 3M ESPE Dental Products, St Paul, USA); c) adesivo dentinário (Clearfil SE – Kuraray, Osaka, Japão); e d) pinos de fibra de vidro. Os estudos foram catalogados de acordo com o material e a propriedade analisada (ex. módulo de elasticidade à tração, à compressão, à flexão) e seus resultados foram classificados separadamente de acordo com tipo de ensaio mecânico realizado (tração simples, tração diametral, compressão, flexão, nanoindentação, sônico). Os resultados dos dois últimos tipos de ensaio não foram considerados na análise por não existirem estudos disponíveis para todos os materiais. Os ensaios de flexão (exceto pinos de fibra de vidro) também foram excluídos, uma vez que a flexão engloba os comportamentos à tração e à compressão de forma inespecífica. Assim, somente os estudos referentes à tração, à compressão e à nanoindentação foram utilizados, resultando em 46 artigos selecionados.

Os procedimentos realizados na Etapa 2 para cada material separadamente encontram-se detalhados a seguir. A sequência desses procedimentos está resumida nos Esquemas 1 a 6:

a) dentina

O passo inicial consistiu da inserção do termo (*dentin*) na base de dados resultando em 22.216 publicações. Em seguida, foi realizada uma filtragem com a adição do termo *properties*, resultando em 3.623 publicações. Uma nova filtragem com a adição do termo *mechanical* levou a 1.133 publicações. A etapa seguinte foi dividida em dois procedimentos, um com a utilização da palavra *young's modulus* e outro com a palavra *elastic properties* de forma separada, com o objetivo de abranger o maior número possível de artigos. O cruzamento dessas duas palavras-chave para eliminar os trabalhos repetidos resultou em 183 artigos. Procedeu-se à leitura dos 183 artigos para eliminar aqueles que não se enquadravam no critério de inclusão. Somente 32 artigos foram selecionados. A leitura desses 32 artigos forneceu 40 valores para o módulo de elasticidade da dentina. Os artigos foram listados em uma planilha (Microsoft Excel for MAC 2011) e os valores separados por tipo de ensaio (tração e compressão).

Esquema 1. Levantamento para o módulo de elasticidade da dentina.

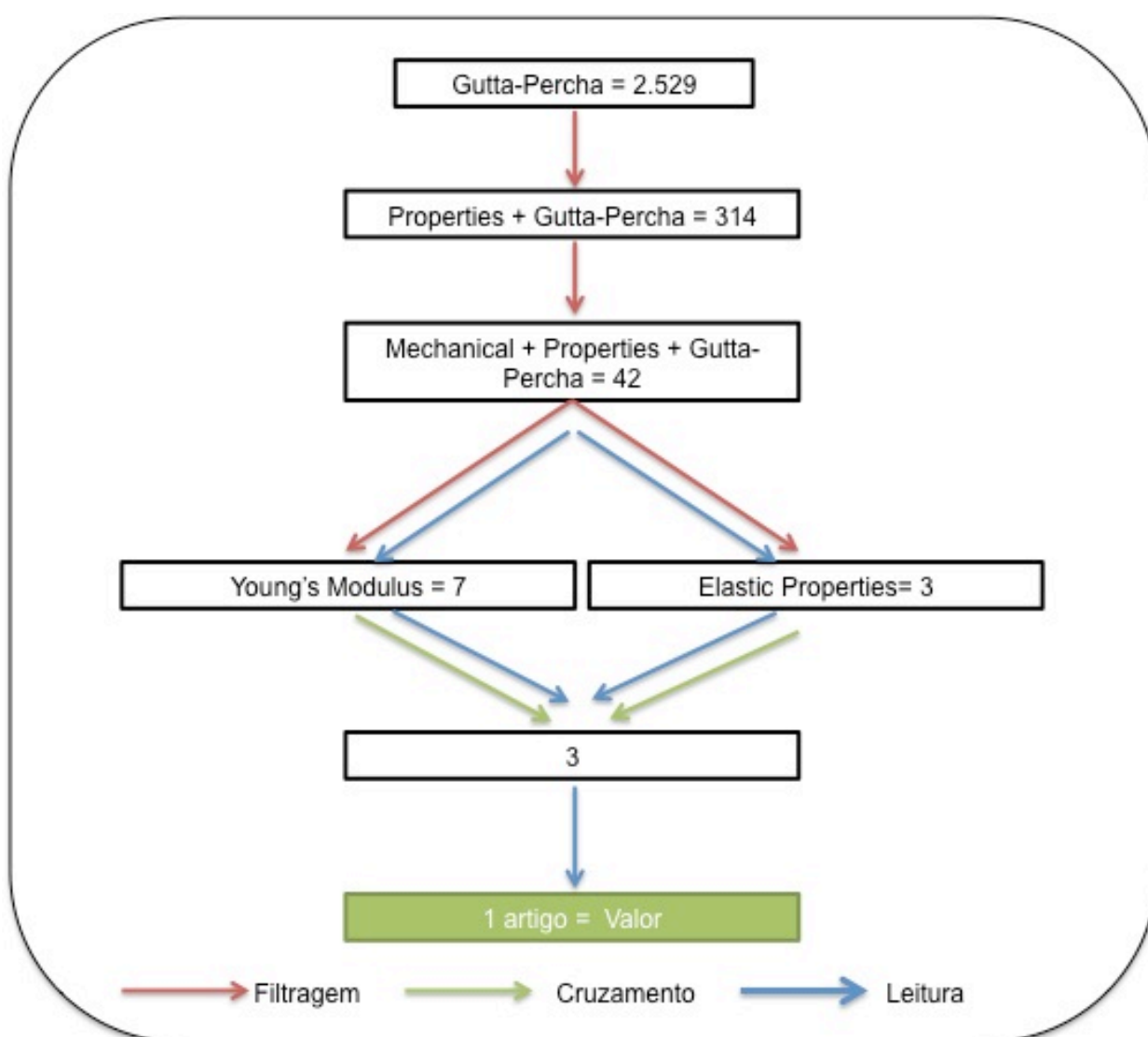


b) guta-percha

O passo inicial consistiu da inserção do termo (gutta-percha) na base de dados resultando em 2.529 publicações. Em seguida, foi realizada uma filtragem com a adição do termo *properties*, resultando em 314 publicações. Uma nova filtragem com a adição do termo *mechanical* levou a 42 publicações. A etapa seguinte foi dividida em dois procedimentos, um com a utilização da palavra *young's modulus* e outro com a palavra *elastic properties* de forma separada, com o objetivo de abranger o maior número possível de artigos. O cruzamento dessas duas palavras-chave para eliminar os trabalhos repetidos resultou em três artigos. Procedeu-se à leitura dos três artigos para eliminar aqueles que não se enquadravam no critério de inclusão. Somente um artigo foi selecionado. A

leitura desse artigo forneceu um valor para o módulo de elasticidade da gutta-percha. O artigo foi listado em uma planilha (Microsoft Excel for MAC 2011) e o valor separado por tipo de ensaio. A metodologia aplicada para a gutta-percha se diferenciou das demais por existir apenas um estudo que encaixava dentro do critério de inclusão.

Esquema 2. Levantamento para o módulo de elasticidade da gutta-percha.

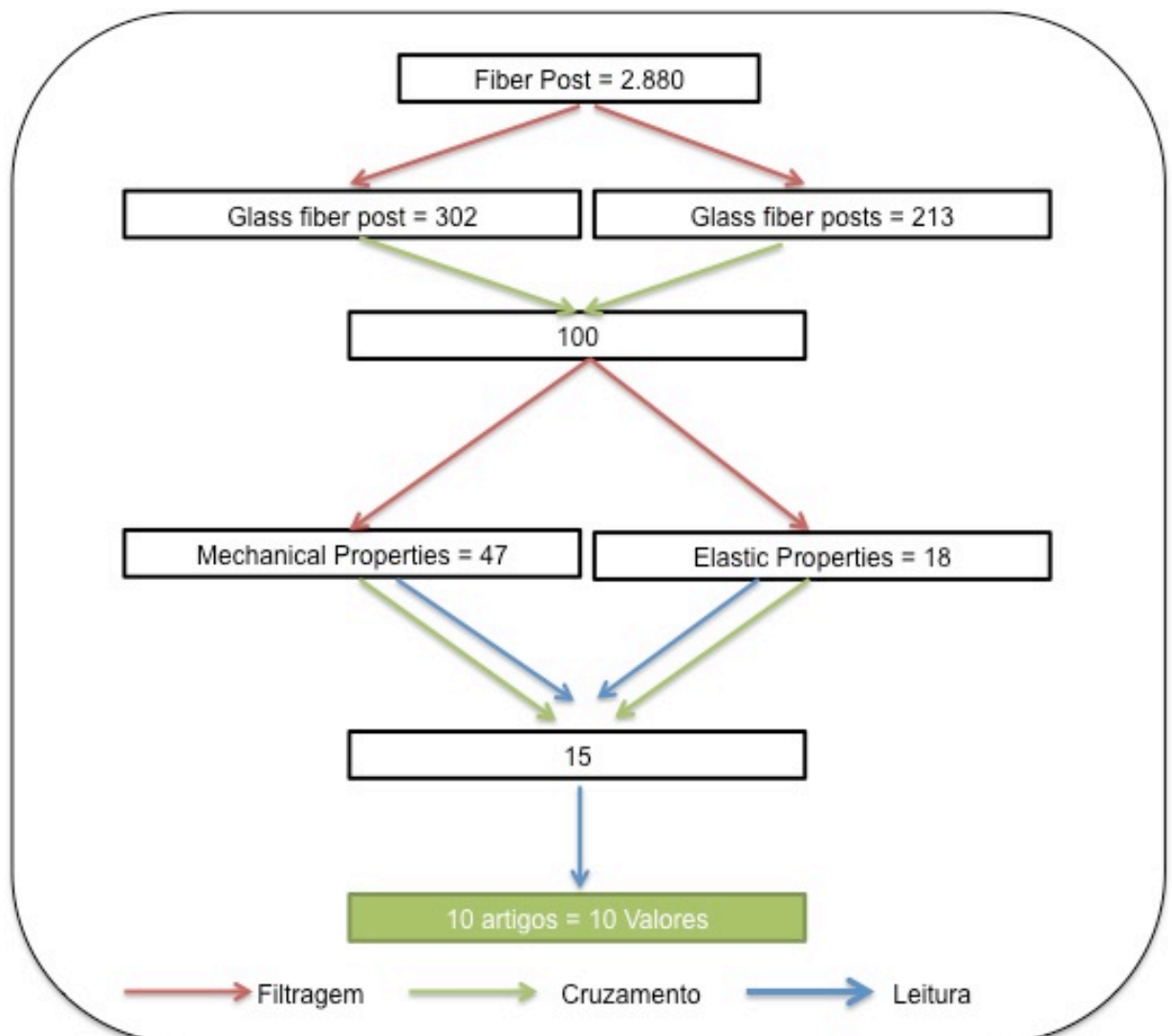


c) pino de fibra de vidro

O passo inicial consistiu da inserção do termo (*fiber post*) na base de dados resultando em 2.880 publicações. A etapa seguinte foi dividida em dois procedimentos, um com a utilização da palavra *glass fiber post* e outro com a palavra *glass fiber posts* de forma separada, com o objetivo de abranger o maior

