

FLORIANO JORGE CARDOSO BELLO

***INFLUÊNCIA DE PROCEDIMENTOS RESTAURADORES E ENDODÔNTICOS NA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES ANALISADA PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS
FINITOS TRIDIMENSIONAL.***

Dissertação apresentada ao Colegiado do Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre.

Área de concentração: Dentística

Orientadores: Prof. Dr. Rodrigo de Castro Albuquerque
Prof. Dr. Carlos Alberto Cimini Júnior.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
BELO HORIZONTE

2004

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE GRÁFICOS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

1. INTRODUÇÃO	16
2. HIPÓTESES	19
3. REVISÃO DA LITERATURA	20
4. PROPOSIÇÃO	59
5. MATERIAL E MÉTODOS	60
Método dos Elementos Finitos	60
Metodologia	66
6. RESULTADOS E DISCUSSÃO	77
7. CONCLUSÕES	99
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	100
ABSTRACT	109

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

E: Módulo de elasticidade ou Módulo de Young

JCE: Junção cimento-esmalte

GPa: Gigapascal

MPa: Megapascal

MEF: Método dos Elementos Finitos

μm : Micrômetro

N: Newton

PC: Microcomputador pessoal

ν : Coeficiente de Poisson

σ_y : Tensões normal na direção y

σ_1 : tensões principal máxima

σ_3 : tensões principal mínima

kgf: Quilograma-força

in: polegada

1 kgf = 9,81 N

1 libra = 453,6 gramas

LISTA DE FIGURAS	Pag.
Figura 1: Anatomia completa e malha Modelo 1	70
Figura 2: Corte mesio-distal e malha Modelo 1	70
Figura 3: Anatomia e malha Modelo 2	70
Figura 4: Anatomia e malha Modelo 3	70
Figura 5: Anatomia e malha Modelo 4	71
Figura 6: Anatomia e malha Modelo 5	71
Figura 7: Anatomia e malha Modelo 2r	71
Figura 8: Anatomia e malha Modelo 3r	71
Figura 9: Anatomia e malha Modelo 4r	72
Figura 10: Anatomia e malha Modelo 5r	72
Figura 11: Anatomia e malha modelo 5rp - Corte mesio-distal	72
Figura 12: Vista lateral aplicação da carga	75
Figura 13: Vista frontal dos vetores do carregamento aplicado	75
Figura 14: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 1 Inteiro	84
Figura 15: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 2 Inteiro	84
Figura 16: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 3 Inteiro	84
Figura 17: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 4 Inteiro	84
Figura 18: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 5 Inteiro	84
Figura 19: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 2r Inteiro	84
Figura 20: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 3r Inteiro	84
Figura 21: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 4r Inteiro	84
Figura 22: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 5r Inteiro	84
Figura 23: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 5rp Inteiro	85

	Pag.
Figura 24: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo1 Corte mesio-distal	85
Figura 25: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 2 mesio-distal	85
Figura 26: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 3 mesio-distal	85
Figura 27: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 4 mesio-distal	85
Figura 28: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 5 mesio-distal	85
Figura 29: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 2r mesio-distal	85
Figura 30: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 3r mesio-distal	85
Figura 31: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 4r mesio-distal	85
Figura 32: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 5r mesio-distal	86
Figura 33: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 5rp mesio-distal	86
Figura 34: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 1 vestibulo-lingual	86
Figura 35: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 2 vestibulo-lingual	86
Figura 36: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 3 vestibulo-lingual	86
Figura 37: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 4 vestibulo-lingual	86
Figura 38: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 5 vestibulo-lingual	86
Figura 38: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 2r vestibulo-lingual	86
Figura 40: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 3r vestibulo-lingual	86
Figura 41: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 4r vestibulo-lingual	87
Figura 42: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 5r vestibulo-lingual	87
Figura 43: Padrão de distribuição de tensões (von Mises) Modelo 5rp vestibulo-lingual	87
Figura 44: Padrão de distribuição de tensões (σ_y) do Modelo 1 Corte vestibulo-lingual	87
Figura 45: Padrão de distribuição de tensões (σ_y) Modelo 2 vestibulo-lingual	87

	Pag.
Figura 46: Padrão de distribuição de tensões (σ_y) Modelo 3 vestibulo-lingual	87
Figura 47: Padrão de distribuição de tensões (σ_y) Modelo 4 vestibulo-lingual	87
Figura 48: Padrão de distribuição de tensões (σ_y) Modelo 5 vestibulo-lingual	87
Figura 49: Padrão de distribuição de tensões (σ_y) Modelo 2r vestibulo-lingual	87
Figura 50: Padrão de distribuição de tensões (σ_y) Modelo 3r vestibulo-lingual	88
Figura 51: Padrão de distribuição de tensões (σ_y) Modelo 4r vestibulo-lingual	88
Figura 52: Padrão de distribuição de tensões (σ_y) Modelo 5r vestibulo-lingual	88
Figura 53: Padrão de distribuição de tensões (σ_y) Modelo 5rp vestibulo-lingual	88

LISTA DE GRÁFICOS	Pag.
GRÁFICO I: Diagrama convencional de tensões-deformação por tração.	64
GRÁFICO II: Distribuição de tensões, segundo von Mises, nos modelos estudados na área correspondente ao preparo interproximal conservador.	79
GRÁFICO III: Distribuição de tensões, segundo σ_y , nos modelos estudados na área correspondente ao preparo interproximal conservador.	79
GRÁFICO IV: Distribuição de tensões, segundo σ_y , nos modelos estudados na área correspondente ao preparo interproximal extenso.	80
GRÁFICO V: Distribuição de tensões, segundo von Mises, nos modelos estudados na área correspondente ao acesso endodôntico.	81
GRÁFICO VI: Distribuição de tensões, segundo σ_y , nos modelos estudados na área correspondente ao acesso endodôntico.	81
GRÁFICO VII: Distribuição de tensões, segundo von Mises, nos modelos estudados na área correspondente à interface pino-dentina.	82
GRÁFICO VIII: Distribuição de tensões, segundo σ_y , nos modelos estudados na área correspondente à interface pino-dentina.	83

LISTA DE TABELAS

Pag.

TABELA I: Propriedades mecânicas dos materiais necessários para análise de elementos finitos.

73

TABELA II: Número de nós, elementos e graus de liberdade dos modelos geométricos tridimensionais estudados.

74

TABELA III: Valores máximos de tensões de von Mises e máximos e mínimos no Eixo Y , nas diferentes regiões nos modelos tridimensionais.

77

100

RESUMO

A preservação da estrutura dental sadia é de grande importância para a manutenção da integridade e equilíbrio do sistema mastigatório. O objetivo deste trabalho foi avaliar a distribuição de tensões em um incisivo central superior induzida pela preparação cavitária, e procedimentos endodônticos e restauradores quando submetidos à aplicação de forças através do método dos elementos finitos tridimensional. O modelo 1 foi constituído de esmalte, dentina coronária e radicular, polpa, ossos cortical e esponjoso. Nos modelos 2, 3, 4 e 5 foram removidos dentina e esmalte simulando preparações cavitárias comumente encontrada nestes dentes. Nos modelos 6, 7, 8 e 9 as preparações realizadas foram restauradas com resina composta sendo que no modelo 10 foi colocado um pino intraradicular, preenchimento dos 4,0 mm remanescentes apicais do conduto radicular com guta-percha, ossos cortical e esponjoso. Os modelos foram submetidos a análise pelo MEF, sendo aplicada uma carga estática de 100N distribuída em 11 vetores de força com inclinação de 45 graus a 2,0mm da borda incisal da superfície palatina do dente. Os resultados mostraram um aumento na concentração de tensões em todas as preparações cavitárias e na região de acesso endodôntico. Preparação cavitária interproximal conservadora resultou em relação ao dente hígido um acréscimo de 79,52 % na concentração de tensões. Esta preparação associada ao acesso endodôntico apresentou um acréscimo de 98,80 % na concentração de tensões, de forma que a realização do acesso endodôntico exacerba a concentração de tensões na região da cavidade interproximal. Preparação cavitária interproximal extensa resultou em um aumento de tensões de 134% em relação ao dente hígido. Quando está associado ao acesso endodôntico as tensões nesta

1. INTRODUÇÃO

Nos dias atuais é comum o cirurgião dentista se deparar com problemas na prática clínica que geram dúvidas sobre a melhor indicação terapêutica a ser estabelecida. Uma das situações que causa grande divergência e dúvidas, na forma de tratamento, está relacionada a dentes que sofreram grande perda estrutural devido a lesões cariosas, preparação cavitária e instrumentação do conduto radicular (ROSS, 1980; SEDGLEY e MESSER, 1992; MIRANDA, 1994). Deve-se levar em consideração que esta perda da integridade estrutural induz alterações nas propriedades biomecânicas influenciando a capacidade de assimilação e distribuição das cargas oclusais ao longo de todas as estruturas envolvidas durante as atividades funcionais e parafuncionais do sistema mastigatório.

Por muitos anos, acreditou-se que a perda da vitalidade pulpar levasse a diminuição da umidade dentinária, resultando na alteração da resiliência do dente, tornando-o mais susceptível à fratura (FUSAYAMA e MAEDA, 1969). Autores como (ROSEN, 1961) descreveram a dentina destes dentes como “ressecada e não elástica”, o que os tornariam mais friáveis. Com a evolução das pesquisas, o trabalho de (REEH, DOUGLAS e MESSER, 1989) afirma que o tratamento endodôntico reduz a resistência de uma pré-molar em apenas 5%, sendo que a preparação cavitária oclusal resulta na diminuição em torno de 20% e uma cavidade MOD reduz em 63% a resistência do mesmo grupo de dentes.

Quanto a decisão de empregar pinos e núcleos em dentes tratados endodonticamente, (CAPUTO E STANDLEE, 1976) relataram que os pinos intra-radulares não fortalecem

os dentes e somente são necessários como forma de retenção para restaurações diretas e indiretas.

Portanto, os profissionais devem eleger adequadamente uma técnica que minimize o desgaste da estrutura dental sadia e que induzam menos tensão ao remanescente, diminuindo o risco de fratura e possibilitando a realização de restaurações com maior índice de sucesso clínico a longo prazo (VASCONCELLOS, 2001).

Várias metodologias têm sido empregadas para se determinar a resistência à fratura de um dente e ou restauração quando submetidos à ação de forças, dentre as quais podemos destacar o método dos elementos finitos. Tal método é um dos que maiores informações pode fornecer para a análise de estruturas de caráter uni, bi e tridimensionais, submetidas às ações exteriores diversas (FARAH e GRAIG, 1974; REINHARDT et al., 1983; CLELLAND, 1991; HO et al., 1995; HOLMES et al, 1996; YAMAN, ALAÇAM e YAMAN, 1998). A eficiência do método é comprovada por estudos conduzidos nesta área, quando os resultados obtidos via análise numérica estão de acordo com as diversas observações e conclusões obtidas em estudos clínicos e experimentais.

Na área de biomateriais, a aplicação do método de elementos finitos para a análise investigando questões como geometria, materiais, superfície, possibilita verificar a distribuição de tensões na base de apoio, o osso, considerando-se tanto carregamentos estáticos quanto dinâmicos. Outra importante área de aplicação do método dos elementos finitos é a biomecânica, que incluem estudos dos movimentos mecânicos de corpos biológicos, interação entre os organismos vivos e outros materiais.

Sabe-se que a preparação cavitária, as alterações biomecânicas promovidas para o acesso, instrumentação, obturação do dentes tratados endodonticamente e a confecção de um núcleo e coroa de porcelana alteram a performance fisiológica dos dentes e que o mais importante a se considerar é a quantidade e qualidade da estrutura dental remanescente (ALBUQUERQUE et al., 2003).

Assim, deve-se considerar na escolha das técnicas e materiais disponíveis no mercado que nenhum material substitui o tecido dental com a mesma eficiência para restabelecer a manutenção da relação íntima e equilibrada dos parâmetros biológicos, mecânicos, funcionais e estéticos.

Considerando que a perda da integridade estrutural dentária induzida pela cárie, preparação cavitária e acesso endodôntico conduz a alterações nas propriedades biomecânicas influenciando a capacidade de assimilação e distribuição das cargas oclusais, o objetivo deste estudo é determinar a influência de procedimentos restauradores e endodônticos na distribuição de tensões em um incisivo superior, analisada através do método dos elementos finitos tridimensional.

2. HIPÓTESES

- 1- O acesso endodôntico gera um padrão de distribuição de tensões menos favoráveis que dentes hígidos;

- 2- A confecção de preparação cavitária interproximal alteram o padrão de distribuição de tensões, induzindo a uma maior susceptibilidade do elemento dental à fratura;

- 3- O emprego de um pino intra-radicular na restauração de um dente tratado endodonticamente induz um padrão de distribuição de tensões menos homogêneo que um dente sem pino.

3. REVISÃO DA LITERATURA

A Odontologia restauradora vem modificando conceitos e posturas, através da pesquisa e da prática clínica, mas o objetivo principal permanece o mesmo que é prevenir, restaurar e manter a saúde bucal da população.

Shillinburg Jr., Fisher e Dewhirst (1970) indicaram a confecção de núcleos fundidos para dentes sem remanescente coronário, tanto em dentes unirradiculares como multirradiculares, aproveitando sempre a raiz mais volumosa. Preconizaram a profundidade ótima para os pinos como sendo de 2/3 a 3/4 da inserção óssea e quando esta profundidade não puder ser obtida, o pino deve ter pelo menos o comprimento da coroa clínica do dente a ser restaurado. Salientaram também que devem ser deixados pelo menos 3 mm de material obturador no nível do ápice radicular, para prevenir o deslocamento e subsequente infiltração. Afirmaram ainda, que nem todos os dentes tratados endodonticamente são receptivos a núcleos metálicos fundidos em função de canais atrésicos e curtos ou acentuadamente divergentes, dificultando desta forma a confecção de núcleos fundidos. Assim, para estes dentes, onde tal procedimento é contra-indicado, os autores apresentam como alternativa a confecção de núcleo de preenchimento com amálgama retidos por pinos como forma de conseguir suporte adequado para restaurações metálicas fundidas.

Spalten (1971) indicou a técnica de núcleo de preenchimento com resina composta retida por pinos intra-dentinários. Neste trabalho o autor citou que grandes reconstruções com amálgamas retidos por pinos já eram confeccionadas com sucesso na Odontologia, e que as resinas compostas, também poderiam ser satisfatórias na confecção de núcleos de

preenchimento. Destacou dentre as vantagens da resina composta a facilidade de manipulação, boa resistência, rápida polimerização e possibilidade de preparo cavitário na mesma sessão. Salientou que esta técnica foi utilizada com sucesso em cerca de 300 restaurações apresentando poucos problemas, sendo bem simples e com resultados amplamente satisfatórios.

Hirschfeld e Stern, em 1972, publicaram um estudo onde teceram várias considerações sobre os aspectos biomecânicos que envolviam a confecção de núcleos em dentes tratados endodonticamente. Afirmaram que um dente com tratamento endodôntico não é totalmente desprovido de metabolismo embora seja em grau menor que um dente com vitalidade. O dente, de qualquer forma, fica mais frágil devido à perda de umidade. Por isto os autores afirmaram ser importante a confecção de núcleos em dentes tratados endodonticamente.

Baraban (1972) afirma que vários trabalhos têm descrito procedimentos para restauração de dentes tratados endodonticamente incluindo técnicas diretas e indiretas de confecção de núcleos fundidos em ouro requerendo procedimentos laboratoriais na sua obtenção. Com o advento de pinos do sistema Parapost, com ou sem retenção auxiliar proporcionada por pinos auto-rosqueáveis em dentina associados à resina composta, um núcleo pode ser obtido na mesma sessão. O autor considerou ainda que as propriedades físicas das resinas compostas em termos de resistência à compressão, tração e dureza, embora diferentes do amálgama, são mais que suficiente para resistir aos esforços funcionais a que serão submetidas. O fato da polimerização da resina composta e sua resistência máxima serem atingidos em um curto período de tempo faz com que tenham uma aplicação ideal para a confecção de núcleos de preenchimento, enquanto que com o amálgama um período de 24

horas deve ser aguardado para que alcance a dureza e resistência adequadas. O autor afirmou ainda que caso as pesquisas venham confirmar o ponto de vista clínico de que a retenção é suficiente para resistir ao deslocamento não somente durante o procedimento restaurador mas como também durante a função mastigatória, os núcleos metálicos fundidos podem, no futuro, não ser mais necessários.

Steele (1973) afirmou que através de um núcleo de resina composta, o dentista tenta dar suporte ao dente tratado endodonticamente como um apoio interno para combater as forças horizontais, juntamente com um pino metálico para reforço. Para combater as forças verticais, a restauração final ou outras formas de cobertura deveriam envolver a estrutura dentária mais apicalmente ao núcleo de resina composta. Um núcleo de resina composta perfeitamente construído deveria proporcionar suporte e retenção para a restauração e prevenir a fratura radicular. O autor ainda relatou as seguintes vantagens de um núcleo de resina composta com pino: 1. Sua confecção é menos comprometida que o núcleo fundido; 2. Seu custo é mais baixo do que o núcleo fundido; 3. Menor risco de perfuração da raiz; 4. Não envolve pressão hidrostática na cimentação.

O estado de stress de um incisivo central superior homogêneo e não homogêneo foi investigado por Thresher e Saito (1973) usando método dos elementos finitos. Os autores computaram os módulos de elasticidade das camadas internas do dente e verificaram a transferência de tensão ao longo do dente para estruturas adjacentes como ligamento periodontal e osso alveolar. Foi observado que uma força aplicada perpendicularmente ao longo eixo do dente resultaram em tensões transferidas ao osso ao redor da raiz, provocando tração e compressão e que, o ponto de transição entre as duas tensões

localizaram-se ao meio caminho da raiz, enquanto que os maiores deslocamentos foram na metade superior do dente. Foi concluído também que é de grande importância se analisar a distribuição de tensões em modelos não homogêneos e sugerem que para o futuro se utilizem modelos tridimensionais e que as estruturas ao redor do dente sejam consideradas como um material elástico e não rígido como foi neste estudo.

Com o objetivo de verificar a efetividade do método dos elementos finitos, Farah e Graig (1974) compararam as tensões desenvolvidas em restaurações de classe II, em modelo axissimétricos de primeiros molares empregando análise de fotoelasticidade e método de elementos finitos bidimensionais. Ao final do estudo, os autores puderam concluir que a fotoelasticidade mostra um desenho claro da distribuição de tensões, enquanto que o método dos elementos finitos mostra uma avaliação mais minuciosa do completo estado de tensões, no modelo para o pesquisador. Enfatizam que, a combinação dos métodos permite entender melhor sobre a distribuição das tensões nas restaurações odontológicas, resultante dos esforços mastigatórios.

Caputo e Standlee (1976) analisando o emprego de pinos intra-radiculares em reconstruções dentárias, afirmaram que estes possibilitam a reconstrução de maneira adequada da estrutura dental destruída. Enfatizam que os pinos intra-dentinários e intra-radiculares resistem às forças de deslocamento da mastigação, mas não reforçam as restaurações de amálgama ou de resina composta. Os pinos rosqueados ou retidos por fricção em dentina não devem ser utilizados em dentes tratados endodonticamente devido ao maior risco de trincas que eles proporcionam. Eles ainda colocam que os pinos paralelos intra-radiculares têm uma configuração que propicia uma maior retenção e uma melhor

distribuição de forças ao longo da raiz e que a retenção dos pinos depende de parâmetros como configuração do canal, profundidade, técnica de inserção, número de pinos e tipo de cimento empregado.

Johnson, Schwartz e Blackwell (1976) publicaram uma revisão da literatura onde avaliaram os vários métodos e técnicas para proteger a estrutura dental remanescente contra fraturas, visando também propiciar suporte e retenção para a restauração. Os autores consideram que quando se perdeu mais de 25% da estrutura coronária, de alguma forma deve-se criar uma dentina artificial. Estabeleceram alguns critérios que o profissional deve utilizar para uma avaliação pré-restauradora dos dentes tratados endodonticamente. Salientaram ainda, que restaurações impróprias ou inadequadas muitas vezes resultam em falhas por fratura da estrutura dental remanescente. Segundo os autores, os núcleos metálicos fundidos proporcionam melhor resistência às forças horizontais e verticais, produzindo menor esforço interno durante a sua inserção. Outros métodos para proporcionar ancoragem são menos efetivos e produzem maior esforço no remanescente dentário devendo ser usados apenas quando os núcleos fundidos estão contra-indicados. Qualquer que seja o tipo de pino ou núcleo usado, a preservação de todo o remanescente dentário hígido deve ser um objetivo primário para manter ao máximo a resistência dentária.

Kantor e Pines (1977) relataram várias técnicas para reforçar e/ou reconstruir dentes despulpados, dentre as quais a confecção de núcleos fundidos em ouro, núcleos de resina composta reforçada com pinos intra-radulares do tipo Parapost (Whaledent) e dentes sem núcleo, mas apenas com um reforço intra-radicular com um pino cimentado. Os autores selecionaram dentes uni-radulares recém extraídos, executaram as três técnicas relatadas

utilizando como controle um dente hígido. Esses dentes sofreram preparos para coroa total sendo posteriormente montados em um ângulo de 45° em uma máquina de testes universal Instron onde foi medida a resistência à fratura de cada corpo de prova. Os autores concluíram que um dente despulpado com coroa dentária preservada deve ser reforçado antes da restauração com um simples pino cimentado dentro do canal radicular, pois tal procedimento pode dobrar a resistência à fratura do dente. Em dentes sem estrutura coronária, pinos intra-radulares devem ser associados a núcleos de resina composta, amálgama ou ouro para substituir a estrutura dentária perdida. Afirmaram que somente o núcleo de ouro pode ser recomendado em tratamentos protéticos e/ou periodontais complexos, onde restaurações cimentadas temporariamente devam ser removidas e cimentadas novamente. Núcleos de resina composta podem ser bem sucedidos nos casos de restaurações unitárias que não servirão de suporte para prótese fixa.

Lovdahl e Nicholls (1977) compararam propriedades mecânicas de dentes intactos tratados endodonticamente com dentes restaurados por meio de núcleos metálicos fundidos ou reconstituídos com amálgama e pinos intra-dentinários. Foram selecionados incisivos centrais superiores recém extraídos cujos condutos foram preparados até uma profundidade de 10 mm. Os autores observaram que os dentes hígidos foram os que exigiram maior carga para que ocorresse fratura do dente e que os núcleos de amálgama retidos por pinos foram significativamente mais resistentes que os núcleos metálicos fundidos. Salientaram no entanto, que embora os dados numéricos no seu trabalho tenham demonstrado que os núcleos de amálgama retidos por pinos intra-dentinários foram superiores aos núcleos fundidos, deveria haver muito cuidado no julgamento dos casos que necessitem de

quaisquer dos tipos de procedimento restauradores, e que os núcleos de amálgama parecem favorecer muitos dos objetivos restauradores dos núcleos metálicos fundidos.