número possível de artigos. O cruzamento dessas duas palavras-chave para eliminar os trabalhos repetidos resultou em 100 artigos. Em seguida, foi realizada uma nova filtragem dividida em dois procedimentos, um com a utilização da palavra *mechanical properties* e outro com a palavra *elastic properties* de forma separada, com o objetivo de abranger o maior número possível de artigos. O cruzamento dessas duas palavras-chave para eliminar os trabalhos repetidos resultou em 15 artigos. Procedeu-se à leitura dos 15 artigos para eliminar aqueles que não se enquadravam no critério de inclusão. Somente 10 artigos foram selecionados. A leitura desses artigos forneceu 10 valores para o módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro. Os artigos foram listados em uma planilha (Microsoft Excel for MAC 2011) e os valores separados por tipo de ensaio.

Esquema 3. Levantamento para o módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro.



Alguns autores não deixam claro o fabricante e a marca comercial do pino de fibra de vidro investigado, o que levou a inclusão de todos os ensaios que usassem a fibra de vidro em sua metodologia independente da marca comercial. O módulo de elasticidade obtido para os pinos de fibra de vidro refere-se aos valores encontrados na direção do eixo x (longitudinal ao pino). A literatura é unânime no que se refere aos valores nas direções transversais y e z ($E=9,5\text{GPa}$).

d) adesivo (Clearfill SE – Kuraray, Osaka, Japão)

O passo inicial consistiu da inserção do termo (Clearfil) na base de dados resultando em 1.699 publicações. Em seguida, foi realizada uma filtragem com a adição do termo *bond*, resultando em 1.359 publicações. Uma nova filtragem com a adição do termo SE levou a 699 publicações. Por último a filtragem com a adição do termo *properties* resultou em 258 publicações. A etapa seguinte foi dividida em dois procedimentos, um com a utilização da palavra *mechanical* e outro com a palavra *modulus (elastic modulus)* de forma separada, com o objetivo de abranger o maior número possível de artigos. O cruzamento dessas duas palavras-chave para eliminar os trabalhos repetidos resultou em 15 artigos. Procedeu-se à leitura dos 15 artigos para eliminar aqueles que não se enquadravam no critério de inclusão. Os 15 artigos foram selecionados. A leitura desses 15 artigos forneceu 7 valores para o módulo de elasticidade do adesivo. Os artigos foram listados em uma planilha (Microsoft Excel for MAC 2011) e os valores separados por tipo de ensaio.

O material foi escolhido por demonstrar os maiores valores de resistência de união em vários estudos e ser considerado como o padrão ouro na comparação entre diferentes sistemas adesivos autocondicionantes (ANSARI et al., 2008; BURROW et al., 2008; SARR et al., 2010).

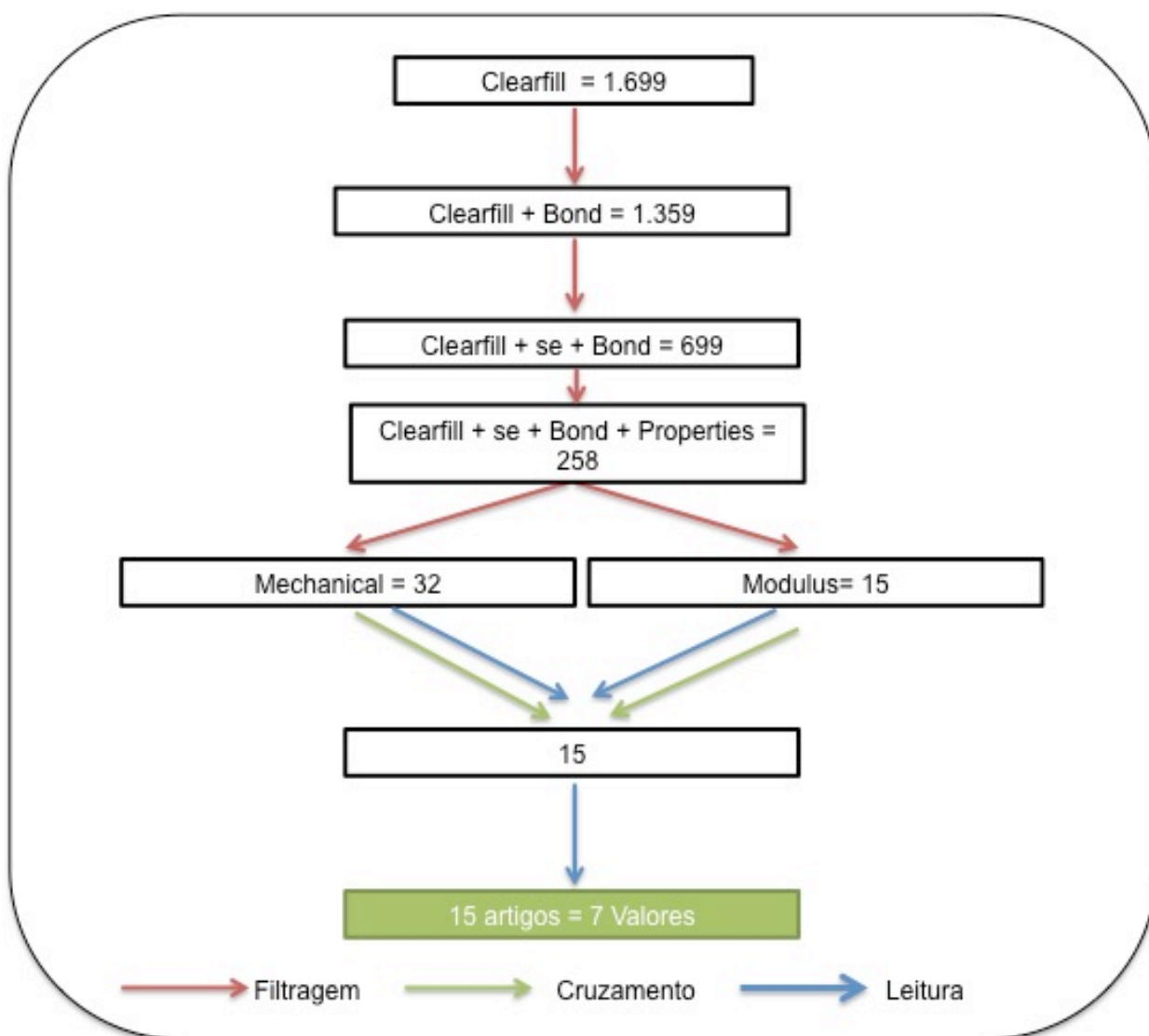
Observou-se que infelizmente (devido a erro do nome do produto) encontrou-se artigos com a grafia *Clearfill* e *Clearfil*, por isso a utilização dos dois termos na pesquisa.

A metodologia aplicada aos estudos sobre adesivos baseou-se na grande variabilidade encontrada, como dificuldades de definição do material, ensaio experimental utilizado e quantidade utilizada. Por esse motivo houve grande

redução do número de artigos ao longo da busca bibliográfica (1.359 para apenas 7).

A não utilização da palavra chave *elastic modulus* deve-se unicamente ao fato do termo *modulus* ter apresentado um maior número de artigos que a utilização do termo *elastic modulus* e um artigo ter como palavra-chave em seu trabalho o termo *modulus* e não *elastic modulus*.

Esquema 4. Levantamento para o módulo de elasticidade do adesivo.