Perez, Howe e Svare (1978) realizaram uma investigação com o objetivo de verificar a resistência à fratura dental com núcleo metálico fundido e resina composta retidos por pinos. Foram selecionados para este trabalho dentes anteriores que, após serem mantidos em soro fisiológico, tiveram suas coroas anatômicas removidas a 1 mm da junção cimento-esmalte com instrumento de alta rotação. Os dentes foram divididos em 2 grupos, onde o grupo 1 recebeu núcleos metálicos fundidos e, no grupo 2, os dentes foram reconstituídos com núcleo de preenchimento com resina composta e quatro pinos auto rosqueáveis (FlexiPost, EDS) retidos em dentina. Após a reconstrução os troqueis receberam preparos tipo coroa total metálica com término cervical situado ao nível da junção do núcleo com a estrutura dental e foram cimentadas com cimento fosfato de zinco. Cada amostra foi incluída em um anel com gesso especial mantendo a porção coronária exposta e com o longo eixo do dente inclinado em 45° ao ângulo da carga de compressão aplicada por uma máquina de ensaio universal Instron com velocidade de 3 cm por minuto, até o momento de ruptura dos corpos de prova. Os autores verificaram que os dentes restaurados com pinos metálicos auto rosqueáveis e resina composta foram pelo menos 4 vezes mais resistentes à fratura em relação aos núcleos metálicos fundidos.

Guzy e Nicholls (1979) avaliaram o reforço da estrutura dental proporcionado pela utilização de pinos em dentes tratados endodonticamente, selecionaram 58 dentes anteriores dividindo-os em quatro grupos: A – 11 incisivos centrais com pinos intra-radulares; B –

11 incisivos centrais sem pinos; C – 19 caninos com pinos intra-radulares e D – 19 caninos sem pinos. Todos os dentes tiveram seus canais tratados e nos que receberam pinos utilizou-se o Kerr Endo Post número 100 que foi fixado com cimento fosfato de zinco. Os dentes que não receberam pinos tiveram suas câmaras pulparem até 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte preenchida com cimento de silicato. Os dentes foram colocados em cilindros de alumínio preenchidos com resina acrílica, e em seguida montados em ângulos de 130° em relação ao longo eixo do dente após o que foi aplicado uma força, na velocidade de 5 cm/min., por uma máquina de testes Instron. Como conclusão os autores não encontraram diferença estatisticamente entre os dentes que usaram e os que não usaram pinos intra-radulares, assim como no padrão e localização da fratura entre dentes eles, e que incisivos sem pinos intra-radulares exigem maiores cargas para fratura que aqueles com pinos (93,80 kgf e 86,18 kgf, respectivamente).

A susceptibilidade à fratura de dentes tratados endodonticamente é muito questionável. Baseado nesta dúvida Ross (1980) realizou um estudo clínico em 102 pacientes que possuíam 220 dentes com tratamento endodôntico. Após 5 anos ele realizou uma avaliação clínica e radiográfica levando em consideração se o dente possuía apenas tratamento endodôntico, se possuía pinos intra-radulares, se era suporte de prótese fixa e se possuía coroa parcial ou total fundida. Ao final do estudo o autor não encontrou fratura em nenhum dos dentes. Ele então questionou se um dente tratado endodonticamente realmente é mais frágil e se um pino realmente reforça um dente despolpado.

Davi, Dilley e Krejci (1981) avaliaram comparativamente desenhos de pinos cônicos e cilíndricos variando o diâmetro e comprimento dos mesmos, empregando um dente hígido como controle. Empregando um modelo bidimensional através do método dos elementos finitos os autores analisaram sob cargas de 1 N de cisalhamento (P1) e compressão (P2) um incisivo central superior. Ao final do estudo os autores concluíram que: 1- Pinos com diâmetro maiores diminuíram a tensão máxima tanto para os pinos cônicos como para os cilíndricos; 2- O aumento do comprimento do pino muda a localização da concentração maior de tensão para o ápice da raiz; 3- Os pinos cônicos geraram menos stress ao cisalhamento e mais à compressão do que os pinos cilíndricos; 4- Em relação ao stress máximo na dentina o pino cilíndrico de maior diâmetro se mostrou o melhor entre os examinados.

Mattison e von Fraunhofer (1983) analisaram a distribuição e concentração de tensão variando o diâmetro do pino e a angulação das forças. Os autores construíram dez modelos de teste fabricado em material PSM-5, que é um material fotoelástico a ser analisado sob luz polarizada em um polariscópio. As seguintes cargas foram aplicadas: 30 libras em 26 graus na vertical e 60 libras em 26 graus na vertical com pinos fundidos em ouro com 0,05 polegadas ou 0,07 polegadas sendo confeccionado o preenchimento com resina composta. Ao final do estudo os pesquisadores concluíram que os pinos de menor diâmetro geram menos tensão e que a conservação de estrutura dental sadia reduz substancialmente o stress quando o dente é reforçado com pino de ouro.

Peters et al. (1983) avaliando a longevidade clínica de uma restauração de um dente tratado endodonticamente com pino intra-radicular afirmaram está em função da fragilidade do

remanescente dentinário, magnitude da direção da carga, desenho do pino, adaptação do pino ao canal radicular e qualidade da interface do agente cimentante. Baseado no efeito que cargas frequentes podem provocar na camada do cimento, que é pouco pesquisado pela literatura, os autores se propuseram a analisar a distribuição da tensão em uma raiz restaurada com pino e núcleo, direcionando o estudo principalmente à interface pino-agente cimentante. Os autores empregaram modelos axissimétricos de pré-molares restaurados com pinos e núcleos analisando a magnitude e a distribuição da tensão de acordo com o diâmetro do pino, comprimento, forma e finalmente a interface entre pino e cimento. Ao final do estudo, os autores afirmaram que dentro do limite dos modelos axissimétricos e as condições de carga empregadas, foi encontrado que no caso de uma perfeita cimentação deve se dar preferência ao pino longo o mais largo possível dentro dos limites permitidos clinicamente. Um elevado nível de tensão foi encontrado no agente cimentante quando o vedamento da interface pino-canal não era perfeito. Os autores colocam também que o limite da resistência à tração do cimento fosfato de zinco pode ser excedido. Para finalizar, os autores colocam ainda que, deve-se tentar obter a interface de cimentação entre o pino e o canal o mais perfeito possível.

Reinhardt et al. (1983) com o objetivo de avaliar o stress dentinário em dentes que empregaram pinos intra-radulares mas que possuíam perda de suporte ósseo, empregaram a metodologia de cálculo de elementos finitos por considerarem este o método mais completo para determinar a distribuição e a magnitude da tensão sobre o tecido dentário. Eles plotaram em um microcomputador um incisivo central superior, com perda de suporte ósseo, reconstruído com núcleo metálico fundido em ouro com 11 milímetros de profundidade e 1,5 milímetros de diâmetros cobertos com uma coroa metalocerâmica. A

crista óssea alveolar foi colocada a 2, 4, e 6 milímetros da junção cimento-esmalte. Foi introduzido no programa de computador (Feamps) os valores do módulo de elasticidade e do coeficiente de Poisson de cada estrutura anatômica envolvida no teste. Foram aplicadas forças de lingual para vestibular a 45 graus para simular forças mastigatórias e de oclusão traumáticas sobre os dentes. Ao final do trabalho os autores puderam concluir que a tensão principal máxima e o de cisalhamento na dentina, como resultado da força mastigatória, provocou um aumento da carga na região do osso alveolar na sua altura apical. Dentes com perda óssea maior que 4 a 6 milímetros têm apresentado um potencial de fratura radicular muito maior do que dentes sem perda óssea.

Rubin et al. (1983) com o objetivo de estudar a distribuição de tensão em primeiros molares inferiores direitos, construíram um modelo tridimensional de elementos finitos. Enfatizando as vantagens de se obter modelos tridimensionais em relação aos bidimensionais, os autores aplicaram cargas entre 300 N e 1300 N nas regiões correspondentes aos pontos de contato oclusal em um modelo de 336 elementos e 520 nós. Através do programa de computador Whell os autores estabeleceram planos de pesquisa futuros empregando esta metodologia que são: 1 – Introduzir restaurações e materiais artificiais no modelo; 2 – Modelar outros tipos de dentes além do molar; 3 - Refinar a forma do modelo; 4 – introduzir materiais ortotrópicos; 5 - Introduzir materiais não lineares; 6 – Tratar os efeitos térmicos e tensão residual e, 7 – Modelar o osso e vários dentes em três dimensões para estudar problemas ortodônticos.

Tjan e Whang (1985) salientaram que muitos investigadores davam muita ênfase apenas a aspectos que afetam a retenção dos pinos sem considerarem os fatores que afetam a

estrutura dentária enfraquecida da raiz. Muitos dos métodos que aumentam a retenção dos pinos criam concentração de tensão ou enfraquecem a estrutura radicular, aumentando o potencial de fratura. Assim sendo, a retenção do pino muitas vezes deverá ser comprometida pela preservação e proteção da estrutura dentária. Colocaram ainda que, clinicamente, para uma raiz de forma cônica, com 1 milímetro ou menos de parede vestibular, devemos evitar o uso de pinos paralelos sendo que os pinos cônicos que assemelham-se à forma da raiz são preferíveis, podendo se realizar um “stop”, evitando a ação de cunha dos mesmos. Para os autores fatores biomecânicos associados aos pinos, tais como comprimento, diâmetro e configuração da superfície além do material que foi confeccionado os mesmos, afetam a sua capacidade de reter uma restauração e proteger a estrutura dental remanescente, sendo importante e essencial ao projeto de um núcleo. Os autores relatam ainda que quanto mais longo e largo um pino, maior a sua retenção. No entanto quanto maior o preparo e a remoção de dentina intracanal para sua adaptação, maior o risco de tensão e enfraquecimento da raiz.

Trope, Maltz e Tronstad (1985) questionando se um pino intra-radicular realmente reforça um dente tratado endodonticamente, compararam a resistência à fratura de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente sob diferentes métodos de restaurações. Os 64 dentes foram divididos em 8 grupos: GRUPO 1 – câmara pulpar preenchida com resina composta; GRUPO 2 – câmara pulpar condicionada com ácido e preenchida com resina composta; GRUPO 3 – câmara pulpar e 10 mm no interior do canal condicionada com ácido e preenchidos com resina composta; GRUPO 4 – preparo com fresa 10 mm dentro do canal que é deixado vazio; GRUPO 5 – câmara pulpar e 10 mm dentro do canal que é deixado vazio; GRUPO 6 – Pino Para Post cimentado no canal e câmara pulpar preenchida

com resina composta; GRUPO 7- Pino Para Post cimentado com fosfato de zinco no canal, câmara pulpar condicionada com ácido e preenchida com resina composta e GRUPO 8 – canal radicular e câmara pulpar condicionados com ácido, pino Para Post cimentado com resina composta e câmara pulpar preenchida com resina composta. Os dentes foram montados em um ângulo de 50 graus e a resistência à fratura foi medida em uma máquina Instron. Como resultado os autores não encontraram nenhuma melhoria na resistência dos dentes após o condicionamento ácido da dentina. Preparo do conduto para um poste diminuiu significativamente a resistência do dente. A cimentação de um pino intra-radicular enfraqueceu o dente tratado endodonticamente.

Plasmans et al. (1986) publicaram um estudo onde avaliaram a resistência à fratura de núcleos de resina composta com e sem pinos intra-radulares. Os autores selecionaram 20 molares inferiores recém extraídos que tiveram as suas coroas cortadas 2 mm acima da junção cimento-esmalte. Os dentes foram divididos em quatro grupos experimentais e um controle: GRUPO A: resina composta auto-polimerizável e pino Unimetric; GRUPO B: resina auto-polimerizável na câmara pulpar, resina fotopolimerizável sem pino; GRUPO C: resina auto-polimerizável na câmara pulpar, resina fotopolimerizável no restante da coroa e pino Unimetric; GRUPO D: resina auto-polimerizável na câmara pulpar, resina fotopolimerizável no restante da coroa sem pino e GRUPO E (controle): Núcleo metálico fundido. Os dentes foram montados em cilindros de resina acrílica e montados em um ângulo de 45° para teste em uma máquina Instron. Os autores concluíram após os testes que os núcleos de resina composta são bastantes satisfatórios e a presença de um pino intra-radicular não trouxe nenhum benefício à resistência do dente, podendo levar a uma fratura

na porção radicular não passível de reparo. Os autores afirmam que um pino metálico pode ser necessário se a câmara pulpar e o remanescente dentário não puderem propiciar retenção e resistência suficiente ao núcleo.

Brandal, Nicholls e Harrington (1987) publicaram um estudo laboratorial em que eles compararam a resistência de dentes anteriores tratados endodonticamente restaurados por três técnicas diferentes. Os autores selecionaram 45 incisivos centrais superiores recentemente extraídos, livres de cáries e trincas e dividiram em 3 grupos: GRUPO 1 – amálgama retidos por dois pinos intra-dentinários; GRUPO 2 – Núcleos de resina composta retidos por pinos intra-radulares e GRUPO 3 – Núcleos de ionômero de vidro reforçado com prata (Cermet) condensados 3 mm dentro do canal radicular. Após a confecção dos núcleos, estes foram montados em blocos de acrílico em uma angulação de 130 graus na tentativa de simular contato entre dentes superiores e inferiores. Os resultados permitiram aos autores concluírem que os núcleos de resina composta foram os mais resistentes seguidos pelos núcleos de amálgama. Os núcleos de ionômeros de vidro com prata apresentaram resultados bem inferiores levando os autores a contra indicar este material para núcleos de preenchimento.

Hunter, Feiglin e Williams (1989) avaliaram o efeito do tratamento endodôntico, da preparação do canal para um pino e a cimentação deste pino em incisivos centrais superiores. Eles empregaram análise fotoelástica de modelos birrefringentes sob carga em uma luz polarizada com o intuito de indicar a magnitude do stress relativo a sua concentração na região apical e cervical. Os seus resultados sugeriram que o alargamento do canal aumenta o stress cervical sendo que a colocação do pino diminui o stress nesta

região. Entretanto mesmo o alargamento conservador do canal pode resultar em uma colocação desnecessária de um pino em um dente relativamente intacto. O comprimento do pino intra-radicular parece ser mais importante que seu diâmetro na determinação de stress na região cervical. Pinos curtos geram alto stress na região cervical. A colocação de um pino com 2/3 do comprimento do canal não diminui o stress na região cervical mas aumenta o mesmo na região apical.

Assif et al. (1989) utilizaram um modelo fotoelástico com o intuito de examinar a influência de diferentes tipos de restaurações colocadas após terapia endodôntica, enfatizando a maneira com que as forças aplicadas à superfície oclusal foram dispersadas para as estruturas de apoio dos dentes. Os autores selecionaram pré-molares intactos que para os testes foram divididos em 4 grupos: A: Dente intacto após obturação do canal; B: Dente após tratamento endodôntico coberto com uma coroa total; C: Dente com pino e núcleo de resina composta e D: Dentes com núcleo metálico fundido e coroa total. Os dentes foram montados em um material fotoelástico (PL-1) após o que foram fotografados no campo de luz polarizada. Ao final de estudo os autores enfatizam que talvez um pino metálico não atenda todas as necessidades de um dente tratado endodonticamente pois é feito de um metal rígido com um módulo de elasticidade muito maior do que a estrutura dental e tem o potencial de fraturar a raiz. Para os autores o dente deve ser restaurado com um material que possua módulo de elasticidade semelhante ao da dentina o que pode ser melhor obtido pelas resina compostas que também possuem alta resistência ao cisalhamento.

Reeh, Douglas e Messer (1989) no intuito de comparar a contribuição de procedimentos endodônticos e restauradores na perda da resistência em 42 segundos pré- molares utilizou de medidor de tensão unidos ao esmalte na superfície vestibular e lingual na junção amelo-cementária. Os dentes foram montados em anéis de nylon deixando 2 mm de superfície radicular exposta. Debaixo do controle do carregamento, cada dente foi carregado e descarregado a uma taxa de 37N/seg por 3 segundos em uma volta fechada no sistema servo-hidráulico para medir a rigidez. Uma curva de tensão foi gerada de cada medida antes da alteração dos dentes e após cada procedimento executado no dente. Foi avaliado a rigidez da cúspide como medida de resistência do dente em uma de duas series de procedimentos seqüenciais executados: 1- a) dente intacto, b) preparação de acesso, c) instrumentação, d) obturação, and e) preparação cavitária MOD; ou 2- a) dente intacto, b) preparação cavitária oclusal, d) preparação cavitária de duas superfícies, e) preparação cavitária MOD, e) acesso, f) instrumentação e g) obturação. Os resultados indicaram que procedimentos endodônticos afetam apenas 5% a rigidez relativa no dente. A preparação cavitária oclusal afeta em 20%. A maior perda de rigidez foi relatada com a remoção de integridade da borda marginal, a preparação cavitária MOD resultou em uma perda média de 63% da resistência do dente.

A resposta clínica do esmalte e dentina quando submetidos às forças mastigatórias são de fundamental importância na manutenção da integridade estrutural do elemento dental. Com o objetivo de determinar os efeitos da mastigação em áreas específicas do esmalte e dentina, Goel, Khera e Singh (1990), utilizaram modelos de elementos finitos tridimensionais de um primeiro molar inferior. Análise comparativa com modelos bidimensionais também foi realizada. Para a obtenção dos modelos, um dente extraído foi

inserido em resina acrílica e posteriormente submetido à cortes seriados e fotografados, obtendo-se assim dois modelos geométricos tridimensionais. O primeiro empregava elementos lineares de 8 nós e apresentava 264 elementos e 384 nós, enquanto o segundo empregava elementos quadráticos de 20 nós e apresentava 54 elementos e 334 nós. O modelo 2D apresenta 28 elementos e 174 nós. Os modelos foram engastados 2 mm abaixo da junção cimento-esmalte, e um carregamento de 25 kgf foi aplicado sobre toda a superfície oclusal. As tensões foram analisadas em três pontos distintos: o primeiro imediatamente oclusal a junção amelo-dentinária, o segundo imediatamente cervical a mesma junção e o terceiro na metade da distância entre a ponta da cúspide e a junção cimento-esmalte, assim como a dentina oclusal a câmara pulpar. A análise 2D apresentou valores de tensões muito superiores aos das análises tridimensionais, não sendo analisada detalhadamente uma vez que não reproduziu as variações anatômicas e dimensionais do dente. Os resultados das análises considerando os dois modelos tridimensionais apresentaram resultados comparáveis, o que foi justificado pelo autor pelo maior refinamento da malha do modelo com elementos quadráticos e ao maior número de elementos do modelo linear. Os autores concluíram que o esmalte e dentina, embora organicamente unidos na junção amelo-dentinária, respondem de modo diferente quando submetidos ao carregamento, sendo observada a influência de um tecido na resposta do outro.

Duret, Reynaud e Duret (1990) relataram que o ideal na reconstrução dos dentes tratados endodonticamente seria uma restauração com as seguintes características: propriedades mecânicas idênticas às da dentina e forma idêntica ao volume perdido para que não haja ruptura da reconstrução. Na necessidade de um pino intra-radicular, o ideal é que ele possua

a forma mais ajustada a cada canal para que haja uma transmissão de esforços homogênea em relação à superfície radicular. Os autores apresentaram uma nova alternativa de pinos intra-radulares que eram constituídos de fibra de carbono envoltos por uma matriz de Bis-GMA. Afirmaram que os pinos pré-fabricados de metal são muito resistentes, mas apresentam alto risco de fratura radicular devido ao seu alto módulo de elasticidade, que é dez vezes maior que o da dentina. Salientaram também que os pinos de fibra de carbono (Composipost, RTD) têm valores de tensão de cisalhamento de 170 MPa devido ao alto conteúdo de fibras de carbono (64%), sendo muito semelhantes ao da dentina, podem unir-se à estrutura dental e ao material de preenchimento, além de possibilitarem o retratamento endodôntico, quando necessário.

Mc Donald, King e Setchel (1990) realizaram um estudo, *in vitro*, para avaliar a resistência à fratura dental, comparando três diferentes métodos de reconstrução de quarenta e cinco dentes incisivos inferiores que foram tratados endodonticamente. As coroas tinham apenas a abertura endodôntica, estando preservada a maior parte da estrutura coronária. Os dentes foram divididos em três grupos de quinze cada. No grupo 1, não foi removida a guta-percha e os dentes foram restaurados apenas com resina composta P-30 (3M Dental Products). Nos demais grupos, houve a remoção de guta-percha, mantendo-se 5 mm para selamento apical e colocados os pinos pré-fabricados na porção intra-radicular. No grupo 2, foram colocados pinos de aço inoxidável (Parapost, Whaledent) e, no grupo 3, pinos de fibra de carbono (CFRC, Dunlop Medical Products). Os dentes também foram restaurados com a resina composta P-30, 3M. Os corpos de prova foram embutidos em resina acrílica até o limite de 1 mm da união esmalte-cimento, sendo submetidos a uma carga perpendicular até a fratura

sob uma angulação de 90 graus em relação ao longo eixo do dente. Os resultados mostraram não haver nenhuma diferença significativa entre os três grupos testados.

Bex et al. (1992) compararam a resistência à força de cisalhamento de dentes anteriores superiores tratados endodonticamente e reforçados com núcleo metálico fundido ou núcleos de resina composta (Adaptic) e adesivo dentinário (Osalato férrico, NTG-GMA e PMDM, sistema desenvolvido por R. L. Bowen). Os dentes foram montados em uma máquina de teste em um ângulo de 90 graus. Através dos resultados concluíram que apesar dos núcleos metálicos fundidos serem cerca de três vezes mais resistentes que os núcleos de resina composta estes mostraram que necessitam de grande força para falharem podendo ser bastante satisfatórios. Os autores também concluíram que os núcleos de resina composta geralmente têm falha coesiva não ocorrendo fratura radicular o que não acontece com os núcleos metálicos fundidos que geralmente geram fratura radicular, portanto, os núcleos metálicos fundidos geram maior stress na porção radicular do dente, Os núcleos de resina composta, segundo os autores, quando falham são passíveis de sofrerem uma nova restauração o que nem sempre ocorre com os núcleos metálicos fundidos.

Cailleateau, Rirger e Ed Akin (1992) com o objetivo de comparar o stress ao longo da parede interna do canal de um incisivo central superior empregaram o método dos elementos finitos em quatro modelos bidimensionais, desenvolvidos a partir do atlas de Wheeler (1962). Os modelos consistiam de ligamento periodontal, ossos esponjoso, e cortical, além de estruturas como esmalte e dentina. Os modelos foram engastados pela extensão apical do osso circundante para evitar o movimento nas direções x e y. O modelo 1 representa incisivo hígido, o modelo 2 incisivo tratado endodonticamente, modelo 3 um

dente tratado endodonticamente com coroa e modelo 4 incisivo tratado endodonticamente com um pino cilíndrico restaurado com uma coroa. Os materiais foram considerados isotrópicos e linearmente elásticos, sendo o carregamento de 1 newton, aplicado perpendicularmente na superfície lingual de cada modelo e a tensão máxima de compressão, tração e cisalhamento foram calculadas usando o programa PAFEC 75 de elementos finitos. O cimento devido a sua pequena espessura não foi considerado. Todos os modelos foram criados usando elementos isoparamétricos triangulares e quadriláteros, contendo seis ou oito nós respectivamente. Os autores constataram que a carga lingual horizontal produziu maiores tensões de tração e cisalhamento no modelo 4, enquanto maior tensão de compressão foi observada nos modelos 1 e 4. Quando comparados com o modelo 1, os modelos 2 e 3 apresentaram uma diminuição nas tensões de cisalhamento e compressão de 5 e 25% respectivamente, enquanto houve um aumento de 48% na tensão de tração máxima. Já o modelo 4 exibiu um aumento de 12% na tensão de cisalhamento e uma diminuição de 1% na tensão compressiva, sendo também constatado um aumento de 102% na tensão de tração máxima. Os autores salientaram que é inquestionável as situações onde os pinos são indispensáveis para reter um núcleo e uma coroa. Entretanto, baseado neste estudo, os autores colocam que a cimentação de um pino não deve ser um procedimento de rotina após tratamento endodôntico de incisivos centrais superiores se existir remanescente suficiente para reter a restauração, contrariando a afirmativa que pinos fortalecem o dente por distribuição da força aplicada. Ao final do estudo eles concluíram ainda que a inserção do pino altera a distribuição do stress na raiz não produzindo uma distribuição uniforme deste stress ao longo da parede do canal. O stress máximo se localizou no término apical do pino.

Ko et al. (1992) empregaram análise de elementos finitos para estudar a função dos pinos intra-radulares na redução de stress dentinário em dentes despolpados. Modelos em plano de duas dimensões com uma secção méso-vestibulo-lingual de um incisivo central superior foi primeiro analisado. Os autores construíram dois modelos: um com pino intra-radicular em ouro e outro sem pino, mas apenas com resina composta. Foram aplicadas três forças diferentes: F1 representando a força mastigatória aplicada em ângulo de 45 graus, F2 simulando forças traumáticas que foram aplicadas perpendicularmente à superfície labial da coroa, F3 onde foi aplicada uma força vertical na incisal do dente. A análise de elementos finitos foi realizada através do programa ANSYS (Swanson analysis systems, Houston) executado em um microcomputador (Iris 4d/20, Silicon Graphics Inc, Mountain View, Calif.). Os autores concluíram que a colocação de uma pino intra-radicular compromete muito a integridade dentinária. Pinos intra-radulares reduziram o stress máximo dentinário de 3 a 8% quando estes foram sujeitos às cargas mastigatórias e traumáticas. Os pinos reduziram o stress máximo dentinário em mais de 20% sob carga vertical, que é uma carga pouco freqüente em incisivos e caninos o que foi salientado pelos autores. Portanto, eles concluíram ser o reforço de um dente despolpado por um pinos duvidoso.

Darendeliler, Darendeleler e Kinoglu (1992) desenvolveram um modelo tridimensional a partir do atlas do Wheeler (1962), para determinar a distribuição de tensão em um incisivo central superior usando o método dos elementos finitos. O dente foi considerado composto de esmalte e dentina, não sendo considerado o cimento e o ligamento periodontal devido a sua pequena espessura. A polpa foi considerada um vazio, pois o valor de módulo de Young da polpa é insignificamente pequeno quando comparado com o do esmalte e dentina, sendo seu efeito na distribuição de tensões aceito com desprezível. Os materiais

foram considerados isotrópicos, homogêneos e elásticos. O osso que suporta a raiz foi considerado rígido, não sendo modelado. Carregamento externo de 450 N, em um ângulo de 26 graus em relação ao longo eixo longitudinal do dente, foi aplicado na margem incisal; representando o ângulo do primeiro contato deste dente durante a mordida. O modelo tridimensional preparado foi inicialmente dividido em 12 partes ao longo do eixo axial, sendo a coroa dividida em oito partes e a raiz em quatro. Cada parte foi então dividida em elementos prismáticos tendo a mesma altura, que era igual à espessura de cada parte. Deste modo, 204 elementos prismáticos foram obtidos, sendo que cada elemento consistia de oito nós, com um total de 340 nós. Os autores concluíram que, no esmalte, as tensões compressivas são comparativamente maiores que as tensões de tração e cisalhamento (100, 60 e 40 N/mm², respectivamente), sendo que as tensões máxima de compressão e tração foram observadas ao longo da região da linha cervical e a máxima de cisalhamento na margem incisal. Já na dentina, os valores extremos de tensão de compressão, tração e cisalhamento (46, 26 e 14 N/mm², respectivamente) foram observados na linha cervical. Com exceção desta região da dentina, os valores de tensões foram muito próximos. Embora os valores de tensão compressiva sejam maiores que os de tensão de tração e cisalhamento, esta é menos danosa, visto que o dente é mais resistente a tensões compressivas. Desta forma, a fratura é mais esperada de carga de cisalhamento e tração que devido a cargas compressivas.

Sedgley e Messer (1992) desenvolveram um estudo com o objetivo de verificar se a perda da vitalidade pulpar resulta em alteração nas propriedades das estruturas dentárias. As propriedades biomecânicas da dentina, tais como resistência ao cisalhamento, tenacidade, carga para fratura e microdureza, foram estudadas. Dentes extraídos com uma história

conhecida de tratamento endodôntico foram comparados com dentes vitais contra-laterais do mesmo paciente, totalizando 23 pares. Considerando a influência do tempo de armazenamento, as propriedades foram estudadas em 17 pares de dentes imediatamente após as extrações; 1 par, três dias após as extrações; 2 pares, dois meses depois das extrações; e 3 pares, três meses após as extrações. Ainda para estudar a influência da armazenagem nas propriedades físicas, oito pares de dentes vitais foram empregados, sendo que um elemento do par era testado imediatamente e o outro, 3 meses após a extração. Os corpos de prova foram montados em dispositivo empregando resina acrílica de polimerização a frio, e em seguida cortados imediatamente abaixo da junção cimento-esmalte. Dois cortes de 0,3 a 0,4 mm de espessura foram feitos, perpendicular ao eixo longitudinal do dente, na dentina cervical radicular, e foram empregados para o teste de resistência ao cisalhamento e à tenacidade, sendo um corte adicional empregado para o teste de microdureza. O segmento radicular remanescente foi cortado de forma a fornecer um fragmento radicular de 8 mm de comprimento, empregado para o teste de resistência à fratura. Todos os carregamentos para os testes de resistência ao cisalhamento, tenacidade, e microdureza foram realizados na velocidade de 0,1 mm/min. Os resultados não apresentaram diferença significativa nas propriedades estudadas, entre os dois grupos de dentes vitais. Quando se compararam dentes tratados endodonticamente com dentes vitais, nenhuma diferença significativa foi observada no que se refere à resistência ao cisalhamento, à tenacidade e à resistência à fratura; com uma diferença de dureza de apenas 3,5 %, dentes vitais foram significativamente mais duros que dentes tratados endodonticamente. Os autores concluíram que a semelhança de propriedades biomecânicas entre dentes tratados endodonticamente e vitais indica que os dentes tratados

endodonticamente não se tornam mais friáveis e que outros fatores podem ser mais críticos para a falha de dentes despolpados.

Robbins et al. (1993) com o objetivo de restaurar um dente tratado endodonticamente selecionaram 60 caninos que sofreram um corte perpendicular na junção cimento-esmalte e foram montados em um cilindro de PVC em resina acrílica com 2 mm de dente externamente. Foram divididos em 6 grupos de 10 dentes cada: GRUPO A: Pinos intraradiculares cilíndricos cimentados com ionômero de vidro 9 mm dentro do canal e 4 mm para fora e pino intra-dentinário com núcleo de amálgama; GRUPO B: Pino intra-radicular cônico, pino intra-dentinário e núcleo de amálgama como no grupo A; GRUPO C: Apenas guta-percha no canal radicular; GRUPO D: Guta-percha no canal e resina composta na câmara pulpar; GRUPO E: Apenas pino cônico cimentado no canal da mesma forma que nos grupos A e B e GRUPO F: Dentes sem nenhum tratamento (controle). Todos os dentes receberam uma coroa total fundida em ouro sendo posteriormente montados em um ângulo de 45 graus após o que foram sujeitos a uma força de compressão em uma máquina de ensaios Universal. Os autores concluíram que não houve diferença estatística na resistência à fratura dos dentes restaurados com pinos cilíndricos ou cônicos. Não houve diferença estatística entre os grupos mas os autores alertam no sentido de que a remoção de estrutura dental sadia enfraquece o dente mesmo que o reforçamos de alguma forma.

Ho et al. (1994) com o objetivo de avaliar a influência de pinos na distribuição de tensão em dentina de dentes despolpados, desenvolveram 3 modelos de elementos finitos tridimensional de um incisivo central superior. Para a obtenção dos modelos, um incisivo foi restaurado com núcleo de ouro e reconstituído segundo procedimentos padrões. Em

seguida, foi incluído em resina acrílica, seccionado e fotografado. A geometria tridimensional foi obtida e um modelo de elementos finitos foi construído através do programa Patran e analisado pelo programa ANSYS. O modelo 1 incluía osso cortical e esponjoso, dentina, ligamento periodontal, coroa de ouro, pino e núcleo de ouro, e selamento apical com 4 mm de guta-percha. Um segundo modelo com um pino e núcleo de aço foi construído para comparação. O emprego do núcleo de aço foi executado a fim de simplificação. Um terceiro modelo foi reconstruído sem pino, sendo o espaço do pino preenchido com guta-percha e o núcleo recolocado em resina. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. A camada de cimento entre o pino e a dentina era muito fina para ser adequadamente simulada em modelo de elementos finitos, mas o cimento foi tratado com parte da dentina por serem as propriedades mecânicas da dentina e do cimento similares. Os modelos apresentavam 3.500 nós e 3.000 elementos sólidos, sendo a maioria elementos hexaédricos de oito lados e uma pequena porcentagem de elementos tetraédricos de 6 e 4 nós. Dois carregamentos foram aplicados. O primeiro simulava a força mastigatória, sendo aplicado na face palatina na margem incisal direcionada a 45° e o segundo uma força traumática aplicada horizontalmente na superfície vestibular. Ambas as forças foram distribuídas uniformemente ao longo de seis nós com uma força de 100 N. Todos os nós da superfície do osso abaixo do ápice foram restritos nas direções vertical e vestibulo-lingual, enquanto os nós na superfície óssea mesial foram também restritos na direção mesial. As tensões principais, máximas e mínimas, e a tensão equivalente de von Mises foram calculadas. No modelo sem pino, na dentina, quando simulou uma carga mastigatória, as tensões equivalente e compressiva máxima concentraram-se nos terços médio e coronal da raiz, sendo levemente maior na superfície vestibular. A tensão de tração máxima, por outro lado,

concentrou-se na face lingual. Com a colocação dos pinos tanto de aço como de ouro, observou-se uma pequena diminuição na concentração de tensão. Esta redução foi de 6,9 a 8,4% para os pinos de ouro e de 9,9 a 13,8% para os pinos de aço. A alteração de carregamento para uma carga traumática não trouxe alterações significativas em nenhuma das condições estudadas. A redução na concentração de tensão na dentina quando da colocação do pino deve ser menor que os resultados apresentados, uma vez que para o modelo sem pino utilizou-se a anatomia de um dente despolpado, porém já preparado para a colocação de um pino, tendo portanto um menor espessura de dentina remanescente. Os resultados encontrados quando comparados com resultados de estudos bidimensionais, apresentaram valores de tensão significativamente inferiores, variando de 14 a 32% segundo os autores.

Mori (1994) realizou um estudo com o intuito de comparar a distribuição das tensões internas em um dente natural e em um dente tratado endodonticamente através do método dos elementos finitos em modelo bidimensional de segundo pré-molar inferior, sob carga axial de 30 kgf. Os modelos foram processados no programa SAP 90 através do qual foi encontrado como resultado um maior acúmulo de tensões na metade vestibular tanto no dente natural como no dente restaurado. As tensões mais intensas foram encontradas no ponto de aplicação das cargas. As tensões foram maiores no dente restaurado, por causa do maior módulo de elasticidade dos materiais restauradores, demonstrando que existem diferenças na distribuição das tensões no dente e na base óssea dos dois modelos.

Ricks-Williamson et al. (1995) com o objetivo de identificar áreas dos incisivos centrais superiores predispostas à fratura, durante a condensação lateral e vertical na obturação do

canal radicular, quando ocorre variação do diâmetros da preparação endodôntica na distribuição de tensões através do método dos elementos finitos tridimensional. Um incisivo central superior foi incluído em resina acrílica, seccionado, em seções de 0,25 mm, corado e fotografado. As fotografias foram digitalizadas e empregadas para obtenção do modelo geométrico. O tamanho original do canal foi determinado como sendo 0,30 e 1,30mm no ápice e junção cimento-esmalte, respectivamente. Dois modelos 3D de preparação do canal foram gerados. O primeiro apresentava dimensões do ápice de 0,40 mm e dimensão da JEC de 1,60 mm. Já o segundo modelo apresentava dimensão do ápice e da JCE de 1,00 e 3,45 mm, respectivamente. O tipo de elemento selecionado nesse estudo foi um sólido isoparamétrico 3-D, sendo definido por oito pontos nodais. Engastamento foi realizado nos planos x (mesio-distal) e z (corono-apical). Os 2 mm apicais foram engastados nos planos x, y(vestíbulo-lingual) e z. Foi empregado o Programa ANSYS, sendo uma carga estática de 3 kgf aplicada para reproduzir as forças de condensação vertical e lateral. As estruturas foram consideradas homogêneas, isotrópicas, elásticas e axissimétricas. Após o processamento, avaliação do stress de compressão, de tração e equivalente de von Mises, observou-se concentração de tensão no terço coronal e médio do conduto radicular, sendo esta maior no modelo 2. Durante a condensação vertical, tensão do tipo tração apresentou valores de 60 MPa e 40,48 MPa para dentina e esmalte respectivamente no modelo 2, enquanto no modelo 1, os valores se limitaram a 31 MPa e 22,4 MPa. Os autores concluíram que preferência deve ser dada à técnica de condensação lateral, principalmente nos casos de extensa preparação endodôntica, por diminuir a possibilidade de fratura radicular.

Santos (1995) para analisar o comportamento biomecânico de um incisivo central inferior mapeou um modelo em escala do elemento dentário em secções de 1mm, à parte, em uma máquina de medir por coordenadas, utilizando o método dos elementos finitos tridimensionais para avaliar as curvas de tensões, deslocamentos e deformações resultantes da aplicação de cargas axiais. O modelo de estudo era composto por dentina e ligamento periodontal. Foram aceitas como propriedades físico-mecânicas dos componentes, para simplificação a isotropia, homogeneidade e elasticidade linear. O carregamento foi realizado de forma distribuída em 16 pontos da camada mais incisal do modelo, totalizando uma carga de 2,5kgf. O engastamento foi feito nos nós referentes às paredes externas do ligamento periodontal, envolvendo toda a raiz, considerando a estrutura óssea como rígida. Após o processamento dos resultados, a autora observou maiores concentrações de tensões nas regiões de aplicação de forças principalmente nos ângulos distal e mesial das camadas mais superiores, tensões menores na concavidade lingual e cervical da face vestibular. Os deslocamentos e deformações resultaram no sentido apical, havendo pequena expansão na face vestibular e leve contração na face lingual. As curvas de tensões, deslocamentos e deformações que ocorrem estão relacionadas às tensões internas resultantes das tensões de compressão, aplicadas no referido modelo matemático.

Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996) empregaram uma simulação computacional para prever a distribuição de stress na dentina de dentes tratados endodonticamente restaurados com núcleos fundidos de vários diâmetros: 1- Paralelos com 1,4 mm de diâmetros e 13 mm de comprimento; 2- Paralelos com 1,4 mm de diâmetro e 10,5 mm de comprimento; 3- Paralelo de 1,4 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento; 4- Paralelo com 1,2 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; 5- Paralelo com 1,6 mm de diâmetro e 13 mm de

comprimento; 6- Cônico com 1,4 mm a 0,6 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento. Cinco modelos dos dentes foram feitos empregando um canino inferior modelado tridimensionalmente disposto axissimetricamente, pois segundo os autores, este modelo é adequado para um dente unirradicular, além de gerar grande redução no modelo e diminuindo o tempo gasto. Empregando o Programa ANSYS, aplicou-se a carga de 100 N na ponta da cúspide com 45° de angulação em relação ao longo eixo do dente. Após a computação do stress de cisalhamento, compressão e tração, os autores concluíram que: 1- O maior stress de compressão e tração na dentina ocorrem na lingual; 2- Alterações pequenas nas dimensões dos pinos têm efeito mínimo na distribuição de stress de compressão e tração na dentina; 3 - O maior stress de cisalhamento na dentina ocorre na adjacência do pino na secção vestibulo lingual no meio da raiz; 4- O maior stress de cisalhamento ocorrerão quando o comprimento do pino for reduzido.

Cimini et al. (1998), com o objetivo de analisar a influência da mastigação e da parafunção nas lesões de classe V do tipo abfração, utilizaram o método dos elementos finitos bidimensionais em um corte longitudinal de um pré-molar superior para avaliar a distribuição de tensões. Foi empregado carga de 1 newton em três pontos (A,B e C) correspondentes aos contatos normais do pré-molar durante a mastigação. As cargas foram incididas de quatro formas: 1- Verticalmente apenas no ponto C, correspondendo a um ponto de desequilíbrio; 2- Cargas unitárias no ponto A, correspondendo a um provável contato parafuncional na desoclusão; 3- Carga horizontal em B, correspondendo a uma interferência; 4- Carga vertical unitária distribuída em A, B e C (1/3 em cada ponto), correspondendo à mastigação com oclusão normal. Ao final deste estudo os autores

puderam concluir que a concentração de tensões na junção cimento-esmalte evidencia a possibilidade de ocorrência de abfração no local.

Yaman, Alaçam e Yaman (1998) realizaram um estudo através do método dos elementos finitos empregando o modelo tridimensional de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente que foram simulados com restaurações com núcleos metálicos fundidos em ouro, e diferentes combinações de pinos pré-fabricados cilíndricos de aço inoxidável e titânio associados a preenchimento com amálgama e resina composta que posteriormente receberam uma coroa em porcelana. Considerando a grande diversidade anatômica da dentição humana, a anatomia do elemento estudado foi obtida a partir do atlas de Wheeler (1962). O modelo desenvolvido apresentava 420 nós e 294 elementos, sendo estes sólidos de oito nós. O objetivo do estudo foi avaliar a distribuição de stress em relação à simulação de forças mastigatórias de 150, 170 e 200 N aplicadas a 26° na borda incisal do dente analisando o comportamento dos diversos tipos de núcleos. Foi empregado um critério de falhas que combina os efeitos de cada stress em um parâmetro único e físico que nos dá outros caminhos de análise que é o critério tridimensional de von Mises. Ao final da pesquisa os autores encontraram que os núcleos metálicos fundidos foram os que geraram menor stress do que os pinos pré-fabricados. Outro achado foi que se o material de núcleo for o mesmo, não haverá diferença no nível de stress do pino pré-fabricado, seja qual for o seu material empregado.

Khera et al. (1998) analisaram a distribuição de tensões em um dente hígido e o efeito de diferentes formas de preparos cavitários utilizando o método dos elementos finitos tridimensional. O modelo foi obtido a partir de um corte de mandíbula humana estendendo

do aspecto mesial do primeiro pré-molar ao aspecto distal de terceiro molar. Dois preparos MOD foram analisados neste estudo. O primeiro preparo apresentava largura do istmo igual a $\frac{1}{4}$ da distância intercuspídea, profundidade da parede pulpar e parede gengival medindo 3,48 e 4,85 mm respectivamente, a partir da cúspide vestibular. O segundo preparo apresentava istmo com largura igual à $\frac{1}{2}$ da distância inter-cuspídea e profundidade das paredes pulpar e gengival igual a 4,85 mm. Para obtenção do modelo geométrico, as superfícies do dente foram coradas com solução de tionim e fotografadas para registrar a forma geométrica do dente, esmalte, dentina, osso circundante, preparo cavitário, câmara pulpar e canais radiculares. As informações obtidas dos cortes seriados, fotografados e digitalizados foram usadas no estabelecimento do modelo de elementos finitos tridimensional do dente hígido. Foram utilizados para análise elementos lineares de 8 nós, totalizando 722 elementos. Foram incluídos 381 elementos para a porção coronal e 341 para a porção radicular. O tecido periodontal circundante e o osso alveolar foram também modelados pelo uso de elementos lineares de 8 nós e isoparamétricos. Um carregamento vertical de 17 kgf foi aplicado em toda a superfície oclusal e a base do modelo foi fixada para evitar o deslocamento de corpo rígido. A força foi exercida em toda a superfície oclusal do dente, resultando em uma tensão principal máxima em dentina e esmalte de natureza compressiva. Após o processamento e a análise dos dados, os autores concluíram que preparos largos e profundos não somente apresentam alta tensão compressiva em ambas as paredes da cavidade, mas também apresentam no centro do assoalho da cavidade tensão de tração ao invés de compressão, o que produziria um meio potencialmente perigoso para a estrutura remanescente, podendo induzir ao desenvolvimento de fraturas.

Magne e Douglas (1999) analisaram os avanços clínicos e biológicos na forma do incisivo através de medidores de tensão experimental e análise pelo método dos elementos finitos, quando procedimentos comuns estéticos de facetamento anteriores são experimentados. Seis incisivos maxilares foram montados com 2 medidores de tensão unidos à superfície palatal: medidor 1- na concavidade e medidor 2- no cingulo. Uma carga de 50 N foi aplicada na posição palatal na borda incisal, perpendicular ao longo eixo dos dentes. Deslocamento da ponta na carga e tensão palatal foram registradas após sucessivas remoções de um terço, dois terços e a total espessura do esmalte vestibular. O mesmo experimento foi reproduzido com o método dos elementos finitos. Quatro modelos experimentais adicionais foram testados com o MEF para simular o progressivo aumento e eliminação do esmalte palatal e um lobo palatal central. Tensão tangencial de superfície e tensão local nas áreas correspondendo aos medidores 1 e 2 foram calculadas. O MEF foi validado para resultados experimentais considerando ambos deslocamento da carga de topo ($120 \pm 30 \text{ }\mu\text{m}$) e tensão tangencial de superfície G1/G2. Foram registradas tensões sempre maiores na concavidade quando comparadas com o cingulo; maior deformação de tensão foi registrada em G1 após a remoção total do esmalte vestibular. A superfície vestibular interna foi submetida a forças compressivas subsequentes e a tensão compressiva foi maior (150 MPa) quando o esmalte vestibular foi diminuído, ou quando o esmalte palatino foi removido. Entretanto, seus valores absolutos nunca alcançaram o elevado e prejudicial potencial de tensão medida na concavidade palatina, especialmente na inexistência do esmalte vestibular (272 MPa). Muitos experimentos de quebra foram gerados no remanescente do esmalte palatal como consequência da redistribuição de tensão. Porém, superfícies convexas e polidas com tamanho de esmalte local tal como o cingulo, a crista

marginal e o terço cervical vestibular da coroa anatômica mostrou a diminuição do nível de tensão. A configuração ótima com consideração para o padrão de stress foi concebido para a modificação dos dentes naturais que exibiram espesso esmalte palatino e uma maior superfície palatal convexa. Os autores concluíram que a concavidade palatina que provê o incisivo com a forma da borda incisal e habilidade cortante provou ser uma área de concentração de stress. Esta falha pode ser compensada para áreas específicas feitas de esmalte espesso tal como o cingulo e as bordas marginais quando o esmalte é gasto ou removido da superfície vestibular, deve ser recolocado usando materiais com propriedades similares ao esmalte para restaurar o comportamento biomimético original dos dentes.