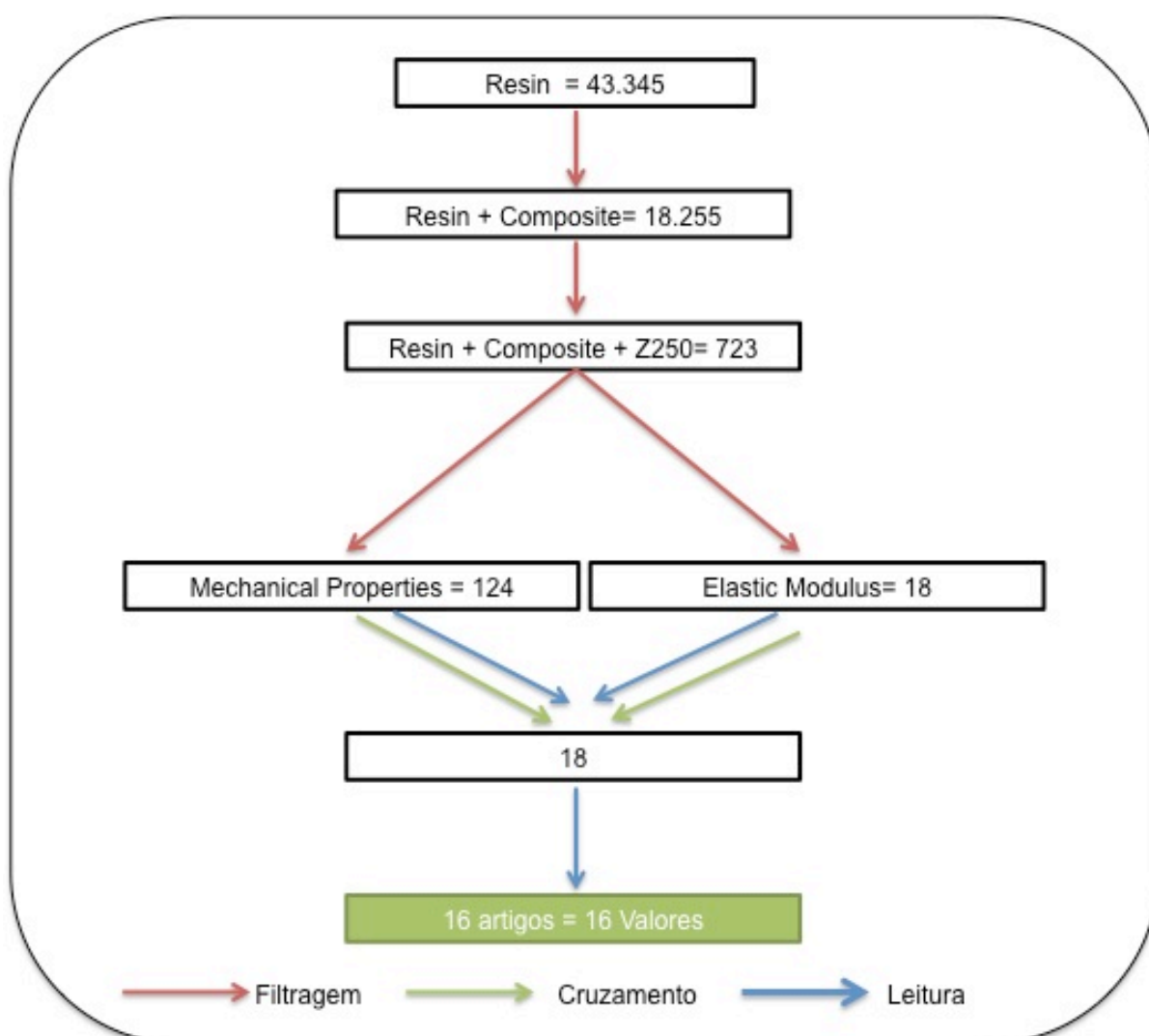


e) resina composta (Filtek Z250 - - 3M – ESPE, St. Paul, USA)

O passo inicial consistiu da inserção do termo (*Resin*) na base de dados resultando em 43.345 publicações. Em seguida, foi realizada uma filtragem com

a adição do termo *Composite*, resultando em 18.255 publicações. Uma nova filtragem com a adição do termo Z250 levou a 723 publicações. A etapa seguinte foi dividida em dois procedimentos, um com a utilização da palavra *mechanical properties* e outro com a palavra (*elastic modulus*) de forma separada, com o objetivo de abranger o maior número possível de artigos. O cruzamento dessas duas palavras-chave para eliminar os trabalhos repetidos resultou em 18 artigos. Procedeu-se à leitura dos 18 artigos para eliminar aqueles que não se enquadravam no critério de inclusão. Foram selecionados 16 artigos. A leitura desses 16 artigos forneceu 16 valores para o módulo de elasticidade da resina composta. Os artigos foram listados em uma planilha (Microsoft Excel for MAC 2011) e os valores separados por tipo de ensaio.

Esquema 5. Levantamento para o módulo de elasticidade da resina composta.

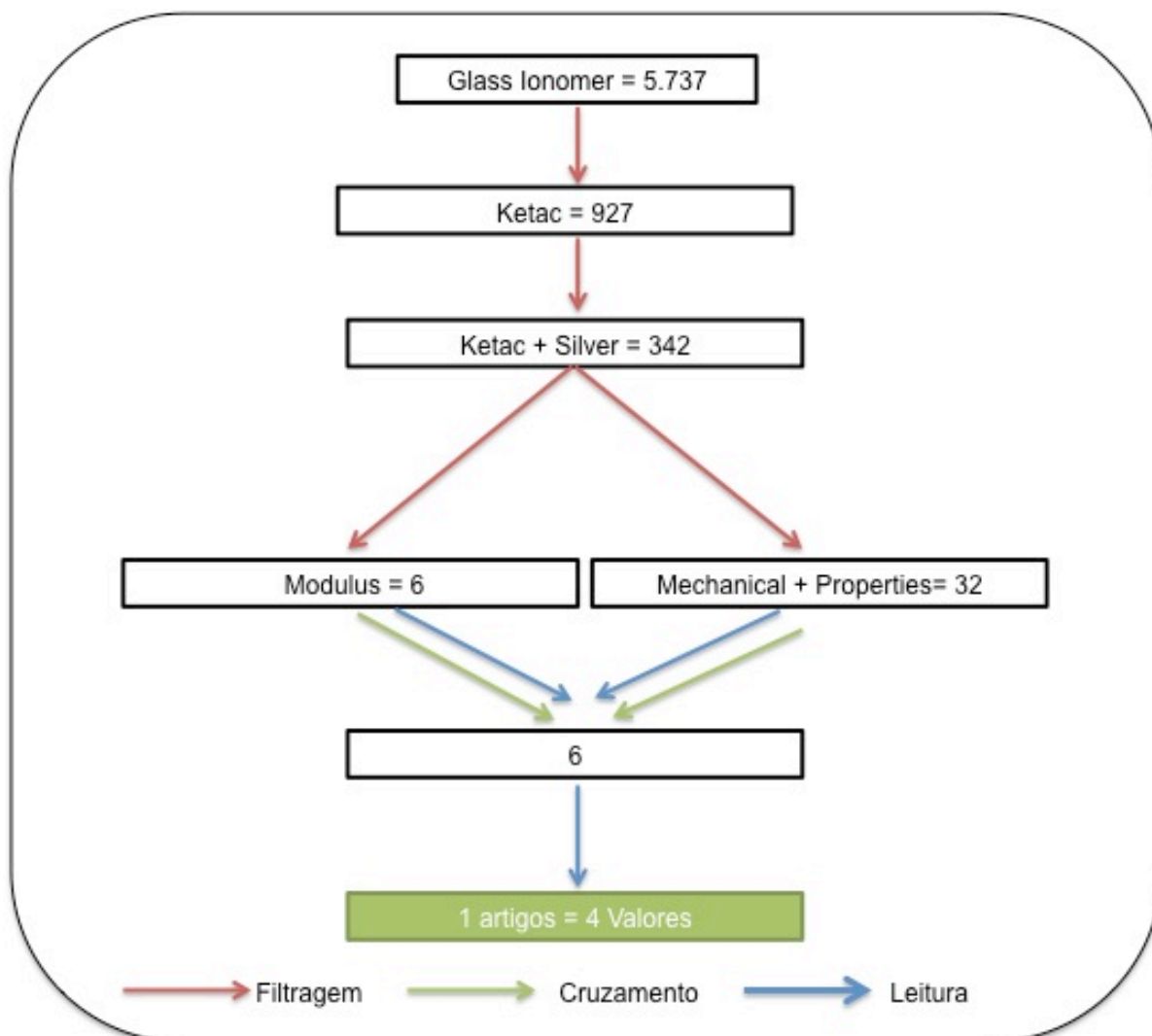


f) cimento de ionômero de vidro (Ketac Silver – 3M – ESPE, St. Paul, USA)

O passo inicial consistiu da inserção do termo (*glass ionomer*) na base de dados resultando em 5.737 publicações. Em seguida, foi realizada uma filtragem com a adição do termo Ketac, resultando em 927 publicações. Uma nova filtragem com a adição do termo *silver* levou a 342 publicações. A etapa seguinte foi dividida em dois procedimentos, um com a utilização da palavra *mechanical properties* e outro com a palavra *modulus* de forma separada, com o objetivo de abranger o maior número possível de artigos. O cruzamento dessas duas palavras-chave para eliminar os trabalhos repetidos resultou em seis artigos. Procedeu-se à leitura dos seis artigos para eliminar aqueles que não se enquadravam no critério de inclusão. Foi selecionado um artigo. A leitura desse único artigo forneceu quatro valores para o módulo de elasticidade do ionômero de vidro. O artigo foi listado em uma planilha (Microsoft Excel for MAC 2011) e os valores separados por tipo de ensaio.

A palavra-chave *elastic modulus* não foi utilizada por ter apresentado valor menor que a palavra *modulus* e por ser utilizada como sinônimo da palavra *mechanical properties* por outros autores.

Esquema 6. Levantamento para o módulo de elasticidade do ionômero de vidro.



4.1 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os diferentes valores encontrados na literatura para o módulo de elasticidade dos materiais estudados encontram-se descritos no APÊNDICE A (Tabelas 1 a 6).

Esses dados foram submetidos a uma análise descritiva, através de tabelas de frequências, e tabelas com médias e desvios-padrão. O teste de normalidade de Kolgomorov-Smirnov foi o utilizado para verificar a distribuição estatística dos dados. O pacote estatístico Social Package Statistical Science (SPSS - versão 15.0) foi utilizado para tabulação e análise.

5 RESULTADOS

Os dados estatísticos foram alocados em tabelas no Microsoft Word 2011 for MAC classificados de acordo com os materiais e ensaios (Tabelas 1 a 7).

Apesar da grande variabilidade das propriedades das amostras para alguns materiais, os resultados mostraram uma distribuição estatística normal. Dessa forma, a média pode ser adotada como um valor representativo da amostra.

Os resultados dos materiais são:

a) dentina (compressão)

Foram obtidos 36 valores para o módulo de elasticidade da dentina à compressão, resultando num valor médio de 18,71 ($\pm 7,61$)GPa.

Tabela 1. Análise descritiva dos valores do módulo de elasticidade da dentina à compressão (GPa).

Média	18,71
Desvio-padrão	7,61
Coefficiente de variação	0,40
Intervalo de confiança	16,14 - 21,29

b) dentina (tração)

O módulo de elasticidade da dentina à tração apresentou um valor médio de 14,75 ($\pm 3,24$) GPa.

Tabela 2. Análise descritiva dos valores do módulo de elasticidade da dentina à tração (GPa).

Média	14,75
Desvio-padrão	3,24
Coefficiente de variação	0,21
Intervalo de confiança	9,59 - 19,91

c) adesivo (nanoindentação)

O módulo de elasticidade do adesivo à nanoindentação apresentou um valor médio de 4,78 ($\pm 1,76$)GPa.

Tabela 3. Análise descritiva dos valores do módulo de elasticidade do adesivo à nanoindentação (GPa).

Média	4,78
Desvio-padrão	1,76
Coefficiente de variação	0,37
Intervalo de confiança	3,15 - 6,41

d) resina composta (compressão)

O módulo de elasticidade da resina composta à compressão apresentou um valor médio de 10,23 ($\pm 3,38$)GPa.

Tabela 4. Análise descritiva dos valores do módulo de elasticidade da resina composta à compressão (GPa).

Média	10,23
Desvio-padrão	3,38
Coefficiente de variação	0,33
Intervalo de confiança	8,43 - 12,03

e) pino de fibra de vidro (flexão com 3 pontos)

O módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro à flexão com três pontos apresentou um valor médio de 42,27 ($\pm 7,12$)GPa.

Tabela 5. Análise descritiva dos valores do módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro à flexão com 3 pontos (GPa).

Média	42,27
Desvio-padrão	7,12
Coefficiente de Variação	0,16
Intervalo de confiança	37,17 - 47,36

f) guta-percha e cimento de ionômero de vidro

A guta-percha e o cimento de ionômero de vidro não foram submetidos à análise estatística pelo fato de apenas um trabalho ter sido selecionado para o estudo, portanto os valores assumidos foram aqueles encontrados nos trabalhos de Friedman et al. (1975) e Combe et al. (1999) respectivamente.

As medidas descritivas para todos os materiais estudados estão descritas na Tabela 6.

Tabela 6. Medidas descritivas dos materiais.

Material / tipo de ensaio	n ^(*)	E (GPa)		
		Mediana	Média	Desvio-padrão
Dentina / compressão	36	18.45	18.72	7,61
Dentina / tração	4	13.90	14.75	3,24
Res. Composta / compressão	16	10.49	10.23	3,38
Ion. de vidro /compressão **	1	4,55 – 5,98	4,55 -5,98	---
Adesivo / Nanoindentação	7	5.00	4,78	1,76
Pino de fibra de vidro / flexão com 3 pontos	10	42.50	42,27	7,12
Guta-Percha *	1	0,14	0,14	-

Nota: * Valores selecionados; **O resultado para a guta-percha e o cimento de ionômero de vidro (Ketac Silver) não necessitaram de análise estatística devido à existência de apenas um resultado.

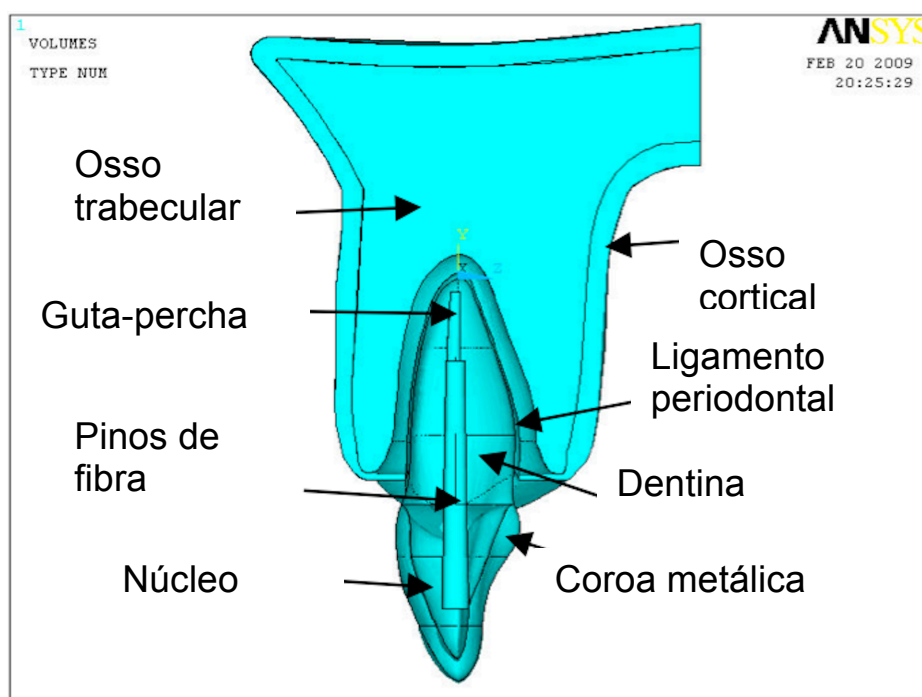
5.1 ESTUDO PARAMÉTRICO

Variações no módulo de elasticidade dos materiais podem afetar o comportamento do modelo e, conseqüentemente, os resultados e conclusões de um estudo pelo método dos elementos finitos. Devido à grande variação observada na amostra, um estudo paramétrico foi necessário para se calcular a incerteza dos resultados numéricos em função do módulo de elasticidade.

Um estudo paramétrico foi conduzido, utilizando um modelo tridimensional de um incisivo central superior, com tratamento endodôntico, restaurado com pino de fibra de vidro, núcleo em resina composta e coroa total metálica. O modelo foi

desenvolvido pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PPGMEC) da Universidade Federal de Minas Gerais, tendo como referência a anatomia do incisivo central superior direito apresentada por Wheeler (1969) (Figura 2). Uma carga de 100N foi aplicada na superfície palatina a 130° com o longo eixo do dente.

Figura 2. Modelo Utilizado no teste paramétrico.



Para o estudo paramétrico utilizaram-se os valores médios do módulo de elasticidade da dentina (compressão) e da resina composta (compressão) como parâmetros, por serem essas duas variáveis consideradas importantes para o comportamento estrutural do modelo. O estudo foi limitado ao desvio-padrão encontrado e os resultados foram resumidos na Tabela 7. Variações das tensões principais (S1 e S3), observadas na região cervical da raiz, como resultado das variações do módulo da dentina, assim como as variações resultantes de alterações no módulo da resina composta do núcleo foram calculadas como uma porcentagem (%) do valor das tensões encontradas com o valor mediano do módulo de elasticidade.

A variação do módulo de elasticidade da dentina em $\pm 41\%$ resultou em variações nas tensões principais inferiores a 10% para todos os casos. Em geral, a diminuição

da rigidez da dentina levou a uma diminuição nas tensões no interior das paredes da raiz, assim como o aumento da rigidez da dentina resultou num aumento da tensão no interior das paredes da raiz. Esse resultado foi de alguma forma esperado, já que estruturas mais rígidas podem suportar maiores tensões com menos deformação.

Da mesma forma, a variação do módulo de elasticidade da resina composta em $\pm 32\%$ resultou em variações menores do que 10% para todos os casos. Uma diminuição na rigidez de resina composta resultou em tensões mais elevadas no interior das paredes da raiz. Esse fato também era esperado já que o confinamento de um material mais flexível dentro de paredes rígidas poderia transferir mais tensões para essas últimas.

Os resultados do estudo paramétrico revelaram que, apesar da grande variabilidade estatística do módulo de elasticidade, variações bem menores são observadas nas tensões resultantes em um estudo por meio do método dos elementos finitos.

Tabela 7. Resultado das variações do módulo de elasticidade da dentina e resina composta levando em consideração o desvio-padrão.

Dentina			Tensões Principais (MPa)		
E (GPa)	SD	CV%		Magnitude	%
10,84	-7,61	-41	S1	26,186	-9,06
18,45	--	--		28,795	--
26,06	+7,61	+41		30,798	+6,95
10,84	-7,61	-41	S3	-26,839	-2,45
18,45	--	--		-27,515	--
26,06	+7,61	+41		-28,703	+4,31
Resina Composta			Tensões Principais (MPa)		
E (GPa)	SD	CV%		Magnitude	%
7,11	-3,38	-32	S1	31,581	+9,67
10,49	--	--		28,795	--
13,87	+3,38	+32		26,990	-6,26
7,11	-3,38	-32	S3	-29,983	+8,96
10,49	--	--		-27,515	--
13,87	+3,38	+32		-27,370	-0,52

6 DISCUSSÃO

A Odontologia, nas últimas décadas, tem experimentado um grande avanço científico e tecnológico. Isso pode ser observado, por exemplo, no aumento do número de artigos publicados na literatura sobre propriedades dos materiais odontológicos e suas técnicas de utilização nas diferentes bases de dados. A qualidade dessas informações, no entanto, tem sido alvo de críticas, por não serem muitas vezes claras ou precisas (RUSE, 2008; SILVA et al., 2009).

Tais imprecisões se refletem na produção científica, quando essas informações são utilizadas por outros estudos, gerando resultados também imprecisos que, ao serem utilizados pela comunidade científica, produzem uma cascata de erros e dados com validade questionável. Esse fato tem sido observado nos estudos das propriedades mecânicas dos materiais odontológicos e estruturas biológicas, afetando particularmente os resultados obtidos por meio do método dos elementos finitos, que aplica as propriedades elásticas dos materiais obtidos na literatura. Os valores corretos são essenciais para que os modelos computacionais demonstrem um comportamento o mais próximo possível do real.