Cornacchia (1999) desenvolveu uma análise paramétrica de um pré-molar superior através do método dos elementos finitos bidimensional, considerando vários tipos de carregamentos a fim de identificar os campos de tensões e determinar a influência da carga na etiologia do fenômeno de abfração. Foram obtidos dois modelos geométricos do primeiro pré-molar superior. O modelo 1 era composto de esmalte, dentina, ligamento periodontal e osso cortical. Já o modelo 2 além das estruturas já citadas foram incluídos osso esponjoso e a polpa como um vazio. A carga de 1 N foi aplicada de modo a determinar cinco tipos de carregamentos empregando carga vertical, lateral ou axial. Os resultados sugerem que o componente lateral de cargas horizontais e cargas excêntricas geram altas tensões de tração e compressão, concentradas na região cervical, que podem atingir o limite de resistência do esmalte.

Magne e William (2000) com o objetivo de avaliar a influência de sucessivos procedimentos restauradores e de tratamentos endodônticos na flexão da coroa utilizaram

um medidor de tensão experimental e microscopia eletrônica de varredura para avaliar a morfologia da interface dente restauração. Os autores usaram como linha base a dentição intacta e cinco passos seqüenciais experimentais que são: cavidade interproximal; restauração com resina composta interproximal; tratamento endodôntico; restauração do tratamento endodôntico com pinos intra canal e faceta de porcelana. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre a dentição natural e a facetada. Os autores encontraram um acréscimo de 1,55 na flexibilidade da coroa quando compararam o grupo controle com os passos do tratamento endodôntico. A cavidade interproximal e a restauração endodôntica foram os próximos (1,30 e 1,28) respectivamente. A maior perda da flexibilidade da coroa foi encontrada após a restauração da cavidade interproximal (1,30). Nenhuma medida de microinfiltração ou GAP foi detectada na resina-porcelana, resina-esmalte, ou na interface resina-dentina (Optibond FL, Kerr). Os autores concluíram que cada subsequente redução na estrutura dentária resultaram num substancial aumento na flexibilidade da coroa, até mesmo após a restauração ser executada. Procedimentos endodônticos foram responsáveis pela maior das perdas na rigidez da coroa. Extensas cavidades proximais e restauradas parecem afetar minimamente a flexibilidade da coroa. Facetas de porcelana mostraram perfeito comportamento biomimético, porque de acordo com esses procedimentos o efeito foi o mesmo no incisivo facetado e a dentição natural.

Bocangel e Matson (2000) avaliaram a distribuição de tensões em incisivos centrais superiores, restaurados com pinos e núcleos de diferentes materiais (metais preciosos, cerâmica e resina composta) e compararam com a distribuição de tensão em um incisivo central hígido usando o método dos elementos finitos. O modelo geométrico foi obtido a partir de figuras de um dente hígido obtidas com um microscópio estereoscópico. A

análise desenvolvida foi estática e linear, sendo aplicada uma carga inclinada 45° em relação ao longo eixo do dente, de 100 N, na superfície lingual. O programa de computador utilizado para gerar o modelo matemático e desenvolver a análise de elementos finitos foi o MSC/ NASTRAN. Baseados no padrão de tensão obtido, os autores concluíram que a colocação de um pino em um dente tratado endodonticamente altera a distribuição de tensão quando comparado com o dente hígido modificando o ponto de fulcro para uma posição mais apical. Os autores também concluíram que os três diferentes materiais usados na constituição dos pinos geraram diferentes padrões de tensão na estrutura dentária remanescente e nos tecidos de suporte.

A influência da anisotropia de esmalte na distribuição de tensões em um primeiro pré-molar superior, particularmente no fenômeno de abfração, foi estudada por Gouvêa (2000) empregando o método dos elementos finitos. Foram obtidos dois modelos bidimensionais nos quais variou-se a distribuição dos prismas de esmalte (esmalte isotrópico e anisotrópico), sendo considerado o dente constituído de esmalte, dentina, ligamento periodontal, osso cortical e esponjoso. A carga de 1N foi aplicada nos pontos de contato oclusais A, B e C, satisfazendo três situações de carregamento: carga vertical unitária distribuída nos três pontos (oclusão normal), carga vertical unitária concentrada apenas no ponto C (oclusão mal balanceada) e carga horizontal unitária concentrada apenas em A (para-função). O ponto A refere-se à vertente interna da cúspide de não contenção; o ponto B, à vertente interna da cúspide de contenção; e o ponto C, à vertente externa da cúspide de contenção. A alteração na distribuição dos prismas de esmalte modificou os resultados para o caso de mastigação com oclusão normal, acentuando ainda mais o efeito benéfico da anisotropia, não havendo diferença significativa nos resultados para os outros dois casos de

carregamentos. O carregamento horizontal gerou tensões superiores aos outros carregamentos, principalmente se comparadas com as do carregamento devido à oclusão normal. A tensão de tração σ_y , no esmalte cervical, para o esmalte considerado isotrópico e com módulo de elasticidade de 80 GPa foi 17 % maior que do esmalte isotrópico de 60 GPa no carregamento axial.

Nishioka, Bottino e Pavanelli (2000) estudaram o papel dos pinos pré-fabricados (Flexi-Post) na indução de tensão de dentes despolpados. Um modelo tridimensional de um corte méso-distal de um incisivo central humano, sem restaurações, foi analisado através de um programa de microcomputador (MSC/NASTRAN). O modelo foi discretizado em 48.954 elementos finitos axissimétricos definidos por 10.355 nós. Homogeneidade, isotropia e elasticidade linear foram assumidas para todos os materiais. Um carregamento estático de 100 N foi aplicado na extremidade incisal de cada pino, sendo então calculada a tensão principal máxima e a tensão equivalente de von Mises. A partir dos dados obtidos a partir do modelo empregado, concluiu-se que a tensão principal máxima na dentina foi localizada na área cervical e no ápice do pino.

Vasconcellos (2001) afirma que emprego de pinos intra-radulares na restauração de dentes que sofreram grande perda estrutural tem se tornado um procedimento de rotina, principalmente pela maior preservação de estrutura dentária remanescente. Considerando a diversidade de sistemas de pinos existentes, este estudo avaliou o efeito da forma anatômica e material do pino intra-radicular na distribuição de tensões em um incisivo central superior, utilizando modelos de elementos finitos tridimensionais. Análise bidimensional

foi realizada para comparação. Quatro modelos geométricos tridimensionais foram obtidos, sendo um de dente hígido e os outros de dentes restaurados com pinos nos formatos cônico, cilíndrico e cilíndrico de dois estágios. Os materiais dos pinos variaram em aço, titânio, dióxido de zircônio, fibras de carbono e fibras de vidro. Os modelos de dentes restaurados com pinos receberam núcleo de preenchimento em resina composta e coroa pura de porcelana. Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, exceto os pinos de materiais compostos, tidos como ortotrópicos. Os modelos tridimensionais apresentaram em média 8396 nós e 43762 elementos, enquanto os bidimensionais 3274 nós e 1042 elementos. Carga de 100 N foi aplicada 2 mm da margem incisal, por palatino, 45° em relação ao longo eixo do dente. Os modelos bidimensionais foram obtidos a partir de corte no sentido vestibulo-lingual dos modelos tridimensionais e receberam uma carga de 1 N, a fim de permitir comparação. Os resultados foram expressos em função de σ_y (longo eixo do dente), σ_1 (máxima de tração) e σ_3 (máxima de compressão). Após o processamento, constataram-se quatro regiões de concentração de tensões: região A- adjacente à crista óssea alveolar, subdividida em Ap- lado palatino e Av- lado vestibular; e região B- interface pino-dentina, subdividida em Bp- lado palatino e Bv- lado vestibular. As tensões do lado palatino e vestibular caracterizaram-se por tensões de tração e compressão respectivamente, para todas as regiões de concentração e para todos os modelos analisados. Considerando as condições propostas, concluiu-se que a inserção de um pino intra-radicular alterou o padrão de distribuição de tensões quando comparado ao dente hígido. Na dentina próxima à crista óssea alveolar, pinos de diferentes formas anatômicas e materiais apresentaram padrões de distribuição de tensões semelhantes. Já na interface pino-dentina, resultados mais favoráveis foram apresentados pelos pinos de fibras

de vidro e carbono, seguidos pelos de titânio, estando os piores resultados associados ao uso de pinos de aço ou dióxido de zircônio. Ainda na interface pino-dentina, pinos cônicos apresentaram resultados mais favoráveis que pinos cilíndricos, seguidos pelos pinos cilíndricos de dois estágios que apresentaram as maiores concentrações de tensões. Em relação à análise, embora a maior dificuldade de modelagem e processamento inerente à análise tridimensional, deve-se dar preferência ao emprego da mesma, devido à possibilidade de aproximações inaceitáveis relacionadas às hipóteses básicas da análise em estado plano.

Albuquerque et al. (2003) empregando o método dos elementos finitos bidimensionais analisaram o efeito da colocação de pinos intra-radulares na distribuição de tensão em dentina de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente, reconstruídos com resina composta e restaurados com coroas de porcelana. Foram considerados pinos de aço, titânio e fibras de carbono em matriz de bis-GMA, nos formatos cônicos, cilíndricos e cilíndricos de dois estágios. Foram obtidos quatro modelos de força, sendo um do dente hígido e os outros três considerando a forma de cada pino estudado. As malhas foram formadas com elementos planos quadriláteros de quatro nós para estado plano de deformações, sendo refinadas nas regiões onde concentração de tensão foi observada. O número de elementos variou de 1509 a 2870, e o número de nós de 4634 a 17312, considerando os modelos em estudo. Para efeito de simplificação os modelos foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Os modelos foram engastados na porção superior referente ao osso cortical, e aplicou-se um carregamento de 100 N, a 45° em relação ao eixo longitudinal do dente, 2 mm da margem incisal do lado

palatino. As tensões de von Mises e σ_y (MPa), internamente na porção coronária radicular foram consideradas, constatando a concentração de tensões em duas áreas distintas da dentina: região cervical adjacente a crista óssea alveolar palatina e internamente na porção radicular na interface com o pino. A concentração de tensão na dentina adjacente à crista óssea alveolar palatina não foi significativamente diferente entre o modelo de dente hígido com os de pino. Por outro lado, na região de interface pino-dentina, diferença significativa foi observada, havendo uma alteração de tensão compressiva para tensão de tração. O formato dos pinos não influenciou significativamente nos resultados, embora os pinos cilíndricos terem apresentados melhor distribuição de tensão. Com a alteração do material diferença significativa foi constatada, sendo o pino de aço o que apresentou a pior distribuição de tensões, seguido pelos de titânio e por último os pinos de fibra de carbono em matriz de bis-GMA que apresentou os menores valores de tensão. O autor concluiu que a inserção de pinos intra-radulares modificou o padrão de distribuição de tensão na região da interface entre o pino e a dentina, sendo que o emprego de materiais com rigidez próxima à da dentina tendem a apresentar padrões de tensões mais favoráveis.

4. PROPOSIÇÃO

Considerando que a perda da integridade estrutural dentária induzida pela cárie, preparação cavitária e acesso endodôntico conduz a alterações nas propriedades biomecânicas influenciando a capacidade de assimilação e distribuição das cargas oclusais, a proposta deste estudo é determinar a influência de procedimentos restauradores e endodônticos na distribuição de tensões em um incisivo superior, analisada através do método dos elementos finitos tridimensional.

A análise da distribuição de tensões foi realizada nos seguintes casos;

- 1- Dente hígido (controle)
- 2- Dente com duas preparações cavitárias interproximais conservadora e extensa
- 3- Dente com preparação de acesso endodôntico
- 4- Dente com preparações cavitárias interproximais extensa e de acesso endodôntico
- 5- Dente com duas preparações cavitárias interproximais conservadora, extensa e acesso endodôntico
- 6- Restauração com resina composta do modelo 2 (2r)
- 7- Restauração com resina composta do modelo 3 (3r)
- 8- Restauração com resina composta do modelo 4 (4r)
- 9- Restauração com resina composta do modelo 5 (5r)
- 10- Colocação de pino intra-radicular no modelo 9 (5rp).

5. MATERIAIS E MÉTODO

A alteração da distribuição de tensões em um incisivo central superior, induzida por preparações cavitárias interproximais, acesso à câmara pulpar visando a instrumentação biomecânica do conduto radicular, a colocação de um pino intra-radicular de aço inoxidável, bem como a restauração das cavidades com resina composta, quando da aplicação de forças será avaliada através do método dos elementos finitos tridimensional.

Método dos Elementos Finitos

O método dos elementos finitos vem sendo cada vez mais utilizado nos últimos anos, em aplicações relacionadas à análise de tensões e deformações de regiões do corpo humano, na tentativa de simular e compreender o comportamento estrutural, não apenas natural, mas também de prever as possíveis implicações associadas às intervenções cirúrgicas e modificações típicas nas técnicas restauradoras que surgem em função dos avanços da Odontologia moderna.

Este método computacional representa atualmente uma das ferramentas mais completas para o estudo da distribuição de tensões em estruturas complexas. A eficiência do método é comprovada por estudos conduzidos na área de biomateriais e biomecânica, quando os resultados obtidos via análise numérica estão em acordo com as diversas observações e conclusões verificadas em estudos clínicos e experimentais (testes mecânicos e análise fotoelástica).

Na natureza um problema físico é caracterizado por um conjunto de parâmetros como a geometria e suas dimensões, as propriedades dos materiais e estruturas envolvidas, as forças aplicadas, as condições de contorno, deslocamentos, velocidades, tensões, deformações, etc.; com infinitos graus de liberdade. Para cada aplicação específica do MEF, as diversas variáveis que envolvem o problema devem ser criteriosamente pesquisadas, analisadas e fornecidas.

O MEF consiste na análise numérica para obtenção de soluções aproximadas para problemas que não possuem uma solução analítica devido à sua complexidade. Assim, este é um dos procedimentos utilizados para aproximar o comportamento de uma estrutura com infinitos graus de liberdade para outro, com aproximadamente as mesmas propriedades físicas e geométricas e com um número finito de graus de liberdade, cujo sistema de equações simultâneas possui um número limitado de incógnitas.

O MEF consiste na visualização de estrutura real que é contínua, através de um conjunto de elementos estruturais discretos, conectados por um número finito de pontos virtuais denominados nós. Um nó é definido como sendo um ponto no espaço onde os graus de liberdade e forças de uma estrutura são determinadas após a aplicação de carga (RICKS-WILLIAMSON et al., 1995). Coletivamente estes nós, juntamente com os elementos associados são denominados malha de elementos finitos (RUBIN et al., 1983). Os elementos são caracterizados por sua forma geométrica e número de nós, e definidos como uma matriz matemática da interação entre os graus de liberdade entre um grupo de nós. Estes elementos são formados pela divisão da estrutura original em segmentos, possuindo as características mecânicas da estrutura que lhe originaram (RUBIN et al., 1983; CAPUTO

e STANDLEE, 1987; CLELLAND et al., 1991; RICKS-WILLIAMSON et al., 1995; YAMAN, ALAÇAM e YAMAN, 1998). A subdivisão da estrutura deste modo facilita a determinação da matriz de rigidez estrutural e, por último, a deflexão e tensão resultante (CAILLETEAU, RIEGER e Ed AKIN, 1992). Um elemento é representado por uma matriz matemática das interações coletivas entre os graus de liberdade de um conjunto de nós. Uma vez que uma estrutura é numericamente criada e as propriedades dos seus materiais determinadas, ela poderá ser analisada de acordo com a distribuição de tensão empregando o método dos elementos finitos.

Um sistema numérico é requerido para identificar os elementos e os nós, e um sistema de coordenadas deve ser estabelecido para identificar a localização dos pontos nodais (CAPUTO e STANDLEE, 1987). A localização dos nós é definida usando um sistema de coordenadas de 2 ou 3 dimensões, fornecendo um método para especificar a forma e tamanho do objeto. Os pontos nodais também funcionam como locais para a aplicação de forças sobre a estrutura (CAILLETEAU, RIEGER e Ed AKIN, 1992). Um grande número de equações lineares simultâneas é gerado pelo computador, estabelecendo a compatibilidade entre cada elemento e os demais, possibilitando a análise (CAPUTO e STANDLEE, 1987).

Após o estabelecimento de um sistema de coordenadas, outras informações devem ser fornecidas para o processamento da análise, que são o módulo de elasticidade (módulo de Young) e o coeficiente de Poisson para os diferentes materiais. Condições iniciais e de contorno, e as forças externas a serem aplicadas às estruturas também devem ser especificadas (DARENDELILER et al., 1992; RICKS-WILLIAMSON et al., 1995). O

coeficiente de Poisson é definido como o valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais medidas em um eixo de tração axial. Já o módulo de elasticidade é definido como sendo a inclinação de porção linear do diagrama de tensão-deformação do material e representa uma medida de rigidez do material. Um material com um alto módulo de elasticidade deforma menos que um material com baixo módulo de elasticidade quando sujeitos à mesma força (CAPUTO e STANDLEE, em 1987; ANUSAVICE, 1988).

O uso de condições iniciais e de contorno, junto com as características de carregamento, nos fornece o padrão de deslocamento nodal (YAMAN, ALAÇAM e YAMAN, 1998). O conceito de MEF pode ser ilustrado pelo mecanismo de uma simples mola. A deflexão da mola (d) é proporcional à magnitude da força aplicada (F) e à rigidez da mola (K), como descrito na equação seguinte:

$$F=K.d$$

As estruturas biológicas comportam-se de um modo análogo à mola, entretanto, a rigidez ou resistência a deformação de tais estruturas sob carga é governada primariamente pela geometria e módulo de elasticidade das mesmas.

A resposta interna de uma estrutura às forças aplicadas externamente é denominada tensão e é definida como força dividida pela área. As tensões podem ser de três tipos distintos: tração, compressão e cisalhamento. A tração é a resposta interna a uma força que procura tornar o material mais longo. Compressão é a resposta interna a uma força que tenta tornar o material menor. Já o cisalhamento é a resposta interna a uma força que procura fazer com que uma parte do material deslize sob a outra. Quando uma tensão é induzida em material,

observa-se uma mudança de forma, que é descrita em termos de deformação. A deformação é definida como a mudança de comprimento dividida pelo comprimento inicial. Para a tensão de tração e compressão a deformação é expressa em termos de alongamento e encurtamento do corpo, respectivamente. No cisalhamento, a mudança de forma é expressa em termos de mudança no ângulo de uma parte do corpo relacionada a outra (CAPUTO STANDLEE, 1987; ANUSAVICE, 1998).

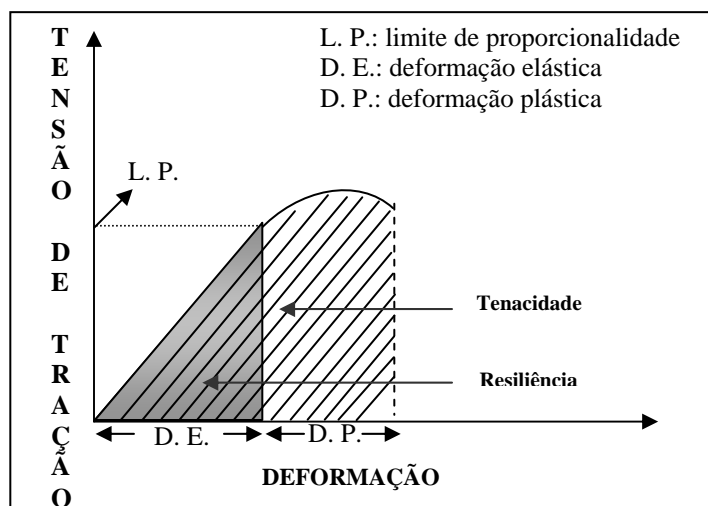


GRÁFICO I: Diagrama convencional de tensão-deformação por tração.

O diagrama tensão-deformação contém muitas informações sobre o modo que o material comporta sob a aplicação de cargas e apresenta certas características gerais. No diagrama tensão-deformação a porção em linha reta representa a região de comportamento elástico linear do material. Nesta região, quando se retira a força, o material retorna à sua forma original. Quando uma força é aplicada ultrapassando esta porção linear do diagrama, a retirada da força não implicará no retorno do material à sua forma original. Esta porção do diagrama representa a região de comportamento plástico. Eventualmente se a força

continuar a ser aplicada resultará na fratura do material. Alguns parâmetros podem ser obtidos, do diagrama de tensão-deformação, dentre eles o módulo de elasticidade, o limite elástico e a resistência do material (CAPUTO e STANDLEE, 1987; ANUSAVICE, 1998).

Após o cálculo da matriz de rigidez e dos deslocamentos nodais, a distribuição das tensões é apresentado através de gráficos com faixas coloridas, utilizando um pós-processador que possa criar um modelo geométrico dos resultados calculados. As tensões máximas e mínimas calculadas a partir do campo de deslocamentos, representam a tensão máxima de tração e compressão respectivamente (HO et al., 1994). A combinação global (eixo X,Y e Z) do valor absoluto do quadrado das diferenças das tensões principais é conhecida como tensões de von Mises, representada pela equação $2\sigma_{eq}^2 = (\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2$, constitui um critério de falha bastante empregado (HO et al., 1994; RICKS-WILLIAMSON et al., 1995).

Nos modelos tridimensionais, nove componentes de tensão estão presentes. Porém, devido à condição de reciprocidade das tensões de cisalhamento, o campo tridimensional de tensões pode ser representado por seis componentes. Pela simetria do tensor tensão, torna-se possível determinar as direções principais nas quais o estado de tensões pode ser representado por três tensões principais: σ_1 , σ_2 e σ_3 ; onde σ_1 é a tensão máxima, σ_3 é a tensão mínima e σ_2 situa-se entre as duas anteriormente citadas. As duas tensões principais (σ_1 e σ_3) são de significância primária, pois estas tensões podem iniciar ou contribuir para a propagação de trincas e/ou fraturas, afirmaram Goel, Kera, Singh (1990).

Metodologia

A distribuição de tensões em um incisivo central superior induzida pela preparação cavitária, e procedimentos endodônticos e restauradores quando submetidos à aplicação de forças foi avaliada através do método dos elementos finitos, visto tal método ser atualmente o que representa com maior fidelidade a distribuição de tensões induzidas pelas forças mastigatórias. Este trabalho foi dividido em três etapas a saber:

I- Pré-processamento:

- 1- Geometria e modelagem;
- 2- Materiais e propriedades;
- 3- Malha de elementos finitos;
- 4- Carregamento;
- 5- Condições de contorno e suporte.

II- Processamento.

III- Pós-processamento.

I – Pré-processamento

O método dos elementos finitos foi usado para investigar a distribuição da tensão na dentina em um incisivo central superior com preparações cavitárias interproximais extensa e conservadora, de acesso endodôntico e procedimentos restauradores com colocação de pino. Foi empregado o programa ANSYS (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa), versão 5.7, executado em um microcomputador pessoal (PC), sendo todo o equipamento empregado disponibilizado pelo Departamento de Engenharia de Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais.