Os trabalhos que utilizaram o método dos elementos finitos geralmente apresentam tabelas com os valores para módulo de elasticidade dos materiais utilizados (ESKITASCIOGLU; BELLI; KALKAN, 2002; HO et al., 1994; JOSHI et al., 2001; LI-LI et al., 2006; PEGORETTI et al., 2002; SOARES et al., 2010; UDDANWADIKER; PADOLE; ARYA, 2007). O rastreamento das referências citadas denuncia a inconsistência das informações.

A questão do sistema de unidades é um problema na literatura, uma vez que os resultados são fornecidos em sistemas diversos e em diferentes unidades dentro de cada sistema, o que dificulta a comparação entre os estudos, e não raramente gera transformações errôneas e sobreposições de erros nas citações bibliográficas e em estudos numéricos.

A transmissão de dados é responsabilidade dos autores, bem como sua transformação quando se faz necessária, o argumento da falha ser imputado ao autor referenciado não pode e nem é correto, deve-se recalcular os valores e

transformá-los para o sistema escolhido na época da utilização e divulgação do dado científico.

Três erros foram observados na transcrição de valores incorretos para o módulo de elasticidade na literatura:

- a) erro da transformação de unidades (Ex. Kg/cm^2 para GPa; N/mm^2 para MPa);
- b) erro no valor citado (Citação correta, porém valor incorreto); e
- c) citação inexistente.

Os valores para o módulo de elasticidade obtidos neste estudo foram comparados com os valores encontrados na literatura, buscando verificar a integridade das informações. Para melhor clareza, os resultados foram discutidos separadamente para cada material:

- a) dentina

As medições do módulo de elasticidade da dentina são sensíveis ao modo de preparação do espécime e ao planejamento experimental. A inobservância dessas variáveis experimentais pode levar à subestimação das constantes elásticas. As variações do módulo de elasticidade para a dentina ao longo das décadas não parece ter um relação causal passível de ser estabelecida, dadas as limitações e variações metodológicas dos estudos.

O valor encontrado para a dentina quando submetida a compressão foi de 18,45GPa (Mediana) e de 18,72GPa (Média). Os trabalhos de Craig e Peyton (1958), Rees, Jacobsen e Hickman (1994), Joshi et al. (2001) apresentaram valores próximos ao resultado encontrado.

Craig e Peyton (1958) calcularam o módulo de elasticidade de forma estática utilizando porções da dentina de primeiro e segundos molares desidratados por 30 horas a 105°C com uma tensão de compressão de (23,5 MPa a 235 MPa). O trabalho de Craig e Peyton (1958) relataram a dificuldade de aferição precisa, por haver um “desajuste” entre a amostra e a máquina de ensaio,

O trabalho de Stanford et al. (1960) que encontrou um valor elevado (28,2GPa), diferindo dos outros autores na época (década de 60 e 70) demonstrou a utilização de força compressiva de 235 MPa com a dentina desidratada, mas dificilmente a leitura da metodologia nos permite relacionar o porque de um valor elevado.

Já os trabalhos de Black (1895), Peyton, Mahler e Hershenov (1952), Neumann e Di Salvo (1957), Tyldesley (1959) e Grenoble et al. (1972) obtiveram valores abaixo da média encontrada nesse estudo. A metodologia desses trabalhos se igualava em dois aspectos, o mesmo tipo de ensaio mecânico e a utilização de dentina desidratada em seus experimentos.

Afirmar que somente mudanças no grau de desidratação da dentina aumentariam o valor do módulo de elasticidade não explica as variações do módulo ao longo das décadas, um conjunto de fatores seria uma forma mais abrangente para tentar explicar.

Waters (1980, p. 112), em seu artigo de revisão, relatou que "[...] Craig e Peyton (1958) obtém valores para o limite de proporcionalidade e de resistência à compressão em acordo razoável com outros autores, mas o valor do módulo para alguns é consideravelmente elevado". Esse comentário reflete um valor baixo para o módulo de elasticidade da dentina, um viés talvez imposto pelo grande número de valores baixos observados nas décadas de 60, 70 e 80. Os trabalhos publicados nas décadas subsequentes (principalmente década de 90), Kinney, Marshall e Marshall (1994), 20,3-28.6GPa; Watts, El Mowafy e Grant (1987), 13-26GPa; Joshi et al. (2001), 18GPa, já apresentam valores mais altos, possivelmente devido a uma melhor compreensão do mecanismo da dentina úmida e seca, bem como uma melhor caracterização da dentina em si (dentina peritubular, intertubular, primária, secundária, esclerosada, idade do dente, grau de destruição, e outros).

O entendimento do mecanismo de reidratação da dentina para a realização dos ensaios parece ter sido essencial para a elevação dos valores encontrados na literatura, mesmo que trabalhos como o de Palamara et al (2000) citem o contrário, quando em seu estudo encontraram um valor menor para o módulo de elasticidade

(10,4GPa). Estudos como o de Zimmerman et al (2010) demonstram que até mesmo os materiais clareadores como, por exemplo, o peróxido de hidrogênio diminuiriam o valor do módulo de elasticidade do elemento dentário devido, segundo os autores, a uma perda ou desnaturação das proteínas, particularmente o colágeno tipo I.

Pouco se sabe sobre as propriedades biomecânicas de formas alteradas de dentina que também influenciariam o módulo de elasticidade. Além disso, há lesões de cárie e doenças genéticas, como a dentinogênese imperfeita. É absolutamente essencial que as propriedades dessas formas alteradas da dentina também sejam obtidas (KINNEY et al., 1996, 1999, 2003; KINNEY; MARSHALL, 2003).

Nos estudos com MEF, o valor do módulo de elasticidade da dentina tem sido o que mais mostrou variações ao longo do tempo, sendo alvo inclusive de uma revisão por Kinney et al. (2003). O mesmo autor escreveu sobre a grande variabilidade de resultados quando diferentes ensaios são utilizados para obtenção do módulo de elasticidade.

Portanto a variação ocorreria supostamente por três fatores:

- tipo de ensaio (tração, compressão, sônico, nanoindentação);
- grau de desidratação da amostra; re-hidratação da amostra; e
- morfologia em geral do elemento.

Todos esses fatores em conjunto contribuiriam para explicar tantas variações, e demonstram a dificuldade da padronização relatada tanto por Craig e Payton (1956), como por Kinney et al. (2003) em sua revisão sobre o assunto.

b) guta-percha

Friedman et al. (1975) foram os únicos autores a calcular o módulo de elasticidade da guta-percha obtendo um valor de 0,14GPa. O objetivo foi analisar cinco marcas comerciais de guta-percha.

O resultado final foi a média aritmética para o módulo de elasticidade das cinco marcas comerciais. O autor relata que um ponto em comum entre as cinco marcas comerciais foi a concentração de guta-percha (18,9% a 21,8%). E que a concentração diferente de óxido de zinco nas marcas comerciais analisadas não parece influenciar no resultado final.

Trabalhos mais recentes realizados no Brasil, demonstram valores para a concentração da guta-percha menores que os encontrados por Friedman et al. (1975). Gurgel-Filho et al. (2003) pesquisaram cinco marcas comerciais e encontraram o valor de 14,5% a 20,4%, enquanto Maniglia-Ferreira et al. (2005) investigaram oito marcas comerciais encontraram valores entre 15,2% a 21,6%.

c) cimento de ionômero de vidro – Ketac Silver

Combe et al. (1999), foram os únicos autores a realizarem ensaio experimental para avaliar o módulo de elasticidade do ionômero de vidro do tipo cermet (Ketac Silver). Nesse estudo, os autores comparam diferentes materiais que podem ser usados para confecção de núcleos de preenchimento, e o cimento de ionômero de vidro tipo cermet apresentou a menor variação para o módulo de elasticidade após três meses da pesquisa. Os autores encontraram quatro valores diferentes para o módulo de elasticidade para o cimento de ionômero de vidro (4 medições – 1h/24h/1mês/3meses), quando variou o tempo de armazenamento dos espécimes.

d) adesivo – Clearfil SE

O valor encontrado para o sistema adesivo utilizado nesse estudo encontrou um valor de 5GPa (mediana) e de 4,78GPa (média), estando de acordo com a literatura encontrada nos trabalhos de Takahashi et al. (2002), Van Meerbeek et al. (1993), Braem et al. (1986) e em desacordo com o trabalho de Pashley et al. (2010), que encontrou um valor de 1,21GPa para o módulo de elasticidade do adesivo. O valor mais baixo deve-se em parte da pesquisa ter variado a umidade da dentina, o que pode prejudicar a funcionalidade do adesivo.

e) resina composta – Filtek Z250

O valor de 10,49 (mediana) e de 10,23GPa (média) apresentou em acordo com os estudos de Hickel e Ilie (2009) – 10,3GPa, Leloup, Vreven e Sabbagh (2002) – 10,7GPa, Obici et al. (2005) – 8,92-11,57GPa e um pouco acima dos valores encontrados por Rodrigues-Junior et al. (2007), Sari et al. (2006), Joshi et al. (2001). As diferenças nos trabalhos são resultados de diferentes tempos de polimerização com diferentes aparelhos fotopolimerizadores o que consequentemente mudou o padrão da resina composta.

f) pino de fibra de vidro

O valor encontrado para o módulo de elasticidade para o pino de fibra de vidro no seu eixo Ex (longitudinal as fibras do pino) apresentou o valor de 42,5GPa (mediana) e de 42,27GPa (média) apresentando um comportamento similar aos estudos encontrados pelo fabricante (FGM – Fabricante), autores como Pegoretti et al. (2002), De Santis et al. (2000).

Por se tratar de um material que segue uma norma internacional (ISO) ao ser submetido a ensaios mecânicos os resultados, quando diferem, estão relacionados principalmente a composição de cada material. O módulo de elasticidade obtido para os pinos de fibra de vidro refere-se aos valores encontrados na direção do eixo x (longitudinal ao pino). A literatura é unânime no que se refere aos valores nas direções transversais y e z ($E=9,5\text{GPa}$) (CHELEUX; SHARROCK, 2009; PEGORETTI et al., 2002; STEWARDSON et al., 2010; ZARONE et al. 2006).

7 CONCLUSÃO

Diante do exposto, pode-se concluir que:

- a) os valores do módulo de elasticidade da dentina e dos materiais restauradores foram classificados e demonstraram variabilidade nos diferentes estudos catalogados;
- b) os valores encontrados para o módulo de elasticidade indicaram diferenças em relação aos trabalhos originais, principalmente para a dentina e a guta-percha. Três tipos de erros foram detectados: erro da transformação de unidades, erro no valor citado e citação inexistente; e
- c) apesar da grande variabilidade da amostra utilizada nesse estudo, os resultados mostraram uma distribuição estatística normal sugerindo que os valores médios encontrados representam o comportamento dos materiais avaliados ou estudados. Enquanto tecnologias mais precisas para o estudo das propriedades não são utilizadas, de forma difundida, para todos os materiais, os valores encontrados foram considerados representativos no que se refere ao comportamento dos materiais estudados, podendo ser utilizados nos estudos com MEF.

8 REFERÊNCIAS

AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, p. 431-437, 2002.

ALVES FILHO, A. **Elementos finitos**: a base da tecnologia CAE. São Paulo: Érica, 2000.

ANDREAUS U. et al. Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. **Comput. Methods Programs Biomed.**, Amsterdam, v. 102, n. 2, p. 61-73, 2010.

ANSARI, Z. J. et al. Effects of one-year storage in water on bond strength of self etching adhesives to enamel and dentin. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v.27, n.2, p. 266-272, 2008.

ANUSAVICE, K. **Phillips materiais dentários**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1998.

ARMSTRONG, S. et al. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 26, n. 2, p. 50-62, 2010.

ASSAN, A. E. **Método dos elementos finitos**. 2. ed. Campinas: UNICAMP, 2003.

ASSIF, D. et al. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 69, n. 1, p. 36-40, 1993.

ASSIF, D.; GORFIL, C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, p. 565-567, 1994.

BELLI, S.; ERDEMIR, A.; YILDIRIM, C. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root filled: comparison of two restoration techniques. **Int. Endod J.**, Copenhagen, v. 39, p. 136-142, 2006.

BERRY, E.A.; POWERS, J.M. Bond strength of glass ionomers to coronal and radicular dentin. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 19, n. 4, p. 122-126, 1994.

BLACK, G.V. An investigation of the physical character of human teeth in relation to their disease, and to practical dental operations, together with the physical character of filling material. **Dent. Cosmos**, v. 37, p. 353-421, 1895.

BLACKHAM, J. T.; VANDEWALLE, K.S.; LIEN, W. Properties of hybrid resin composite systems. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 34, n. 6, p. 697-702, 2009.

BONFANTE, G. et al. Fracture strength of teeth with flared root canals restored with glass fibre posts. **Int. Dent. J.**, London, v. 57, n. 3, p. 153-160, 2007.

BOWEN, R.L.; MARJENHOFF, W.A. Dental composites/glass ionomers: the materials. **Adv. Dent. Res.**, Washington, v. 6, p. 44-49, 1992.

BOWEN, R.L.; RODRIGUEZ, M.M. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 64, p. 378-387, 1962.

BRAEM, M. et al. The impact of composite structure on its elastic response. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 65, p. 648-653, 1986.

BRUDEVOLD, F.; BUONOCORE, M.; WILEMAN, W.A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 35, n. 6, p. 846-851, 1956.

BUONOCORE, M. G.A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 34, n. 6, p. 849-853, 1955.

BURROW, M. F et al. Comparison of enamel and dentin microshear bond strengths of a two-step self-etching priming system with five all-in-one systems. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 33, n. 4, p. 456-460, 2008.

CADENARO, M. et al. Assessment of polymerization contraction stress of three composite resins. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 24, n. 5, p. 681-685, 2008.

CALHEIROS, F.C. et al. Influence of radiant exposure on contraction stress, degree of conversion and mechanical properties of resin composites. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 22, n. 9, p. 799-803, 2006.

CHELEUX, N.; SHARROCK, J. P. Mechanical properties of glass fiber-reinforced endodontic posts. **Acta Biomaterialia**, Oxford, v. 5, p. 3224-3230, 2009.

CHOI, K.K.; CONDON, J.R.; FERRACANE, J.L.The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 79, n. 3, p. 812-817, 2000.

CLOUGH, R.W. The finite element method after twenty-five years: a personal view. **Computers e structures**, v. 12, p. 361-370, 1980.

COMBE, E. C. et al. Mechanical properties of direct core build-up materials. **Dent. Mater.**, Kidlington, v.15, n. 3, p. 158-165, 1999.

CORNACCHIA, T. **Análise de tensões em restaurações estéticas indiretas**. 2005. 114 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Minas Gerais, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Belo Horizonte, 2005.

CORRÊA-FARIA, P. et al. Biological restoration: root canal and coronal reconstruction. **J. Esthet. Restorative Dent.**, Hamilton, v. 22, p. 168-177, 2010.

CRAIG, R.G.; PEYTON, F.A. Elastic and mechanical properties of human dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 37, p. 710, 1958.

CULBERTSON, B.M. Glass-ionomer dental restoratives. **Prog. Polym. Sci.**, Pittsburgh, v. 26, p. 577-604, 2001.

DA SILVA, G. R. et al. Mechanical properties of light-curing composites polymerized with different laboratory photo-curing units. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 26, n. 2, p. 217-223, 2007.

DAI, X.F.; TEN, C.A.R.; LIMEBACK H. The extent and distribution of intratubular collagen fibrils in human dentine. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 36, n. 10, p. 775-778, 1991.

DAUVILLIER, B.S.; AARNTS, M.P.; FEILZER, A.J. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. **J. Esthet. Dent.**, Hamilton, v. 12, n. 6, p. 291-299, 2000.

DE FREITAS, C.R. et al. Resistance to maxillary premolar fractures after restoration of class II reparations with resin composite or ceromer. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v. 33, p. 689-694, 2002.

DE MOOR, R.; DE BRUYNE, M. The use of glass ionomer cements in endodontics. **Rev. Belge Med. Dent.**, Bruxelles, v. 55, n. 4, p. 345-351, 2000.

DE SANTIS, R. et al. Carbon post adhesion to resin luting cement in the restoration of endodontically treated teeth. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, London, v. 11, p. 201-206, 2000.

DICKSON, G.; OGLESBY, P.L. Elastic constants of dental amalgam. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 46, n. 6, p. 1475, 1967.

DIETSCHI, D. et al. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v. 38, n. 9, p.733-743, 2007.

DIETSCHI, D. et al. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and *in vivo* studies). **Quintessence Int.**, Carol Stream, v. 39, n. 2, p. 117-129, 2008.

DONG, J. K. et al. Heat-pressed ceramics: technology and strength. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 5, p.9-16, 1992.

DRUMMOND, J. L. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 87, n. 8, p. 710-719, 2008.

DUKE, E.S.; LINDEMUTH, J. Variability of clinical dentin substrates. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 4, p. 241-246, 1991.

ESKITASCIOGLU, G.; BELLI, S.; KALKAN, M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). **J. Endod.**, Baltimore, v. 28, p. 629-633, 2002.

FARES, H. N. et al. Resistência flexural e módulo de elasticidade da resina composta. **Rev. Clín. Pesq. Odontol.**, Curitiba, v. 2, n. 1, p. 53-55, jul./set. 2005

FELTON, D.A. et al. Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 65, p. 179-187, 1991.

FERRARI, M. et al. Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 14, p. 543-549, 2001.

FONSECA, R. B. **Propriedades mecânicas e radiodensidade de esmalte, de dentina e de diferentes materiais odontológicos**. 2007. Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, 2007.

FRIEDMAN, C. M. et al. Composition and mechanical properties of gutta-percha endodontic points. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 54, p. 921, 1975.

GASTON, B.A. et al. Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. **J. Endod.**, Baltimore, v. 27, p. 321-324, 2001.

GEGAUFF, A.G. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 2, p. 169-179, Aug. 2000.

GOERIG, A.C.; MUENINGHOFF, L.A. Management of the endodontically treated tooth, I: concept for restorative designs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, p. 340-345, 1983.

GRANDINI, S. et al. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 18, p. 399-404, 2005.

GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 5, n. 3, p. 243-247, 2003.

GRENOBLE, D.E. et al. The elastic properties of hard tissues and apatites. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 6, p. 221-233, 1972.

GRIGORATOS, D. et al. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 34, n. 2, p.113-119, 2001.

GURGEL-FILHO, E.D. et al. Chemical and X-ray analyses of five brands of dental gutta-percha cone. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 36, n. 4, p. 302-327, 2003.

HABIB, B.; VON FRAUNHOFER, J.A.; DRISCOLL, C.F. Comparison of two luting agents used for the retention of cast dowel and cores. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 14, p. 164-169, 2005.

HAINES, D. J., Physical properties of human tooth enamel and enamel sheath material under load. **J. Biomech.**, Tokyo, v. 1, p. 117-128, 1968.

HATTORI, M. et al. Durability of fiber post and resin core build-up system. **Dent. Mater. J.**, Tokyo, v. 29, n. 2, p. 224-228, 2010.

HELPER, A. R.; MELNICK, S.; SCHILDER, H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.**, St. Louis, v. 34, n. 4, p. 661-670, 1972.

HICKEL, R.; ILIE, N. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. **Clin. Oral Invest.**, Berlin, v. 13, p. 427-438, 2009.