1- Geometria ou modelagem

Os modelos geométricos tridimensionais foram obtidos tendo como referência a anatomia do incisivo central superior direito apresentada por Wheeler (1962). Inicialmente, imagens das faces vestibular, palatina e interproximais foram digitalizadas e inseridas em um arquivo de saída para AUTOCAD. Tal arquivo foi em seguida convertido em um arquivo de entrada para o ANSYS. O arquivo de entrada do ANSYS forneceu os “Keypoints”, posteriormente empregados na obtenção das linhas, que geraram as áreas e em seguida os volumes dos modelos. Os seguintes modelos foram confeccionados:

MODELO 1- Dente hígido (controle) – Figuras 1 e 2

MODELO 2- Dente com duas preparações cavitárias interproximais conservadora e extensa – Figura 3

MODELO 3- Dente com preparação para acesso endodôntico – Figura 4

MODELO 4- Dente com uma preparação cavitária interproximal extensa e acesso endodôntico – Figura 5

MODELO 5- Dente com duas preparações cavitárias interproximais conservadora e extensa e acesso endodôntico – Figura 6

MODELO 6- Restauração com resina composta do modelo 2 (2r) – Figura 7

MODELO 7- Restauração com resina composta do modelo 3 (3r) – Figura 8

MODELO 8- Restauração com resina composta do modelo 4 (4r) – Figura 9

MODELO 9- Restauração com resina composta do modelo 5 (5r) – Figura 10

MODELO 10- Colocação de pino intra-radicular no modelo 9 (5rp) – Figura 11

Para a modelagem da geometria da câmara pulpar e canal radicular, considerando o modelo de dente hígido, que pode ser definido como um dente vital e sem cárie, baseou-se na anatomia apresentada por Cohen e Burns, (1998). Em relação à forma anatômica dos preparos cavitários foi removida uma quantidade de esmalte e dentina simulando cavidades interproximais com dois diâmetros e uma cavidade na face palatina correspondendo a abertura para acesso a câmara pulpar. Foram removidas estruturas dentinárias do conduto radicular simulando o procedimento do preparo biomecânico do conduto e selamento com cone de guta-percha nos 4,0 mm apicais. Colocação de um pino de aço inoxidável Unimetric (Les Fils D, Auguste Maillefer S.A. – Baillaigues – Switzerland) com 12 mm de comprimento, 1,0 mm de diâmetro na região apical e 2,0 mm de diâmetro na região coronária, considerando a sua configuração superficial lisa.

O modelo 1 foi constituído de esmalte, dentina coronária e radicular, polpa, ossos cortical e esponjoso. Nos modelos 2, 3, 4 e 5 foram removidos dentina e esmalte simulando preparações cavitárias comumente encontrada nestes dentes. Nos modelos 6, 7, 8 e 9 foram restaurados com resina composta sendo que no modelo 10 foi colocado um pino intra-radicular de aço inoxidável, preenchimento dos 4,0 mm remanescentes apicais do conduto radicular com guta-percha, ossos cortical e esponjoso. O emprego do maior número

possível de estruturas foi realizado a fim de proporcionar uma análise considerando as condições mais próximas do real. Na FIGURA 1 pode ser observada a anatomia externa do modelo 1, enquanto na FIGURA 2 é apresentado um corte méso-distal do mesmo modelo, onde se observam as estruturas internas. As figuras 3 a 11 representam a geometria e malha dos modelos 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 e 10.

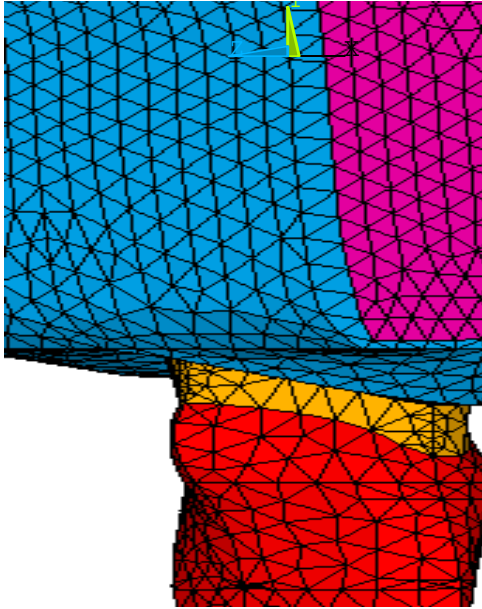


Figura 1 Anatomia externa
Modelo 1

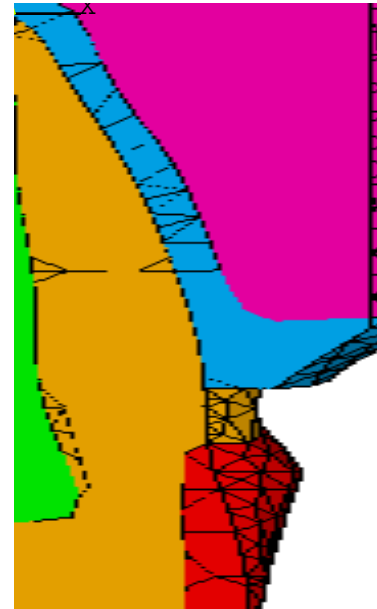


Figura 2 - Corte mesio-distal
Modelo 1

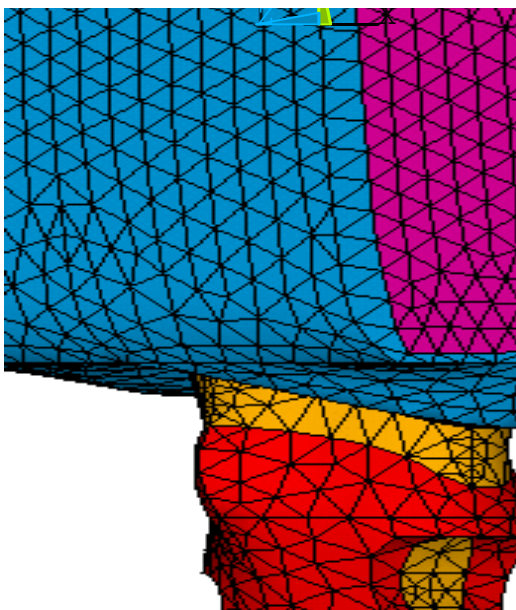


Figura 3 – Cavidades interproximais
conservadora e extensa - Modelo 2

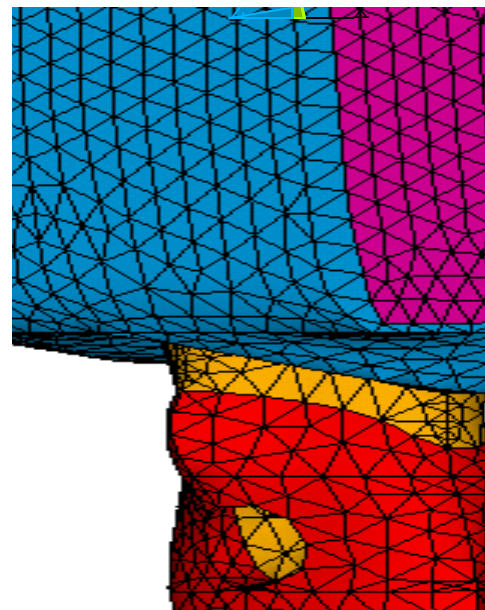


Figura 4 - Cavidade de acesso
endodôntico - Modelo 3

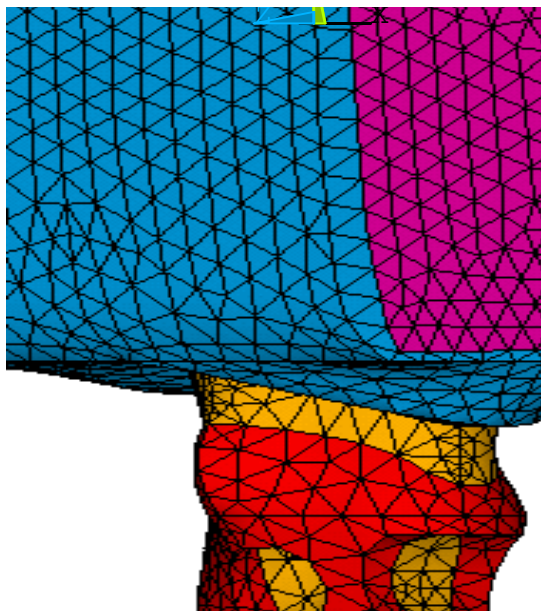


Figura 5 – Cavidade interproximal
Extensa e de acesso endodôntico
Modelo 4

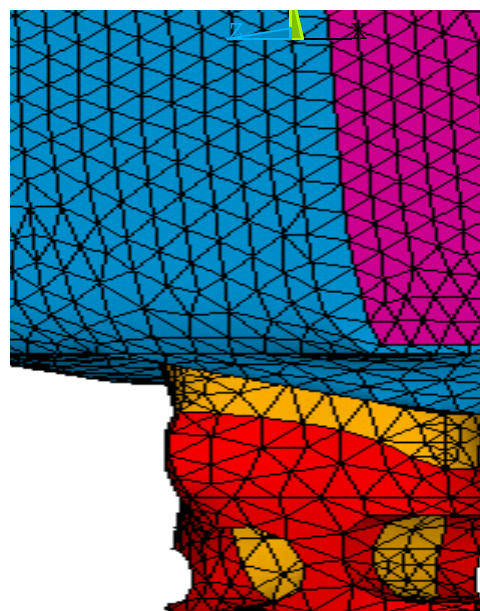


Figura 6 – Cavidades interproximais
Conservadora, extensa e de acesso
Modelo 5

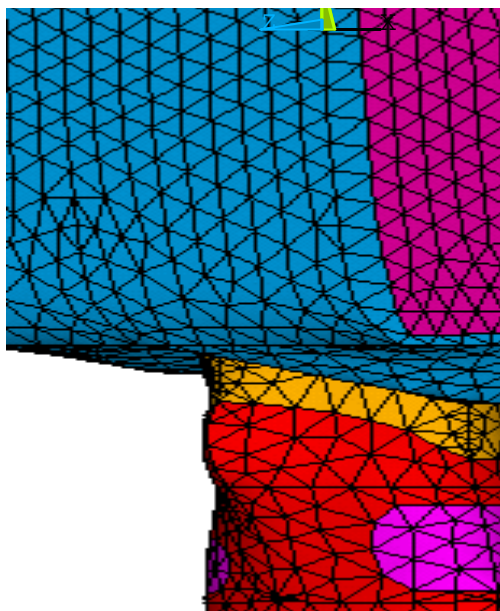


Figura 7 – Restauração das cavidades
interproximais conservadora e extensa
Modelo 6

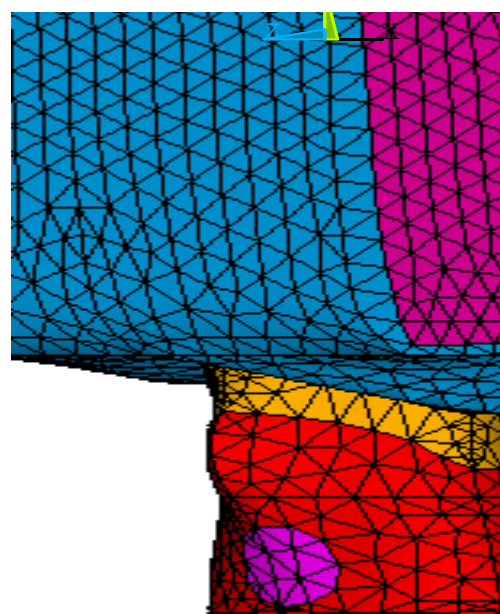


Figura 8 – Restauração da cavidade
de acesso endodôntico
Modelo 7

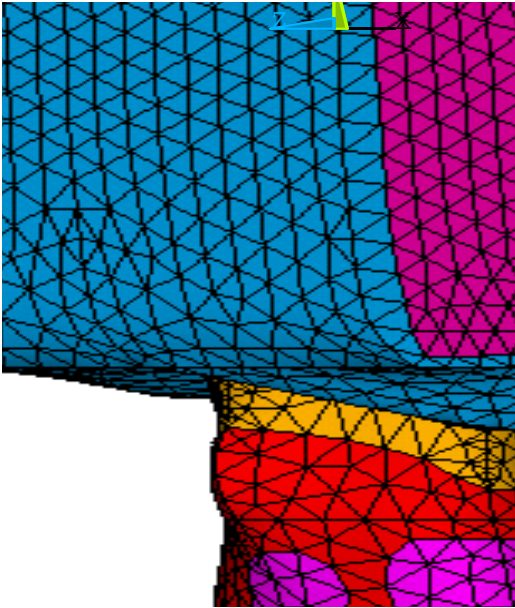


Figura 9 - Restauração da cavidade interproximal extensa e de acesso endodôntico
Modelo 8

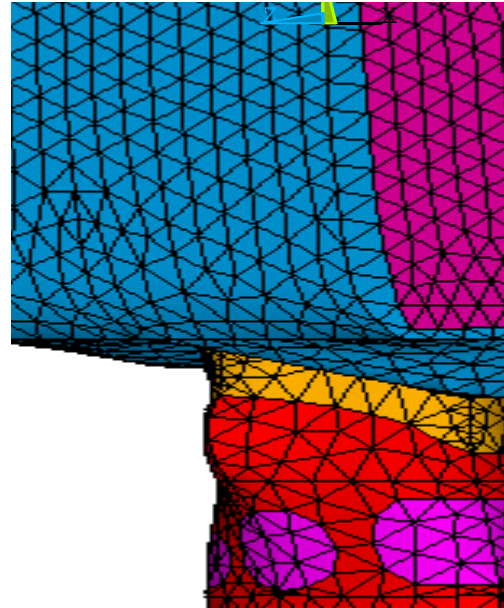


Figura 10 – Restauração das cavidades interproximais extensa, conservadora e de acesso endodôntico
Modelo 9

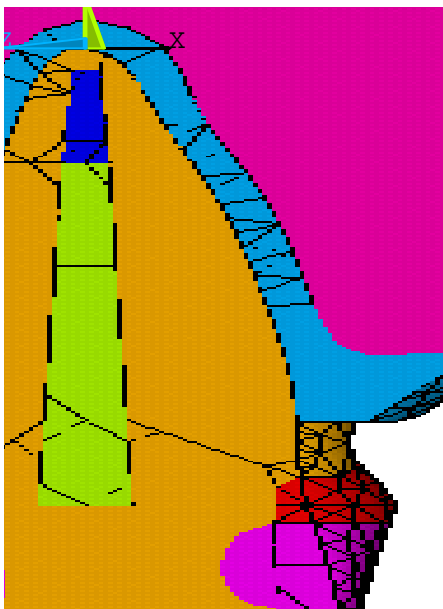


Figura 11 – Restauração do modelo 9 com a colocação de pino de aço inoxidável
Modelo 10

2 - Materiais e propriedades

Após a obtenção dos modelos, determinou-se os materiais (estruturas dentárias e/ou materiais restauradores) relacionados a cada volume do modelo, sendo em seguida as propriedades mecânicas atribuídas aos materiais.

As propriedades dos materiais necessárias para o estudo (coeficiente de Poisson e módulo de Young) foram pesquisadas na literatura e são apresentadas na Tabela I.

TABELA I: Propriedades mecânicas dos materiais necessários para análise pelo MEF.

Material	Módulo de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Esmalte	41	0,30	KO et al.,1992
Dentina	18,6	0,31	KO et al, 1992
Polpa	0,002	0,45	RUBIN, KRISHNAMURTY & CAPILOUTO, 1983
Osso cortical	13,7	0,30	KO et al, 1992
Osso esponjoso	1,37	0,30	KO et al, 1992
Resina composta	22,2	0,30	COHEN et al., 1999
Guta-percha	0,00069	0,45	KO et al, 1992
Aço inoxidável Unimetric	200	0,33	KO et al, 1992

Os modelos obtidos foram analisados dentro dos limites da elasticidade, sendo algumas simplificações estabelecidas. Considerou-se que todos os materiais eram homogêneos e isotrópicos, apresentando comportamento linear elástico. Como material homogêneo deve-se entender materiais cujas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as partes de cada elemento estrutural. Como material isotrópico entendem-se os materiais cujas

propriedades são as mesmas em todas as direção em um ponto do elemento estrutural. Como material linearmente elástico entende-se materiais cujas deformações são linearmente proporcionais às forças aplicadas.

3- Malha de elementos finitos

A discretização da estrutura foi o próximo passo realizado. Tal procedimento consiste na geração da malha de elementos finitos. A malha é formada por um conjunto de subespaços, denominados “elementos”, interconectados por seus pontos extremos, ditos pontos nodais. Neste trabalho foram empregados elementos tetraédricos de 10 nós, denominados “SOLID 92”. Exemplificação da malha, na superfície externa da estrutura dental, pode ser observada nas FIGURAS 1 e 2. Foi realizada a supressão dos nós intermediários, para a análise tridimensional, a fim de diminuir o número de nós e viabilizar o processamento dos dados. Embora tal medida implique uma redução da precisão dos resultados, deve-se ressaltar que o número de nós e elementos apresentados pelos modelos empregados são ainda muito superiores aos de modelos de outros estudos previamente realizados, sendo considerado satisfatório (Tabela II).

TABELA II: Número de nós, elementos e graus de liberdade dos modelos geométricos tridimensionais estudados.

	1	2	3	4	5	2R	3R	4R	5R	6R
Nós	9012	8955	8916	8886	8859	9011	9012	9012	9012	8205
Elementos	47628	47170	46806	46570	46348	47622	47629	47629	47629	42771
Grau de liberdade	26779	26608	26491	26401	26320	26776	26779	26779	26779	24358

É importante ressaltar que o número de graus de liberdade é adequado para o problema, pois foram feitas análises de convergência em modelos de trabalhos anteriores. Tendo em vista o fato de o trabalho ser comparativo foi feita uma tentativa de manter o número de graus de liberdade aproximadamente iguais.

4- Carregamento

Uma força de 100 N foi aplicada aos modelos, lingualmente a aproximadamente 2 mm da borda incisal em 45 graus, de forma a simular o contato oclusal durante a guia incisiva Figuras 12 e 13. Embora tal força não seja consistente com as observações clínicas, foi escolhida a fim de induzir tensão nas estruturas e permitir que comparações relativas pudessem ser realizadas. Tal conduta foi previamente realizada por Cailleteau, Rieger e Ed Akin (1992). Considerando que todos os materiais foram tidos como linearmente elásticos, torna-se fácil determinar os valores das tensões geradas pela carga específica, simplesmente multiplicando os valores de tensões encontradas pelo número de vezes que a carga que se quer testar é maior que a carga empregada neste estudo.

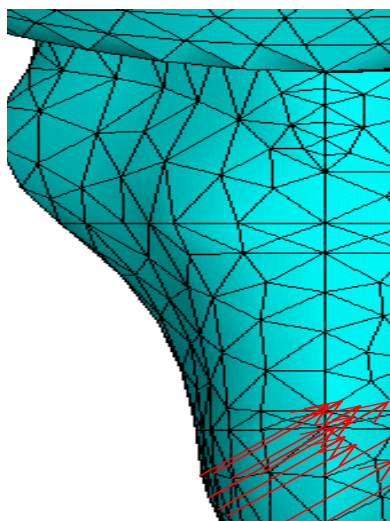


Figura 12 - Vista lateral do carregamento aplicado

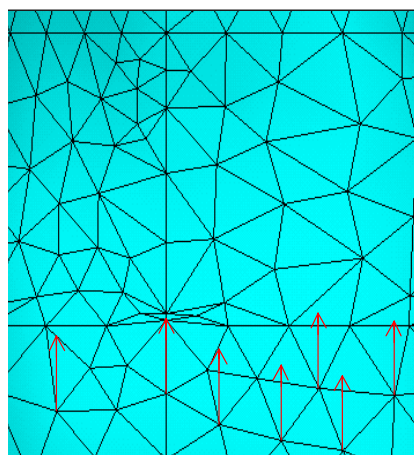


Figura 13 Vista frontal dos vetores do carregamento

5- Condições de contorno e suporte

O modelo geométrico foi imobilizado para evitar deslocamento. Para isto, foi realizado o engastamento dos nós presentes na porção superior do osso cortical, assim como os nós pertencentes ao osso cortical voltado para os dentes contíguos, deixando desta forma os modelos livres no sentido vestibulo-lingual. O engastamento do tecido ósseo fora anteriormente realizado por Yaman, Alaçam e Yaman (1998).

II- Processamento

Consiste na solução das condições acima propostas. Isto é, a solução das equações geradas e a obtenção dos resultados. Montagem da matriz de rigidez e cálculo dos deslocamentos nodais. A matriz é determinada a partir da definição da malha e da especificação das condições de contorno.

III- Pós-processamento

Os resultados apresentados através da plotagem do diagrama de tensões para a solução em cada nó fornecem o contorno da plotagem e os limites máximos e mínimos para os valores médios de tensões. Considerando a maior susceptibilidade à fraturas das estruturas dentárias quando submetidas às tensões de tração, foram consideradas as tensões no eixo Y (longo eixo do dente). Esta etapa será melhor descrita no Capítulo 6 (Resultados e Discussão).

6. RESULTADOS E DISCUSSÃO

O padrão de distribuição de tensões (von Mises) nos modelos estudados permite constatar que com a execução de preparos cavitários e procedimentos restauradores observa-se, em relação ao dente hígido, quatro áreas de significativa concentração de tensões a se saber: região de preparo cavitário interproximal conservador, região de preparo cavitário interproximal extenso, região do acesso endodôntico e região de colocação de pino intraradicular.

Um resumo das tensões máximas de von Mises e tensões máximas e mínimas na direção Y está mostrada na Tabela III.

TABELA III: Valores máximos de tensões (MPa) de von Mises e tensão principal máxima e mínima (MPa) na direção do eixo Y , nas diferentes regiões nos modelos tridimensionais.

		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Pino	σ_{vM}	1,0									16,0
	$\sigma_{y\max}$	0,4									13,9
	σ_{ymim}	-2,5									-19,4
Conservadora	σ_{vM}	8,3	14,9	9,7	9,7	16,5	9,0	8,9	8,7	9,3	9,2
	$\sigma_{y\max}$	1,7	3,3	8,0	9,1	8,6	3,9	4,1	4,3	5,1	5,1
	σ_{ymim}	-6,8	-9,6	-7,9	-6,5	-9,3	-7,5	-7,8	-7,7	-8,0	-8,0
Extensa	σ_{vM}	10,7	25,0	11,5	29,3	27,8	12,4	10,9	12,8	12,7	12,7
	$\sigma_{y\max}$	4,1	0,5	7,5	1,6	2,3	4,5	4,9	5,3	5,4	5,7
	σ_{ymim}	-7,9	-21,8	-8,8	-24,0	-22,9	-9,7	-8,7	-10,4	-10,4	-10,5
Acesso	σ_{vM}	11,3	13,5	24,4	24,6	25,7	11,8	8,6	8,8	8,9	9,3
	$\sigma_{y\max}$	10,1	11,9	17,3	19,4	20,2	10,5	7,0	7,2	7,2	7,4
	σ_{ymim}	-6,5	-6,5	-6,1	-6,6	-6,1	-6,5	-6,7	-6,8	-6,8	-0,2

Como observado no gráfico II, no que se refere à região de preparo cavitário interproximal conservador, o dente hígido apresentou um valor de tensão de 8,3 MPa, apresentando

diferença não significativa em relação aos modelos 3 (preparação de acesso endodôntico), modelo 4 (preparos de acesso endodôntico e preparo interproximal extenso) e modelos 6, 7, 8, 9, 10 que foram submetidos a procedimentos restauradores. Tais modelos apresentaram valores de tensões de 9,7 MPa; 9,7 MPa; 9,0 MPa; 8,9 MPa; 8,7 MPa; 9,3 MPa, 9,2 MPa, respectivamente. Por outro lado, em relação aos modelos 2 e 5 diferença significativa pode ser constatada. Em relação ao dente hígido (8,3 MPa) o modelo 2 (14,9 MPa) apresentou um acréscimo de 79,52 % no nível de tensões. Já o modelo 5 (16,5 MPa) apresentou um acréscimo de 98,80 % no nível de tensões, de forma que a realização do acesso endodôntico exacerba a concentração de tensões na região dos preparos interproximais. Tendo em vista tal diferença quando considerada as tensões segundo von Mises, resolveu-se considerar também as tensões segundo σ_y , para se definir a influência das tensões de tração nesta região. Segundo σ_y , o modelo 1 apresentou tensões de tração de 1,7 MPa, enquanto os modelos 2 e 5 apresentaram 3,3 MPa e 8,6 MPa respectivamente, implicando uma elevação nas tensões de tração de 94,12 % e 405,88 %, respectivamente (Gráfico III). Tais resultados sugerem que os procedimentos de preparação cavitária têm como resultado a concentração de tensões, enquanto os procedimentos restauradores implicam um padrão de distribuição de tensões mais próximo ao do dente hígido, mostrando a importância do procedimento restaurador no restabelecimento funcional de dente. Deve ressaltar porém que neste estudo a interface dente/restauração foi considerada ideal, isto é perfeitamente aderidas o que na realidade sabemos ser difícil de se conseguir clinicamente.