HO, M.H. et al. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 72, n. 4, p. 367-372, 1994.

HOLMES, D.C.; DIAZ-ARNOLD, A.M.; LEARY, J.M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, n. 2, p. 140-147, 1996.

HUANG, T.J.; SCHILDER, H.; NATHANSON, D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **J. Endod.**, Baltimore, v. 18, n. 5, p. 209-215, 1992.

HÜRMYLÜ, F. et al. *In vitro* fracture resistance of root filled teeth using new generation dentine bonding adhesives. **Int. Endod. J.**, Boston, v. 36, p. 770-773, 2003.

HUSSAIN, S. K. et al. *In vitro* study investigating the mass of tooth structure removed following endodontic and restorative procedures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 98, n. 4, p. 260-269, 2007.

JOSHI, S. et al. Mechanical performance of endodontically treated teeth. **Finite elem. Anal. Des.**, Amsterdam, v. 37, p. 587-601, 2001.

KATZ, J.L.; MEUNIER, A. Scanning acoustic microscope studies of the elastic properties of osteons and osteon lamellae. **J. Biomech. Eng.**, Seattle, v. 115, p. 543-548, 1993.

KAYSER, A.F. et al. The rationale for the indication and design of the MOD inlay. **Austr. Dent. J.**, St. Leonards, v. 27, p. 22-26, 1982.

KINA, S.; BRUGUERA, A. **Invisível**: restaurações estéticas cerâmicas. Maringá: Dental Press, 2008.

KINNEY, J.H. et al. Hardness and young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 41, p. 9-13, 1996.

KINNEY, J.H. et al. Connectivity and the elastic properties of cancellous bone. **Bone.**, Boston, v. 25, n. 6, p. 741-742, 1999.

KINNEY, J.H. et al. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 82, n. 12, p. 957-961, 2003.

KINNEY, J.H.; MARSHALL, S.J. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.**, Boca Raton, v. 14, p. 13-29, 2003.

KINNEY, J.H.; MARSHALL, G.W.; MARSHALL, S.J. Three-dimensional mapping of mineral densities in carious dentin: theory and method. **Scanning Microsc.**, Chicago, v. 8, p. 197-204, 1994.

KO, C.C. et al. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n. 3, p. 421-427, 1992.

LANZA, A. et al. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 21, n. 8, p. 709-715, 2005.

LEHMAN, M.L. Tensile strength of human dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 46, p. 197-201, 1967.

LELOUP, G.; VREVEN, J.; SABBAGH, J. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 18, p. 64-71, 2002.

LI-LI, L. et al. Three dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. **Chin. Med. J.**, Beijing, v. 20, n. 119, p. 305-311, 2006.

LUI, J. L. A technique to reinforce weakened roots with post canals. **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 3, n. 6, p. 310-314, 1987.

LUI, J. L. Cermet reinforcement of a weakened endodontically treated root: a case report. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v. 23, n. 8, p. 533-538, 1992.

LUI, J. L. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v. 25, n. 5, p. 313-319, 1994.

MAGNE, P.; BELSER, U. **Restaurações adesivas de porcelana na dentição anterior**: uma abordagem biomimética. São Paulo: Quintessence, 2003.

MAGNE, P.; DOUGLAS, W.H. Cumulative effect of successive restorative procedures on anterior crown flexure: intact versus veneered incisors. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v. 31, p. 5-18, 2000.

MAGNE, P.; VERSLUIS, A.; DOUGLAS, W.H. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, p. 345-355, 1999.

MAGNI, E. et al. Evaluation of the mechanical properties of dental adhesives and glass-ionomer cements. **Clin. Oral Invest.**, Copenhagen, v. 14, p. 79-81, 2010.

- MANIGLIA-FERREIRA, C. et al. Brazilian gutta-percha points. Part I: chemical composition and X-ray diffraction analysis. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 19, n. 3, p. 193-197, 2005.
- MANNOCCI, F. et al. Resin-dentin interfaces of endodontically-treated restored teeth. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 16, p. 28-32, 2003.
- MARSHALL, G. W. et al. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J. Dent.**, Guildford, v. 25, n. 6, p. 441-458, 1997.
- MCLEAN, J. W.; GASSER, O. Glass-cermet cements. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v. 16, n. 5, p. 333-343, 1985.
- MENDOZA, D. B.; EAKLE, W. S. Retention of posts cemented with various dentinal bonding cements. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 72, n. 6, p. 591-594, 1994.
- MEZZOMO, E.; MASSA, F. Restauração de dentes pré-coroa protética: núcleos e pinos. In: MEZZOMO, E.; SUZUKI, R. (Org.). **Reabilitação oral contemporânea**. São Paulo: Ed. Santos, 2006. p. 513-578.
- MJOR, I.A. et al. The structure of dentine in the apical region of human teeth. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 34, p. 346-353, 2001.
- MONTICELLI, F. et al. Clinical behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.16, p. 593-596, 2003.
- MONTICELLI, F.; GORACCI, C.; FERRARI, M. Micromorphology of the fiber post-resin core unit: a scanning electron microscopy evaluation. **Dent. Mater.**, Kidlington, v.20, p. 176-183, 2004.
- MORGANO, S.M.; BRACKETT, S.E. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 82, p. 643-657, 1999.
- NAGASIRI, R.; CHITMONGKOLSUK, S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 93, n. 2, p. 164-170, 2005.
- NEUMANN, H.H.; DI SALVO, N.A. Compression of teeth under the load of chewing. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 36, p. 286-290, 1957.
- OBICI, A.C. et al. Evaluation of mechanical properties of z250 composite resin light-cured by different methods. **J. Appl. Oral Sci.**, São Paulo, v. 13, n. 4, p. 393-398, 2005.
- OILO, G. Bond strength of new ionomer cements to dentin. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v. 89, n. 4, p. 344-347, 1981.
- OTTL, P. et al. Fracture characteristics of carbon fiber, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 29, n. 2, p. 175-83, Feb. 2002.

- PALAMARA, J.E.A et al. A new imaging technique for measuring the surface strains applied to dentine. **J. Dent.**, Kidlington, v.28, p.141–146, 2000.
- PASHLEY, D.H. et al. Relationship between mechanical properties of one-step self-etch adhesives and water sorption. **Dent. Mater.**, Kidlington, v.26, p.360–367, 2010.
- PASHLEY, D.H. et al. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 46, n. 2, p. 211-245, 2002.
- PASHLEY, D.H.; CARVALHO, R.M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J. Dent.**, Kidlington, v. 25, n. 5, p. 355-372, 1997.
- PEGORETTI, A. et al. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, Guildford, v. 23, n. 13, p. 2667-2682, 2002.
- PEREIRA, L. C. et al. Mechanical properties and bond strength of glass-ionomer cements. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 4, n. 1, p. 73-80, 2002.
- PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Adhesive systems: effect on bond strength of incorrect use. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v. 4, n. 3, p. 233-242, 2002.
- PEYTON, F. A.; MAHLER, D. B.; HERSHENOV, B. Physical properties of dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v.31, p.366, 1952.
- PLOTINO, G. et al. Fracture resistance of endodontically treated molars restores with extensive composite resin restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 99, p. 225-232, 2008.
- PLOTINO, G. et al. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. **Dent. Mater**, Kidlington, v. 23, p. 1129-1135, 2007.
- RASHMI, V.U.; PRAMOD, M.P.; HARSHWARDHAN, A. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis. **J. Biosci. Bioeng.**, Osaka, v. 104, n. 5, p. 363-370, 2007.
- REINHARDT, R. A. et al. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 62, p. 1002-1008, 1983.
- REES, J.S.; JACOBSEN, P.H.; HICKMAN, J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. **Clin. Mater.**, London, v. 17, n. 1, p. 11-15, 1994.
- RENGO, S. Behavior of RTD fiber posts in finite element analysis (FEM) on three dimensional models. In: ADHESION AND RECONSTRUCTIONS IN MODERN DENTISTRY INTERNATIONAL SYMPOSIUM, 3. **Proceedings...** Margherita Ligure, 1999. p. 20-27.
- RENSON, C. E. **An experimental study of the physical properties of human dentine**. Thesis (Doctoral) - University of London, London, 1970.
- RHO, J.Y. et al. Variations in the individual thick lamellar properties within osteons by nanoindentation. **Bone**, New York, v. 25, p. 295-300, 1999.

RIBEIRO, J. **Análise pelo método de elementos finitos, da distribuição de tensões em dente com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes pinos intrarradiculares.** 2004. 95 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade de Ponta Grossa, Curso de Mestrado em Odontologia, Ponta Grossa, 2004.

RIVERA, E. M.; YAMAUCHI, M. Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v. 38, n. 7, p. 541-546, 1993.

ROBBINS, J.W. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 120, p. 558-566, 1990.

RODRIGUES-JUNIOR, A.S. et al. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites, **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 21, n. 1, p. 16-21, 2007.

RUEGGERBERG, F.A.; FREDERICK, A. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 4, p. 364-379, 2002.

RUIZ, J.M. et al. Propiedades mecánicas de resinas compuestas modificadas con poliácidos. **Avances Odontoestomatol.**, v. 19, n. 3, p. 291-297, 2003

RUSE, N.D. Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and guttapercha in FEM/FEA papers: A story of broken links. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 24, p. 1717-1719, 2008.

SAGSEN, B.; ASLAN, B. Effect of bonded restorations on the fracture resistance of endodontically filled teeth. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 39, p. 900-904, 2006.

SAKAGUCHI, R. L.; BERGE, H. X. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. **J. Dent.**, Guildford, v. 26, n. 8, p. 695-700, 1998.

SANO, H. et al. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 73, p. 1205-1211, 1994.

SARI, M. D. et al. Flexural strength and modulus of elasticity of four dental composites polymerized with light emitting diode (LED) and halogen light. **Cienc. Odontol. Bras.**, São José dos Campos, v. 9, n. 3, p. 13-18, 2006.