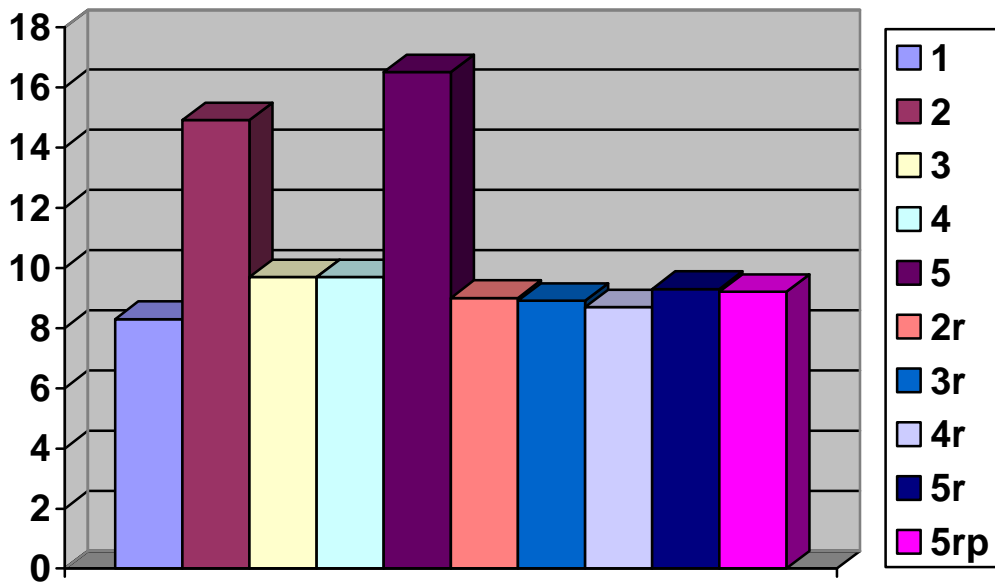


GRÁFICO II: Distribuição de tensões, segundo von Mises, nos modelos correspondente ao preparo interproximal conservador.

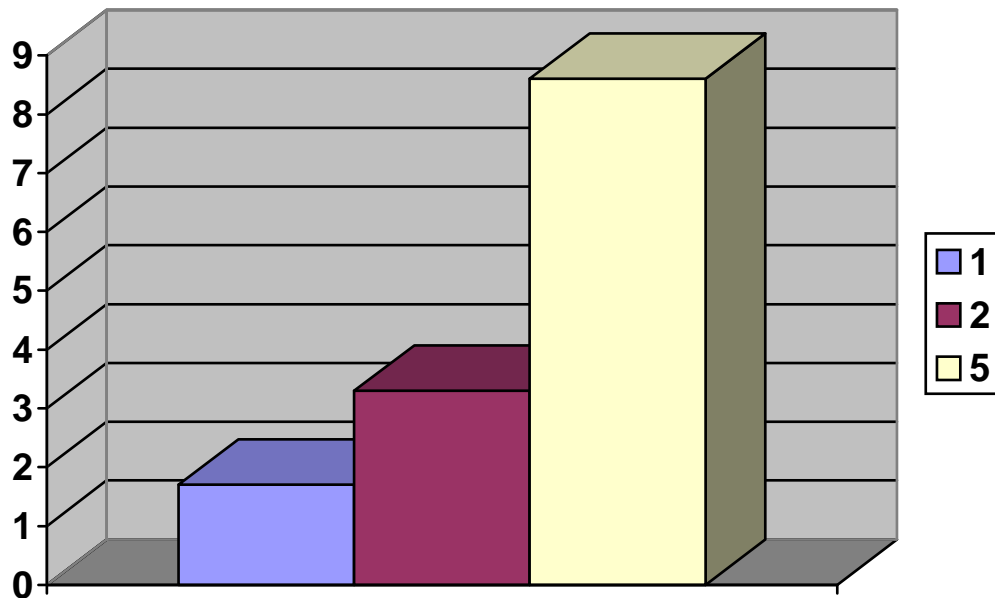


Gráfico III: Distribuição de tensões, segundo σ_y , nos modelos 1, 2 e 5 na área correspondente ao preparo interproximal conservador.

De acordo com as observações no gráfico IV, no que se refere à região de preparo cavitário interproximal extenso, o dente hígado apresentou concentração de tensões de 10,7 MPa, apresentando diferença não significativa em relação aos modelos 3 (preparação de acesso endodôntico e modelos 6, 7, 8, 9, 10 que foram submetidos a procedimentos restauradores. Tais modelos apresentaram concentração de tensões de 11,5 MPa; 12,4 MPa; 10,9 MPa; 12,8 MPa; 12,8 MPa; 12,7 MPa; 12,7 MPa, respectivamente. Em relação aos modelos 2, 4 e 5 diferença significativa pode ser constatada. O modelo 2 (25,0 MPa) e 4 (29,3MPa) apresentaram um acréscimo de 134 % e de 174% na concentração de tensões. Já o modelo 5 (27,8 MPa) apresentou um acréscimo de 159,81 % na concentração de tensões.

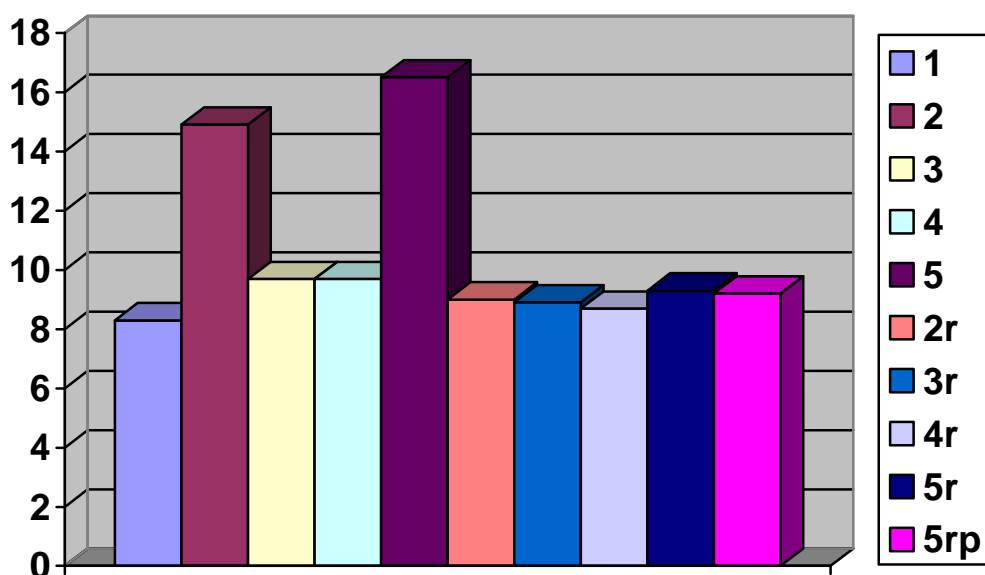


Gráfico IV: Distribuição de tensões, segundo von Mises, nos modelos correspondente ao preparo interproximal extenso.

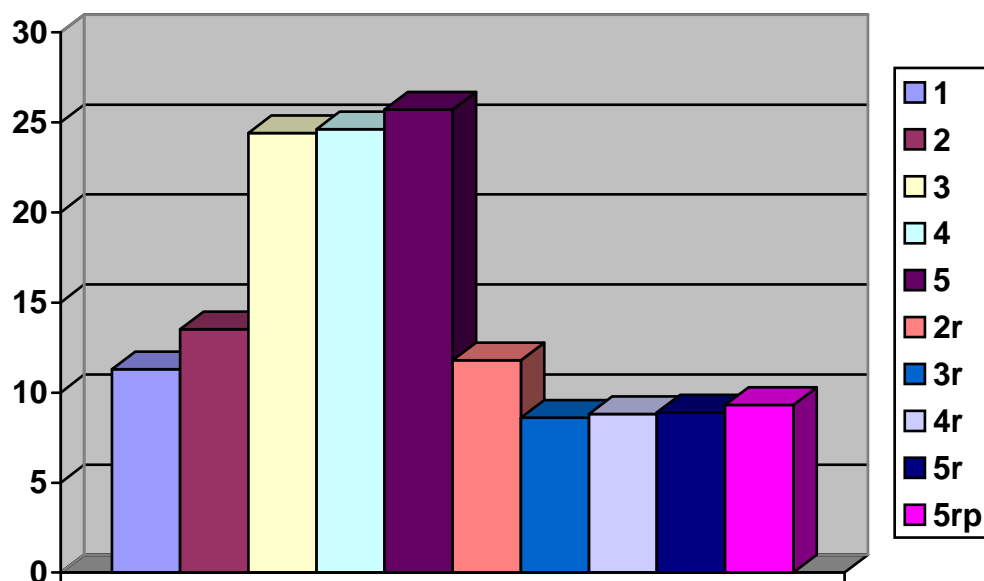


GRÁFICO V: Distribuição de tensões, segundo von Mises, nos modelos correspondente a região de acesso endodôntico.

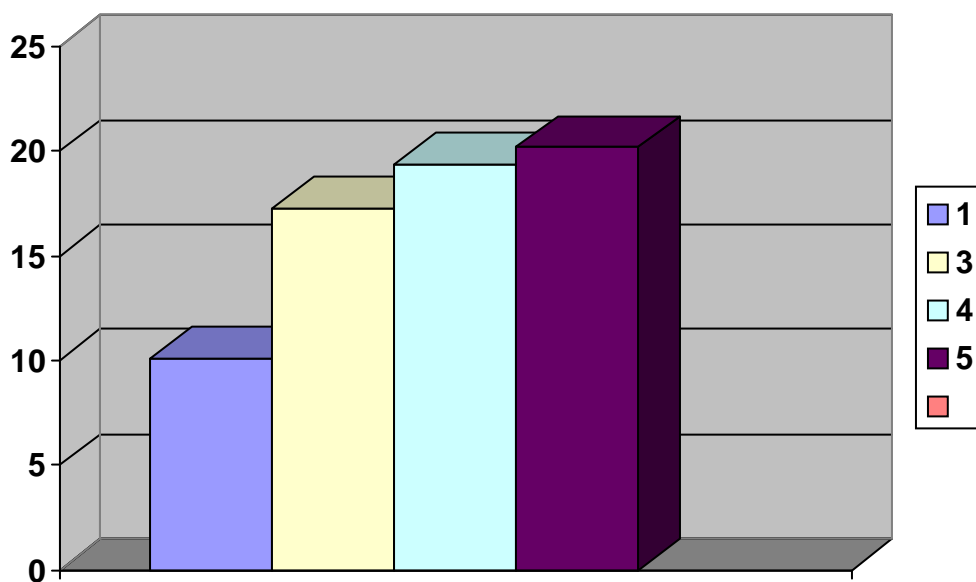


GRÁFICO VI: Distribuição de tensões, segundo σ_y , nos modelos correspondente a região de acesso endodôntico.

De acordo com o observado no gráfico V, que se refere à região do preparo cavitário de acesso endodôntico, o dente hígido apresentou concentração de tensões de 11,3 MPa, valor próximo ao modelo 2 e 2r que não apresentam esta cavidade. Já os modelos 3, 4 e 5 tiveram um aumento significativo na concentração de tensões em relação ao dente controle, 24,4 MPa; 24,6 MPa e 25,7 MPa, porém não apresentaram variações significantes entre eles indicando que as preparações cavitárias interproximais não afetaram a concentração de tensões nesta área. Os modelos que foram restaurados (3r, 4r e 5r) com resina composta apresentaram um decréscimo de tensões nesta região da ordem de 28 % aproximadamente. Considerando a tensões segundo σ_y , percebemos no modelo 1 a concentração de tensões de tração de 10,3 MPa, enquanto os modelos 3, 4 e 5 apresentaram 17,3 MPa, 19,4 MPa e 20,2 MPa,. Implicando em um acréscimo na concentração de tensões de tração na ordem de 71,2 %, 92,1% e 100 %, respectivamente para os dentes preparados.

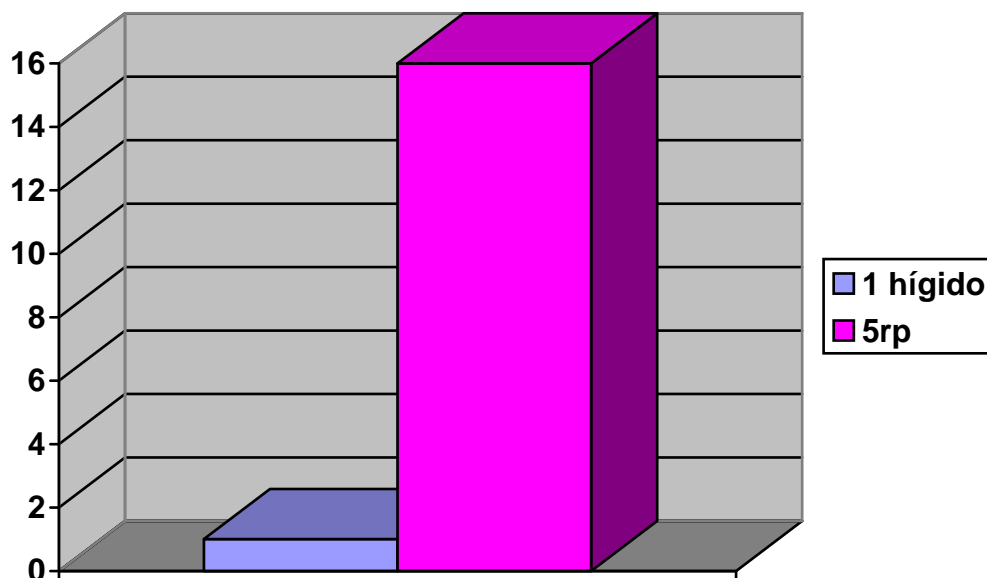


GRÁFICO VII: Distribuição de tensões, segundo von Mises, nos modelos correspondente a região da interface dente pino de aço inoxidável.

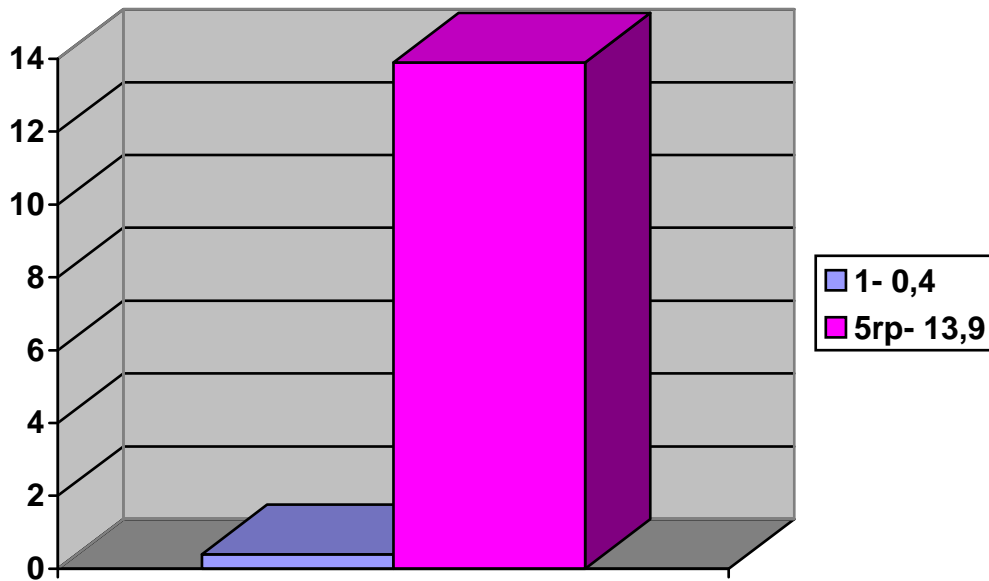


GRÁFICO VIII: Distribuição de tensões, segundo σ_y , nos modelos correspondente a região de interface dente pino de aço inoxidável.

De acordo com o observado no gráfico VII, que se refere à região da interface do pino de aço inoxidável com a dentina apresentou um aumento de concentração de tensões da ordem de 16 vezes o valor do padrão do dente hígido. Considerando-se o gráfico VIII, as tensões segundo σ_y , percebe-se no modelo 1 a concentração de tensões de tração de 0,4MPa, enquanto o modelo com o pino aumentou para 13,4 MPa. Baseado nestes dados contra indica-se a incorporação de pino de aço inoxidável pelo fato de aumentar a concentração de tensões internamente no dente.