SARR, M. et al. Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 35, n. 1, p. 94-104, 2010

SAUPE, W.A.; GLUSKIN, A.H.; RADKE JR, R.A. 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.**, Carol Stream, v. 27, n. 7, p. 483-491, 1996.

SCHWARTZ, R.S.; ROBBINS, J.W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J. Endod.**, Baltimore, v. 30, p. 289-301, 2004.

SEDGLEY, C. M.; MESSER, H. H. Are endodontically treated teeth more brittle? **J. Endod.**, Baltimore, v. 18, n. 7, p. 332-335, 1992.

SILVA, R.B. et al. Aplicação do método de elementos finitos em odontologia: análise das publicações científicas de 1999 a 2008. **Int. J. Dent.**, Recife, v. 8, n. 4, p. 197-201, 2009.

SIM, T. P. et al. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 34, n. 2, p. 120-122, 2001.

SIRIMAI, S.; RIIS, D.N.; MORGANO, S.M. An *in vitro* study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, p.262-269, 1999.

SISO, S.H. et al. Fracture resistance of the buccal cusps of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 40, p. 161-168, 2007.

SOARES, P.V. et al. Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel-and-cores: *in vitro* and FEA analysis. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 19, p. 130-137, 2010.

SOARES, P.V. et al. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part 11: Strain measurement and stress distribution. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 99, p. 114-122, 2008.

STANFORD, J. W. et al. Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 60, p. 746-756, 1960.

STEWARDSON, A. D. et al. The flexural properties of endodontic post materials dental materials. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 26, n. 8, p. 730-736, 2010.

STOKES, A.A.N.; HOOD, J.A.A. Impact fracture characteristics of intact and crowned human central incisors. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 20, p. 89-95, 1993.

TAKAHASHI, A. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 18, p. 263-268, 2002.

TERATA, R.; NAKASHIMA, K.; KUBOTA, M. Effect of temporary materials on bond strength of resin-modified glass-ionomer luting cements to teeth. **Am. J. Dent.**, Sant Antonio, v. 13, p. 209-211, 2000.

THOMSEN, K. B.; PEUTZFELDT, A. Resin composites: strength of the bond to dentin versus mechanical properties. **Clin. Oral Investig.**, Berlin, v. 11, n. 1, p. 45-49, 2007.

TOLOSA, M. C. et al. Influence of composite restorative materials and light-curing units on diametrical tensile strength. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 19, n. 2, p. 123-126, 2005.

TORNECK, C.D. Dentin-pulpcomplex. In: TEN CATE, R. (Org.). **Oral histology, development, structure and function**. St. Louis: Mosby, 1994. p. 169-217.

TURNER, M. I. et al. Stiffness and deflection analysis of complex structures. **J. Aeronaut. Sci.**, Easton, v. 23, n. 9, p. 805-823, 1956.

TÜRKP, J.C. et al. Restoring the fractured root-canal-treated maxillary lateral incisor: in search of an evidence-based approach. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v. 38, n. 3, p.179-191, 2007.

TYLDESLEYW, R. The mechanical properties of human enamel and dentine. **Br. Dent. J.**, Oxford, v. 106, p. 269-278, 1959.

UDDANWADIKER, R.V.; PADOLE, P.M.; ARYA, H. Effect of variation of root post in different layers of tooth: linear vs nonlinear finite element stress analysis: **J. Biosci. Bioeng.**, Osaka, v. 104, n. 5, p. 363-370, 2007.

VAN MEERBEEK, B. et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 72, p.1434-1442, 1993.

VAN MEERBEEK, B. et al. The clinical performance of adhesives. **J. Dent.**, Guildford, v 26, n. 1, p. 1-20, 1998.

VASCO, M. **Avaliação de diferentes topografias residuais na distribuição de tensões no remanescente dental por meio da análise de elementos finitos.** 2007. 47 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, Ribeirão Preto, 2007.

VICHI. A. et al. An SEM evaluation of several adhesive systems used for bonding fiber posts under clinical conditions. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 18, p. 495-502, 2002.

VICHI, A.; GRANDINI, S.; FERRARI, M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. **J. Endod.**, Baltimore, v. 28, p. 355-360, 2002.

WARFIELD, R.W.; CUEVAS, J.E.; BARNET, F.R. Single specimen determination of Young's and bulk moduli of polymers. **J. Appl. Polym. Sci.**, Hoboken, v. 12, p. 1147-1149, 1968.

WATERS, N.E. Some mechanical and physical properties of teeth. **Symp. Soc. Exp. Biol.**, Cambridge, v. 34, p. 99-135, 1980.

WATTS, D. C.; EL MOWAFY, O. M.; GRANT, A. A. Temperature-dependence of compressive properties of human dentine. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 66, p. 29-32, 1987,

WEIGER, R. et al. Adhesion of a glass ionomer cement to human radicular dentine. **Endod. Dent. Traumatol.**, Copenhagen, v. 11, n. 5, p. 214-219, 1995.

WHEELER, R. **An atlas of tooth form.** Philadelphia: Saunders Co., 1969.

WHITING, R.; JACOBSEN, P.H.A non-destructive method of evaluating the elastic properties of anterior restorative materials, **J. Dent. Res.**, Washington, v. 59, p. 1978-1984, 1980.

WILSON, A. D.; KENT, B. E.A new translucent cement for dentistry.The glass ionomer cement. **Br. Dent. J.**, Oxford, v. 132, n. 4, p. 133-135, 1972.

XIBLE, A. A. **Efeito de cargas cíclicas na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente reconstruídos com pinos pré-fabricados estéticos e metálicos restaurados com coroas de porcelana pura.** 2004. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2004. Disponível em: <<http://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/25/25135/tde-25042005-112704/>>. Acesso em: 2011-02-08.

XIE, D. et al. Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 16, n. 2, p. 129-138, 2000.

YU, W.J. et al. An evaluation of localized debonding between fiber post and root canal wall by finite element simulation. **Int. Endod. J.**, Copenhagen, v. 39, p. 959-967, 2006.

ZARONE, F. et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent. Mater.**, Kidlington, v. 22, n. 11, p. 1035-1044, 2006.

ZIMMERMAN, B. et al. Alteration of dentin-enamel mechanical properties due to dental whitening treatments. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, Amsterdam, v. 3 , p. 339-346, 2010.

APÊNDICE A- DESCRIÇÃO DOS TRABALHOS, TIPOS DE ENSAIOS E VALORES PARA OMÓDULO DE ELASTICIDADE DOS MATERIAIS ESTUDADOS

Tabela 1. Descrição dos trabalhos e seus respectivos módulos de elasticidade para a dentina.

AUTOR	TIPO DE ENSAIO	
	Compressão (GPa)	Tração (GPa)
Black (1895)	5,5	
Bowen e Rodriguez (1962)		19,3
Craig e Peyton (1958)	16,5-18,6	
Grenoble et al. (1972)	14,4	
Haines (1968)	11,0	
Huang, Schilder e Nathanson (1992)	12,6 – 19,23	
Joshi et al. (2001)	18	
Katz e Meunier (1993)		
Kinney et al. (1996)	17,7 – 29,8	
Lehman (1967)		11,9
Neumann e Di Salvo (1957)	7,5 -11,7	
Peyton, Mahler e Hershenov(1952)	11,5	
Renson(1970)	19,3	
Rees, Jacobsen e Hickman (1994)	14,3-15,9	
Sano et al. (1994)		13,1 - 14,7
Stanford et al. (1960)	13,8	
Tyldesleyw (1959)	13,8	
Watts, El Mowafy e Grant (1987)	13 - 26	

Tabela 2. Descrição dos trabalhos e seus respectivos módulo de elasticidade para o adesivo.

AUTOR	TIPO DE ENSAIO
	Nano-Identação (GPa)
Braem et al.(1986).	6,629
Katz e Meunier (1993)	5
Magni et al. (2010)	4,3
Pashley et al. (2010)	1,21
Takahashi et al. (2002)	4,68
Van Meerbeek et al. (1993)	5,872

Tabela 3. Descrição dos trabalhos e seus respectivos módulos de elasticidade para a resina composta - Z250.

AUTOR	TIPO DE ENSAIO
	COMPRESSÃO (GPa)
Blackham, Vandewalle eLien (2009)	8
Fares et al. (2005)	11,04
Hickel e Ilie (2009)	11,3
Joshi et al. (2001)	7
Leloup, Vreven e Sabbagh (2002)	10,7 - 18,5
Obici et al. (2005)	8,92 - 11,57
Rodrigues-Junior et al. (2007)	6,40
Ruiz et al. (2003)	8
Sari et al. (2006)	6,92 - 7

Tabela 4. Descrição dos trabalhos e seus respectivos módulo de elasticidade para o pino de fibra de vidro.

AUTOR	TIPO DE ENSAIO
	Flexão Com 3 Pontos(GPa)
Cheleux e Sharrock (2009)	49,5
De Santis et al. (2000)	37
Ferrari et al. (2001)	40
FGM® (Fabricante)	30-50
Hattori , 2010	25,8-36.6
Li-Li et al. (2006)	50
Pegoretti et al. (2002)	40.0
Plotino et al (2007)	28,2
Rengo (1999)	50
Stewardson et al. (2010)	41,87
Zarone et al. (2006)	37

Tabela 5. Descrição dos trabalhos e seus respectivos módulo de elasticidade para a Guta – Percha.

AUTOR	TIPO DE ENSAIO
	TRAÇÃO (GPa)
Friedman et al. (1975)	0,14

Tabela 6. Descrição dos trabalhos e seus respectivos módulo de elasticidade para o Cimento de ionômero de vidro – Ketac Silver.

AUTOR	TIPO DE ENSAIO
	TRAÇÃO (GPa)
Combe et al. (1999)	4,55 – 5,98