Figura 14 - Modelo 1

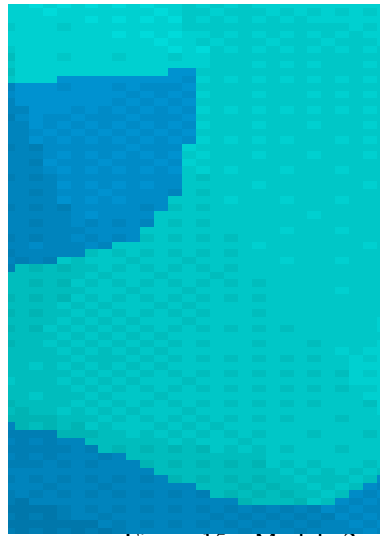


Figura 15 - Modelo 2

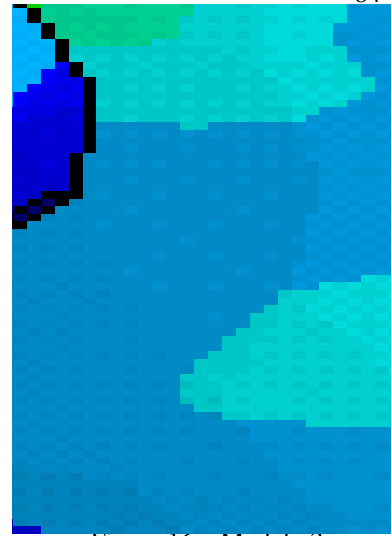


Figura 16 - Modelo 3



Figura 17 - Modelo 4

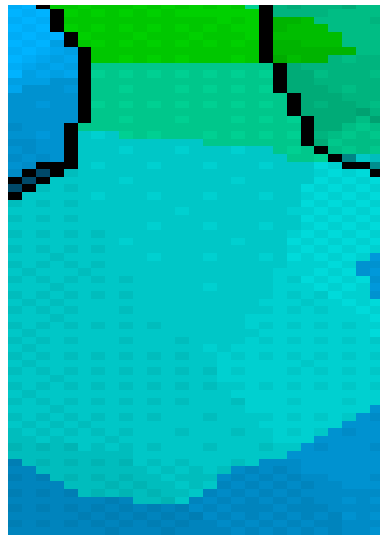


Figura 18 - Modelo 5

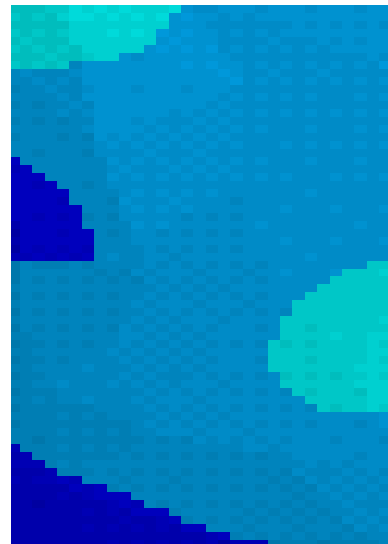


Figura 19 - Modelo 2r

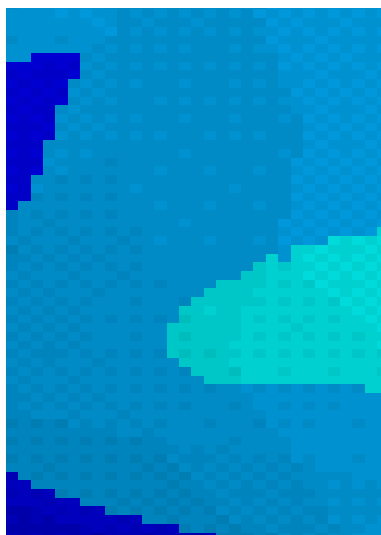


Figura 20 - Modelo 3r

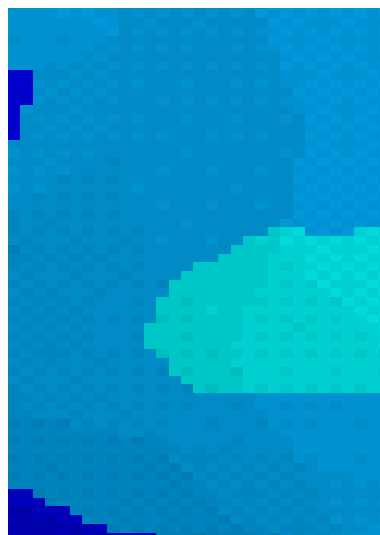


Figura 21 - Modelo 4r

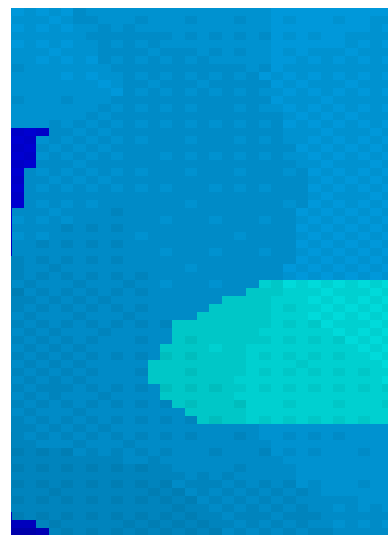


Figura 22 - Modelo 5r

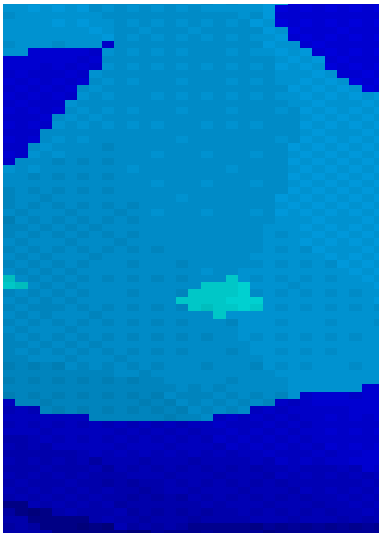


Figura 23 – Modelo 5rp

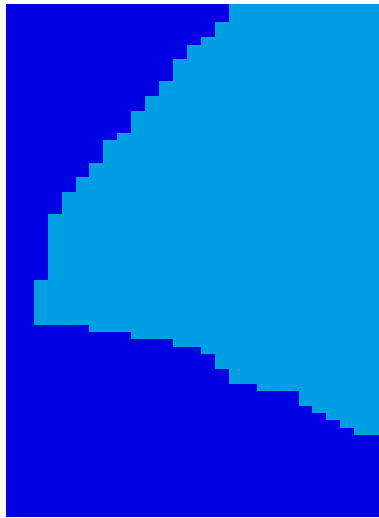


Figura 24 – Modelo 1

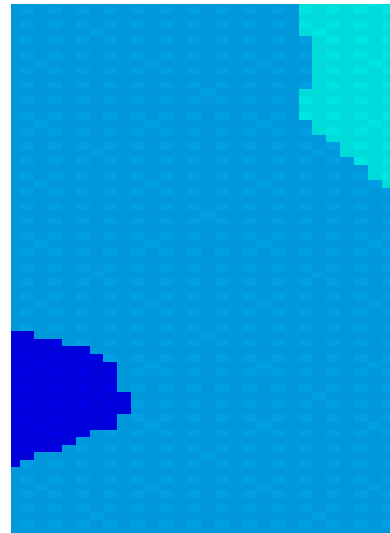


Figura 25 – Modelo 2

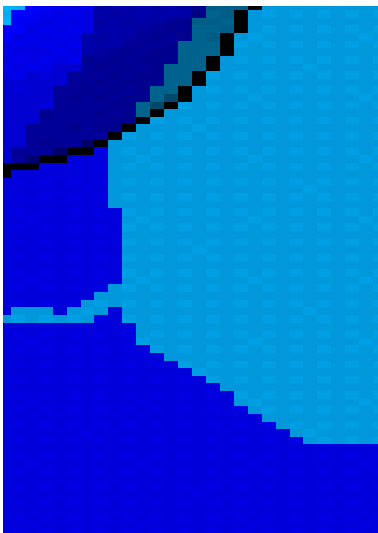


Figura 26 – Modelo 3

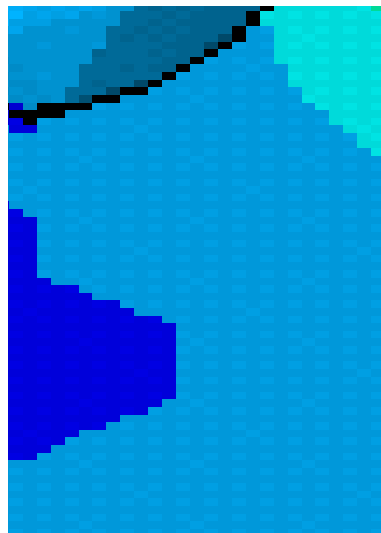


Figura 27 – Modelo 4

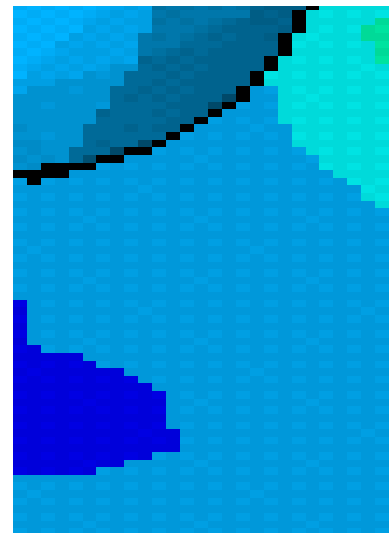


Figura 28 – Modelo 5

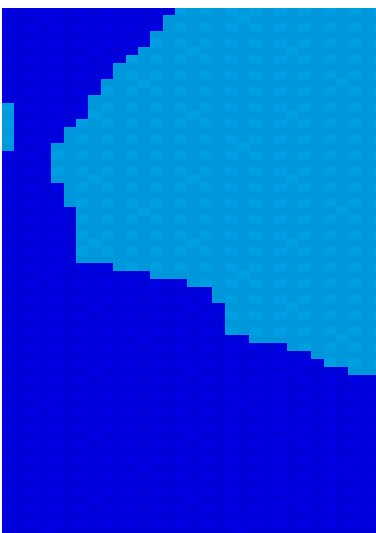


Figura 29 – Modelo 2r

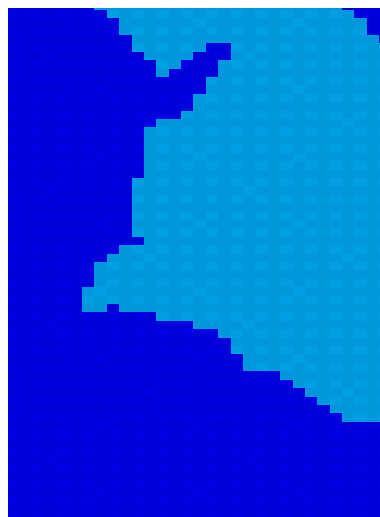


Figura 30 – Modelo 3r

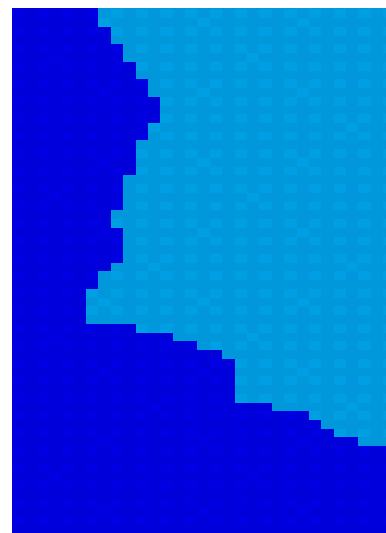


Figura 31 – Modelo 4r

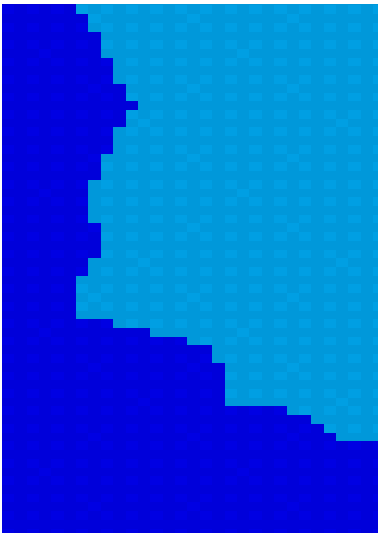


Figura 32 – Modelo 5r

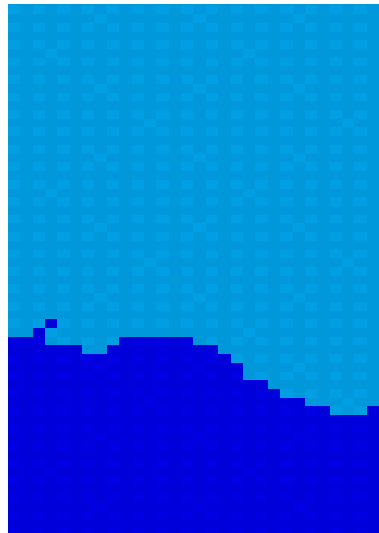


Figura 33 – Modelo 5rp

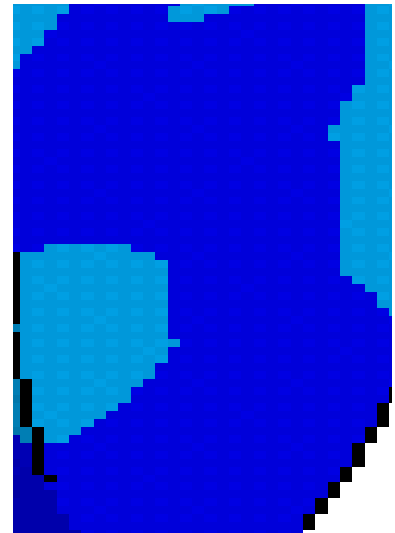


Figura 34 – Modelo 1

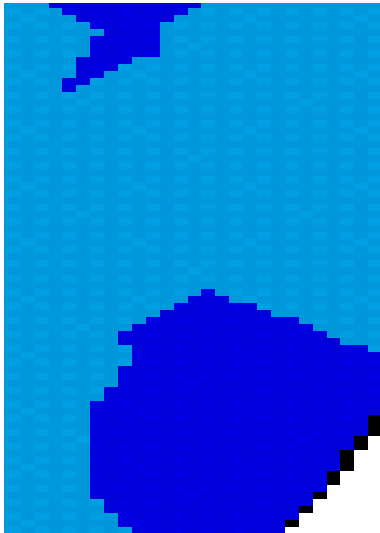


Figura 35 – Modelo 2

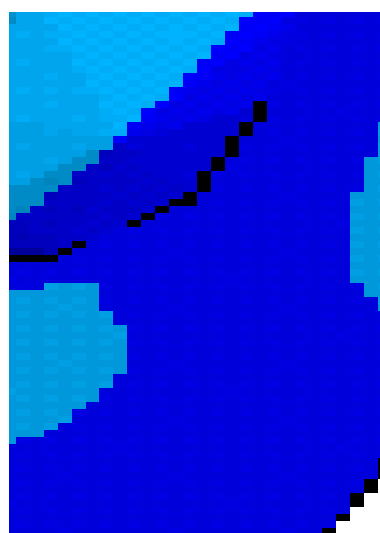


Figura 36 – Modelo 3

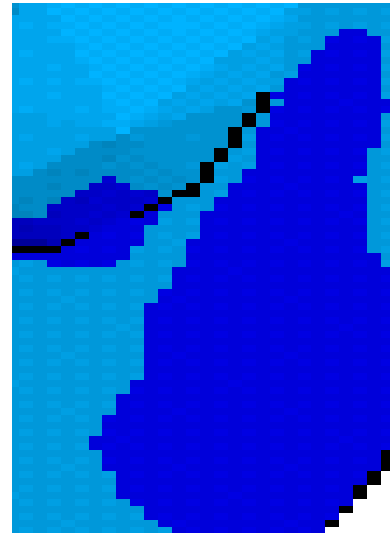


Figura 37 – Modelo 4

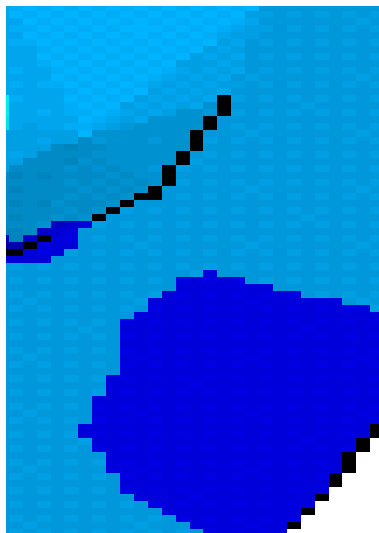


Figura 38 – Modelo 5

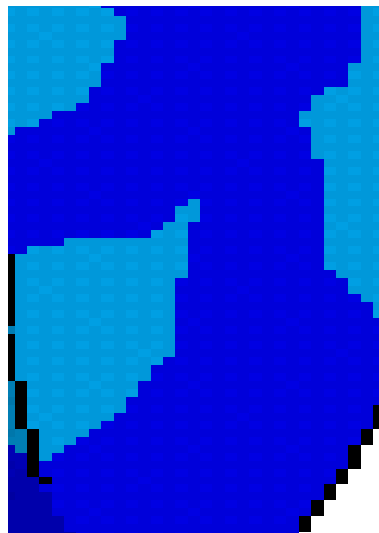


Figura 39 – Modelo 2r

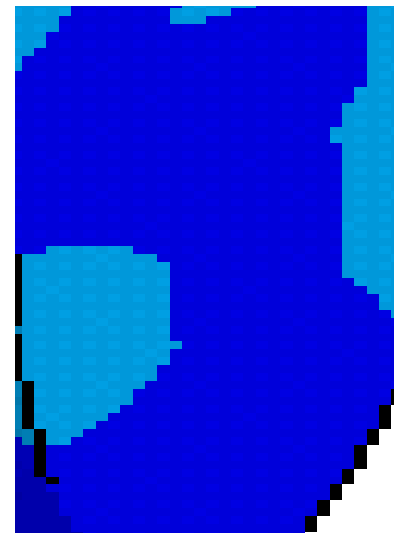


Figura 40 – Modelo 3r

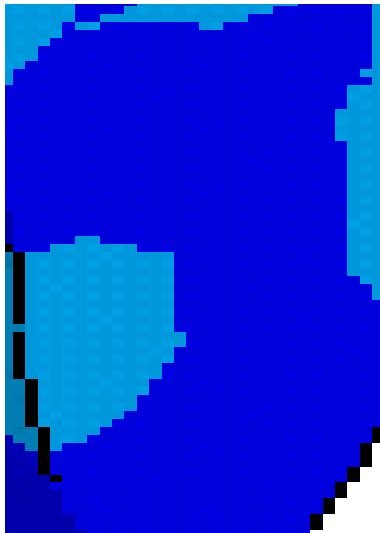


Figura 41 – Modelo 3r

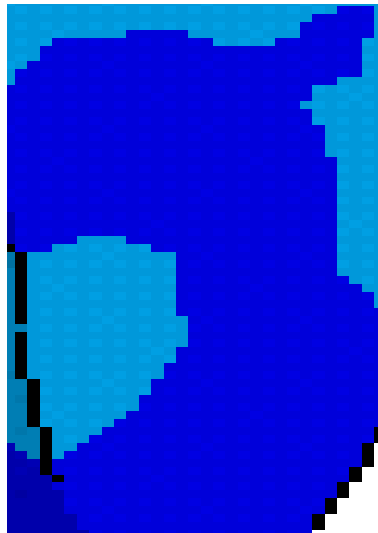


Figura 42 – Modelo 4r

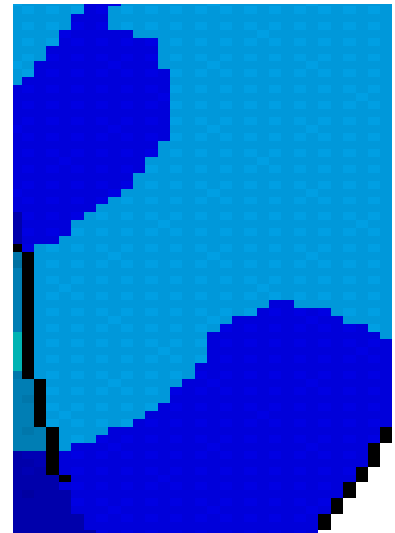


Figura 43– Modelo 5r

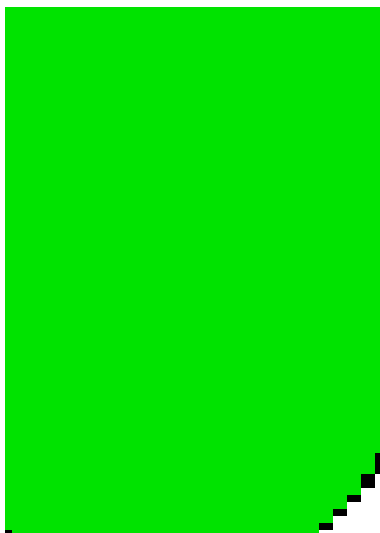


Figura 44 – Modelo 1

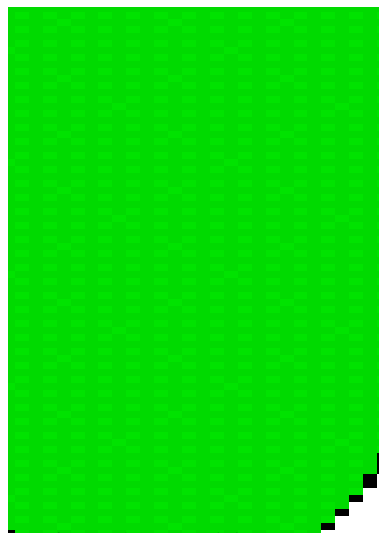


Figura 45 – Modelo 2

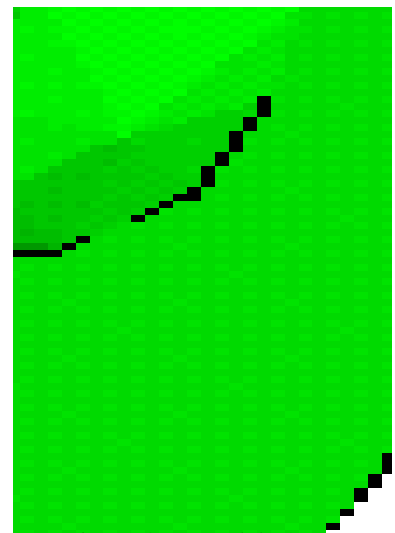


Figura 46 – Modelo 3

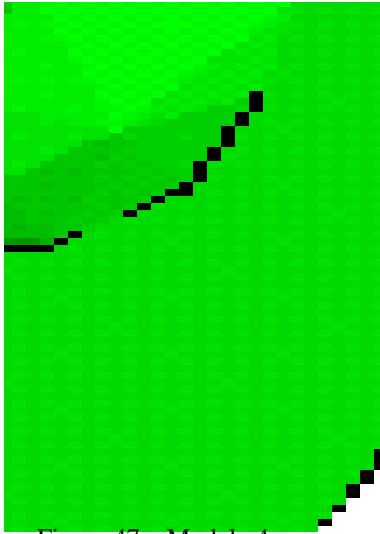


Figura 47 – Modelo 4

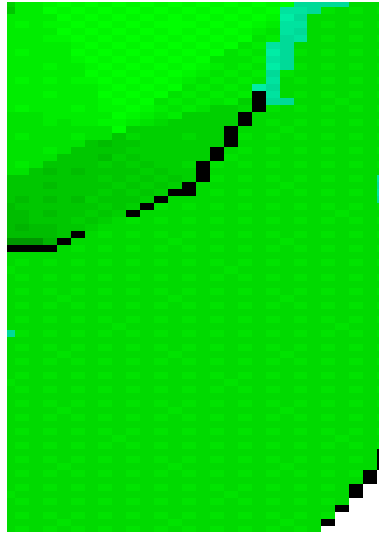


Figura 48 – Modelo 5

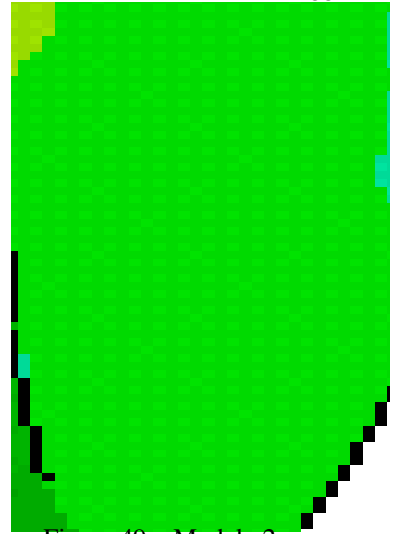


Figura 49 – Modelo 2r

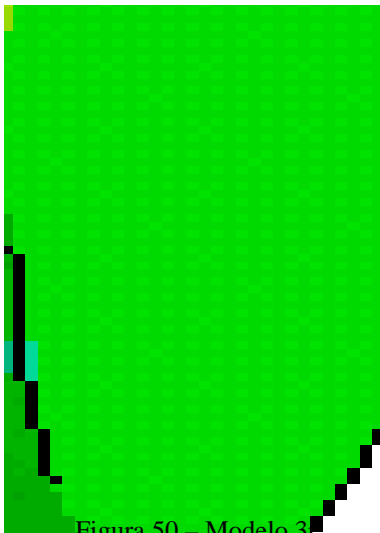


Figura 50 – Modelo 3l

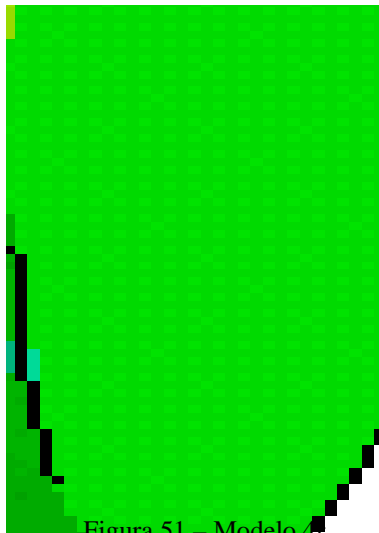


Figura 51 – Modelo 4l

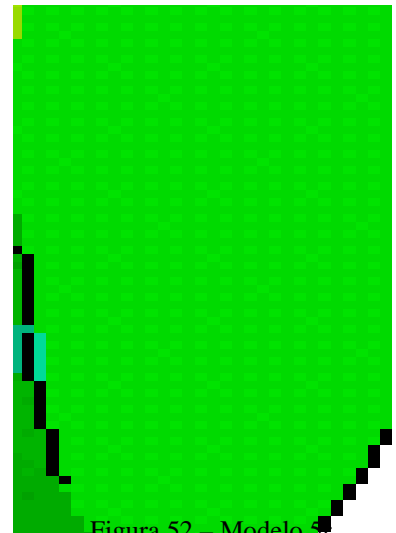


Figura 52 – Modelo 5l

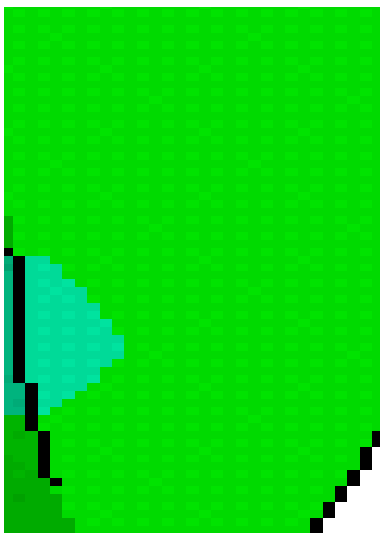


Figura 53 – Modelo 5rp

O objetivo principal da Odontologia restauradora é o restabelecimento dos princípios biomecânicos, funcionais e estéticos da dentição natural, através da confecção de uma restauração que tenha habilidade para suportar a carga mastigatória e as variações térmicas a que estão submetidas, de tal forma a permitir um longo tempo de vida útil para o elemento dental e conseqüentemente a manutenção da integridade do sistema estomatognático.

A literatura tem descrito que um dente tratado endodonticamente merece um cuidado especial na sua restauração. Um dente despulpado é mais frágil devido a uma alteração biomecânica, pois sofreu uma modificação na sua arquitetura e morfologia devido à perda de estrutura dental por cáries, fraturas, preparação cavitária além do acesso e instrumentação do canal radicular (SEDGLEY e MESSER, 1992).

O mais importante a se considerar na restauração de dentes despulpados não é o fato do tratamento endodôntico enfraquecer o dente, mas sim a quantidade e a qualidade da estrutura dental remanescente (ALBUQUERQUE et al., 2003). Através deste estudo concorda-se que é fundamental a preservação da estrutura dental sadia, sendo necessário um cuidado especial na hora de selecionar a conduta restauradora mais eficaz para o tratamento desses dentes, pois nenhum material restaurador substitui o tecido dental com a mesma eficiência, o que nos obriga selecionar uma técnica que seja, além de tudo, conservadora para a estrutura dental remanescente.

Considerando a elevada susceptibilidade à fratura, a necessidade de tratamento endodôntico e a perda acentuada de estrutura dentinária a colocação de pinos intra-radulares se faz

necessária, a fim de proporcionar retenção para o material de núcleo de preenchimento e posteriormente para a restauração definitiva (ROBBINS, 2001).

BURGESS e XU (1999) afirmaram que a colocação de pinos intra-radulares para dentes anteriores só é indicada quando tais elementos forem receber uma coroa total como restauração definitiva. Quando se decide pelo emprego de pinos intra-radulares, sua seleção correta é determinante para o sucesso do procedimento restaurador, sendo necessário que os mesmos apresentem diâmetro e comprimento compatíveis com o canal radicular (SHILLINGBURG et al., 1998; BARATIERI, 2001). Através deste estudo concluí-se que mesmo que o dente tiver que receber uma coroa total o que determina a indicação do pino de aço inoxidável é o grau de estrutura dental sadia remanescente e não o fato deste ter submetido a terapia endodôntica.

Além da retenção para o material de núcleo de preenchimento, o reforço da estrutura dentária remanescente tem sido outra função atribuída aos pinos intra-radulares, embora a literatura apresente estudos em que sua utilização induziu aumento, diminuição, ou não interferiu na susceptibilidade do dente à fratura (HO et al., 1994; ROBBINS et al., 1993; CAILLETEAU, RIEGER e Ed AKIN 1992; KO et al., 1992; ALBUQUERQUE et al., 2003). O resultado obtidos neste trabalho mostram que a colocação de um pino de aço inoxidável induz um aumento expressivo na concentração de tensões internas conforme mostra o gráfico VII e VIII.

MORI (1994) afirma que a aplicação de cargas sobre um elemento dental pode produzir uma reação a ser traduzida por modificações estruturais importantes que podem, em alguns

casos, alterar a sua morfologia. No momento que substitui-se a estrutura dental por materiais restauradores, está promovendo uma alteração nas propriedades biomecânicas do dente de forma considerável. Estes materiais promovem alterações relevantes nas características intrínsecas do elemento dental, sendo importante conhecermos estas alterações. Pode-se perceber através deste estudo que a remoção da estrutura dental sadia através do preparo cavitário alterou o padrão de distribuição de forças induzindo a uma maior susceptibilidade do elemento dental à fratura e após a restauração houve melhora na capacidade de assimilação de forças pelos dentes.

A natureza das forças que incidem sobre os dentes e tecidos circundantes tem sido objeto de investigações há várias décadas. O conhecimento da intensidade da tensão normal que a estrutura dental pode suportar é de valor inquestionável para melhorar o prognóstico das restaurações de dentes destruídos. Davi, Dilley e Krejci (1981) afirmaram que a habilidade de analisar a tensão que incide sobre um dente reconstruído é de grande importância na otimização de desenho protético.

Caputo e Standlee (1976) afirmaram que as propriedades mecânicas são regidas pelas leis da mecânica, isto é, a ciência física que lida com a energia e forças e seus efeitos sobre os corpos. Assim, toda análise estrutural e de tipos requer um conhecimento das forças que serão aplicadas e das propriedades mecânicas dos materiais que irão sustentar essas forças. A determinação das tensões resultantes pode ser realizada somente com uma técnica de análise apropriada e informações suficientes das características dos tecidos orais e dos materiais restauradores. O objetivo de procurar esse conhecimento é claro, prever as performances clínicas das modalidades restauradoras e providenciar guias para seu uso. É

importante entender que por mais avançadas que as ferramentas computacionais disponíveis para a análise das tensões se apresentam, o conhecimento das propriedades mecânicas dos tecidos dentais são limitados devido a infinidade de variáveis existentes como idade, raça, sexo, genética, constituição química, etc.

Segundo Anusavice (1998) a tensão é a resposta interna de um corpo a forças aplicadas externamente, e é definida como a força dividida pela área na qual ela está agindo. Sobre um corpo nós podemos ter três tipos de tensão: tração, compressão e cisalhamento. A tensão de tração é provocada por uma carga que tende a esticar ou alongar um corpo estando sempre acompanhada por uma deformação de tração. A tensão de compressão acontece quando sobre um corpo é aplicada uma carga que tende a encurtá-lo sendo a resistência interna a esta carga denominada de tensão de compressão estando associada uma deformação compressiva. A tensão de cisalhamento tende a resistir ao deslizamento de uma porção do corpo sobre outra, podendo também ser produzida pela torção do material.

Para entender e comparar o comportamento mecânico dos materiais também utilizamos as curvas do gráfico de tensão-deformação. Podemos calcular a tensão e a deformação em cada instante de tempo. Analisando o gráfico I de tensão-deformação é demonstrada longitudinalmente ao eixo vertical e a deformação longitudinalmente ao eixo horizontal. Este diagrama descreve muitas informações sobre o comportamento do material sob a aplicação de cargas e apresenta certas características gerais. Inicialmente existe uma porção em linha reta da curva. Se a tensão for removida do material nesta região, a recuperação completa da forma inicial do material será obtida. Esta área é chamada de região de comportamento elástico. Quando o material é tensionado além de seu limite elástico, haverá

uma deformação permanente. Em outras palavras, a remoção da tensão nesta região não permitirá a recuperação da forma inicial do material. Esta região é chamada de região de comportamento plástico. Finalmente, forças contínuas sobre o material irão levá-lo à fratura. Para se entender melhor e poder se prever o comportamento mecânico dos materiais é também de fundamental importância conhecer a respeito dos materiais o seu módulo de elasticidade, módulo de cisalhamento, flexibilidade, resiliência e coeficiente de Poisson, além das propriedades de resistência como limite de proporcionalidade, limite elástico e limite convencional de escoamento (ANUSAVICE, 1998).

A Odontologia Restauradora Adesiva constitui uma área de crescimento, tanto na pesquisa como na prática clínica. Todavia, os grandes avanços em tecnologia e materiais dentários geraram uma quantidade excessiva de produtos odontológicos disponíveis. É importante entender que as alterações na tecnologia nem sempre simplificam a técnica ou reduzem os custos do tratamento. Assim, o conhecimento da tecnologia disponíveis em função das pesquisas científicas desenvolvidas necessitam estar associadas à sabedoria e à prudência, quando realmente pretende-se melhorar a qualidade de vida de nossa população.

Com o objetivo de determinar os efeitos de preparações cavitárias interproximais e acesso ao conduto radicular, da restauração com resina composta destas cavidades, e da colocação de um pino intra-radicular em um incisivo central superior, várias metodologias de análise de tensões encontram-se disponíveis, dentre as quais o método dos elementos finitos que é utilizado neste estudo. Para alcançar os resultados mais próximos dos reais, procurou-se considerar o maior número de estruturas dentais possíveis, a fim de poder simular com maior precisão as condições encontradas na cavidade bucal. Desta forma os modelos,

apresentados neste estudo, incluem ossos cortical e esponjoso, dentina coronária e radicular, esmalte, polpa, guta-percha, pino intra-radicular e resina composta. O cimento neste estudo foi considerado como parte integrante da dentina radicular devido a sua pequena espessura e propriedades mecânicas semelhantes às da dentina. A não consideração do cimento como uma estrutura isolada foi previamente realizada por Cailleteau, Rieger e Ed Akin 1992; Darendeliler, Darendeliler e Kinoglu, 1992; Ho et al., 1994; Yaman, Alaçam e Yaman 1998.

Já o ligamento periodontal, tecido conjuntivo altamente vascularizado que une o cimento ao osso alveolar adjacente, possui cerca de 0,25 mm de espessura em média, sendo composto de fibras colágenas dispostas em diversas direções. Entre essas fibras, há o fluido tecidual que auxilia no sistema hidrodinâmico absorvendo as cargas oclusais. Desconsideramos esta estrutura por três razões: sua pequena espessura, a ausência de consenso em relação aos valores de suas propriedades mecânicas e ao impacto limitado de sua presença na distribuição de tensões em dentina (RUBIN, 1983; DARENDELILER, DARENDELILER e KINOGLU, 1992; YAMAN, ALAÇAM e YAMAN 1998). Segundo Rubin et al. (1983) o ligamento periodontal tem influência considerável quando se consideram as tensões sobre as estruturas ósseas de suporte, tendo pouco impacto sobre as tensões em dentina.

Vasconcellos (2001) e Albuquerque et al. (2003) também não incluíram a colocação do ligamento periodontal e cimento, sendo que consideraram distintos os ossos cortical e esponjoso. A consideração dos ossos cortical e esponjoso de forma distinta também foi realizada neste estudo.

A escolha do incisivo central superior para nossa análise se deve ao fato de ser o dente mais vulnerável a traumas e conseqüentemente elevada incidência de fraturas, que implica na maioria das vezes na necessidade de tratamento endodôntico e em perda acentuada de estrutura dentinária. Considerando-se estas condições em alguns casos a colocação de pinos intra-radulares se faz necessária para proporcionar retenção para o material de núcleo de preenchimento e posteriormente para restauração definitiva (ROBBINS, 2001).

Para a obtenção de sua geometria nos baseamos no Atlas de Anatomia Dentária de Wheeler (1962), que serviu de base para inúmeros outros trabalhos como de Ko et al., 1992; Reinhardt et al.,1983; Yaman, Alaçam e Yaman 1998; Davi et al.,1981; Cailleteau, Rieger e Ed Akin, 1992; Vasconcellos, 2001; Albuquerque et al., 2003, pois representa bem a forma anatômica média de um dente.

Holmes et al. (1996) afirmaram que devido às variáveis poderem ser manipuladas com precisão de um computador, a chance de resultados variáveis a partir de erros da amostra é praticamente eliminada. A mesma análise de elementos finitos repetida qualquer número de vezes irá produzir resultados sempre idênticos, assim é certo que serão sempre produzidos por manipulação das variáveis e não por amostragem. Por esta razão, a análise estatística não está normalmente incluída em um estudo que empregue esta metodologia. Isto não serve para afirmar que os estudos que utilizem esse método serão sempre capazes de generalização à partir do modelo de interesse dos pesquisadores, mas apenas que existe uma fonte diferente de erro potencial. Se as características chave como propriedades dos materiais, geometria, carregamento, condições vizinhas são omitidas ou representadas de forma pouco precisa, o modelo pode ficar deficiente ou incorreto.

O MEF para análise das tensões é provavelmente um dos mais efetivos métodos numéricos usados nas soluções de estruturas complexas com ajuda de computadores. Através do MEF pode-se simular materiais restauradores com diferentes propriedades mecânicas, calcular simultaneamente as tensões internas e o deslocamento de qualquer parte do material restaurador empregado e permite a possibilidade de prover uma análise quantitativa das tensões geradas no dente. Segundo Santos (1995) é uma técnica de pesquisa que exige conhecimentos básicos sobre engenharia, informática e domínio da análise para que se possa fazer o estudo das tensões, deformações e deslocamentos em um modelo virtual extremamente complexo como é o dente.

Reeh, Douglas e Messer (1989) no intuito de comparar a contribuição de procedimentos endodônticos e restauradores na perda da resistência em pré-molares utilizaram de medidores de tensão unidos ao esmalte na superfície vestibular e lingual na junção amelo-cementária. Avaliaram a rigidez da cúspide como medida de resistência do dente em uma de duas séries de procedimentos seqüenciais executados: 1- a) dente hígido, b) preparação de acesso, c) instrumentação, d) obturação, e e) preparação cavitária MOD; ou 2- a) dente hígido, b) preparação cavitária oclusal, d) preparação cavitária de duas superfícies, e) preparação cavitária MOD, e) acesso, f) instrumentação e g) obturação. Os resultados indicaram que procedimentos endodônticos como a preparação cavitária de acesso, instrumentação e obturação afetam apenas 5% a rigidez relativa no dente. A preparação cavitária oclusal afeta em 20%. A maior perda de rigidez foi relatada com a remoção de integridade da borda marginal, a preparação cavitária MOD resultou em uma perda média de 63% da resistência do dente. Concorda-se com Reeh, Douglas e Messer quando afirmam que a perda da integridade estrutural por preparações cavitárias e procedimentos

endodônticos torna o dente mais susceptível a fratura. Comparando com os achados de Magne e Douglas 2000, percebe-se uma alteração no comportamento biomecânico entre a dentição anterior e posterior, pois a influência de procedimentos endodônticos na dentição anterior afetam mais significativamente a resistência da estrutura dental. Enquanto que preparações cavitárias interproximais são as que causam menor dano à estrutura dental. Em nosso estudo a preparação cavitária interproximal extensa foi a que apresentou maior concentração de tensões seguida do acesso endodôntico e a cavidade interproximal conservadora.

O efeito da remoção tecidual alterou o padrão de distribuição de tensões em relação ao dente hígido. Preparação cavitária interproximal conservadora resultou em relação ao dente hígido um acréscimo de 79,52 % no nível de tensão. Esta preparação associada a uma cavidade de acesso endodôntico apresentou um acréscimo de 98,80 % no nível de tensão, de forma que a realização do acesso endodôntico exacerba a concentração de tensões na região da cavidade interproximal. Preparação cavitária interproximal extensa resultou em um aumento de tensões de 134% em relação ao dente hígido. Quando está associado ao acesso endodôntico as tensões nesta região cresce na ordem de 173%. A influência desta área sofre um decréscimo quando está associada à preparação cavitária interproximal conservadora e ao acesso quando comparamos com o modelo anterior. Isto se deve à redistribuição de tensões para outra área que é a cavidade de acesso. A influência do acesso endodôntico contribui para o aumento da concentração de tensões em relação ao dente hígido da ordem de 116%. Associada com uma cavidade interproximal extensa este valor subiu para 118%. Sendo que houve um aumento ainda maior quando estava presente duas cavidades interproximais extensa e conservadora 127%. É importante entender que estes

valores se referem a maior concentração de tensões na área relativa ao preparo cavitário. Assim, percebe-se que a cavidade que mais contribuiu para o aumento de tensões no dente foi a interproximal extensa. Dessa forma estes resultados não corroboram os resultados encontrados por Magne e Douglas (2000), quando avaliaram a influência de procedimentos endodônticos e restauradores na flexibilidade da coroa, onde afirmaram que os passos do tratamento endodôntico aumentaram da flexibilidade da coroa 55%, enquanto que a preparações cavitárias interproximais extensas aumentaram em 30% quando comparados ao dente hígido.

A colocação de um pino de aço inoxidável aumentou a concentração de tensão em 16 vezes quando comparado ao dente hígido. Sendo que este resultado está em conformidade com os encontrados por Vasconcellos (2001) e Albuquerque et al. (2003). Deve-se salientar que as diferenças neste valores está relacionada ao fato de que nos seus trabalhos os dentes foram restaurados com coroas de porcelana, enquanto que em nosso caso apenas preencheu-se as cavidades com resina composta, no dente mais comprometido.

7. CONCLUSÕES

Considerando os resultados obtidos, com a metodologia empregada nesta pesquisa, foi possível concluir que:

- 1- Preparações cavitárias interproximais e de acesso endodôntico implicaram um aumento na concentração de tensões em relação ao dente hígido.
- 2- Dentre os procedimentos de preparações cavitárias, as maiores concentrações de tensões estão associadas a preparos interproximais extensos. Os preparos de acesso endodôntico e interproximal conservador geram um padrão de distribuição de tensões mais favorável que o de extenso.
- 3- A realização de um segundo preparo cavitário implica alterações na distribuição de tensões induzida pelo primeiro preparo, podendo observar, em áreas distintas do elemento dental, aumento ou diminuição na concentração de tensões.
- 4- A colocação de um pino intra-radicular de aço inoxidável induziu aumento na concentração de tensões no região de interface com a dentina, caracterizando-se por tensões de tração na região lingual e de compressão na região vestibular.
- 5- O método dos elementos finitos mostrou ser uma metodologia eficiente na análise de distribuição de tensões em um elemento dental após a aplicação de carga.
- 6- A aplicação de uma carga na superfície palatina em 45 graus gera tensão de tração na porção palatina da região do terço coronário da raiz, adjacente a crista óssea alveolar e tensão de compressão na mesma região do lado vestibular.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALBUQUERQUE, R. C. **Estudo da Distribuição de Tensões em um Incisivo Central Superior, reconstruídos com Diferentes Pinos Intra-radiculares, analisado através do Método dos Elementos Finitos.** Araraquara, 1999. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia – UNESP.
2. ALBUQUERQUE, R. C., DUTRA, R. A., VASCONCELLOS, W. A. Pinos intra-radiculares de fibras de carbono em restaurações de dentes tratados endodonticamente. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, v. 52, p. 441-44, 1998.
3. ALBUQUERQUE, R.C., POLLETO, L.T. A., FONTANA, R.H.B.T.S., CIMINI JR., C. A. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. **J. Oral Rehabil.**, v. 30, p. 936-943. 2003.
4. ANUSAVICE, K. J. **Propriedades Mecânicas dos Materiais Dentários.** Cap. 4, p. 28-43. In: ANUSAVICE, K. J. Phillips materiais dentários. 10^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1998. 411 p.
5. ASH, M. M. **Wheeler's Atlas of Tooth Form.** 5 ed. Philadelphia: Saunders Company. 1984. 45 p.
6. ASSIF, D., BITENSKI, A., PILO, R., OREN, E. Effects of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. **J. Prosthet. Dent.**, v.69, p. 36-40. 1993.
7. ASSIF, D., GORFIL., C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 71, p. 565-567. 1994.

8. ASSIF, D., OREN, E., MARSHAK, B. L., AVIV, I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. **J. Prosthet. Dent.**, v. 65, p. 535-543. 1989.
9. BARABAN, D. J. Immediate restoration of pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 28, p. 607-612, 1972.
10. BARATIERI, L. N. **Abordagem restauradora de dentes tratados endodonticamente: pinos/núcleos e restaurações unitárias.** Cap. 16, p. 621-669. In: BARATIERI et al. *Odontologia Restauradora. Fundamentos e Possibilidades.* São Paulo: Ed. Santos. 2001. 739 p.
11. BEX, R. T. et al. Effect of dentinal bonded resin post-core preparations on resistance to vertical root fracture. **J. Prosthet. Dent.**, v. 67, p. 768-72, 1992.
12. BOCANGEL, J. A. J. S., MATSON, E. Finite elements analysis of an intact and endodontically treated maxillary central incisor restored with different post and core materials. **J. Dent. Rest.** V.79, p.628. 2000.
13. BRANDAL, J. L., NICHOLLS, J. I., HARRINGTON, G. W. A comparison of three restorative techniques for endodontically treated anterior teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v.58, p. 161-165, 1987.
14. BURGESS, J. O., XU, X. Pinos intracanaís. **Dental Advisor**, v. 6, p. 1-6. 1999.
15. CAILLETEAU, J. G., RIEGER, M. R., Ed AKIN, J. A comparison of intra-canal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 18, p. 540-544. 1992.
16. CAPUTO, A. A., STANDLEE, J. P. Pins and posts – why, when and how. **Dent. Clin. North Amer.**, v.20, p. 299- 311, 1976.

17. CAPUTO, A. A., STANDLEE, J. P. Structures and design. Cap. 1, p. 13-27.. In: CAPUTO, A. A., STANDLEE, J. P. **Biomechanics in Clinical Dentistry**. Quintessence Publishing Co., Londres. 1987.
18. CIMINI JR., C.A., LAS CASAS, E.B., CARVALHO, R. R., CORNACCHIA, T. P. M., LANZA, M. D. Análise de tensões na região cervical do primeiro pré-molar superior pelo método dos elementos finitos. In: **SIMPÓSIO MINEIRO DE MECÂNICA COMPUTACIONAL**, 3, Ouro Preto, p. 583-591, 1998.
19. CLELLAND, N. L., ISMAIL, Y. H., ZAKI, H. S., PIPKO, D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v. 6, p. 391-398. 1991.
20. COHEN et al., Comparison of the retentive and photoelastic properties of two prefabricated endodontic post systems. **J. Oral Rehabil.**, v.26, p.488-494. 1999.
21. COHEN, S., BURNS, R. C. **Pathways of the pulp**. 7^a ed. Ed. Mosby. 1998. 892 p.
22. CORNACCHIA, T. P. M. **Análise de tensões no primeiro pré-molar superior pelo método dos elementos finitos e sua influência na etiologia das lesões de abfração**. Belo Horizonte, 1999. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia – UFMG.
23. CRAIG, R. G., FARAH, J. W., EL-TAHAWI, H. M. Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v. 3, p. 123-129. 1974.
24. DARENDELILER, S., DARENDELILER, H., KINOGLU, T. Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. **J. Oral Rehabil.**, v. 19, p. 371-383. 1992.

25. DAVY, D. T., DILLEY, G.L., KREJCI, R. F. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. **J. Dent. Rest.**, v.60, p.1301-1310, 1981.
26. DURET, B., REYNAUD, M., DURET, F. Un nouveau concept de reconstitution corono-radiculaire: le Composipost (1). **Chir. Dent. Fr.**, v.60, n.540, p. 11-141, 1990.
27. FARAH, J. W., CRAIG, R. G. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. **J. Dent. Res.**, v. 53, p. 859-66. 1974.
28. FUSAYAMA, T., MAEDA, T. Effect of pulpectomy on dentin hardness, **J. Dent. Res.**, v. 48, p. 4452-460., 1969.
29. GOEL, V. K., KHERA, S. C., SINGH, K. The clinical implication of the response of enamel and dentin to masticatory loads. **J. Prosthet. Dent.**, v. 64, p. 446-454. 1990.
30. GOUVÊA, P. H. P. **Contribuições para um modelo do comportamento mecânico do primeiro pré-molar superior via método dos elementos finitos**. Belo Horizonte, 2000. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Estruturas) – Escola de Engenharia – UFMG.
31. GUZY, G. E., NICHOLLS, J. I. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. **J. Prosthet. Dent.**, v. 42, p. 39-44. 1979.
32. HIRSCHFELD, Z., STERN, N. Post and core: the biomechanical aspect. **Aust. Dent. J.**, v. 17, p. 467-68, 1972.
33. HO, M.-H., LEE, S.-Y., CHEN, H.-H., LEE, M.-C. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.** v. 72, p. 367-72. 1994.

34. HOLMES, D. C., DIAZ-ARNOLD, A. N., LEARY, J. M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J. Prosthet. Dent.** v. 75, p. 140-47. 1996.
35. HUNTER, A. J., FEIGLIN, B., WILLIAMS, J. F. Effects of post placement on endodontically treated teeth, **J. Prosthet. Dent.**, v. 62, p. 166-172, 1989.
36. JONHSON, J. K., SCHWARTZ, N. L., BLACKWELL, R. T. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 93, p. 597-605, 1976.
37. KANTOR, M. E., PINES, M. S. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v.38, p. 405-412, 1977.
38. KHERA, S. C., GOEL, V. K., CHEN, R. C. S., GURUSAMI, S. A. A three-dimensional finite element model. **Oper. Dent.** v. 13, p. 128-137. 1998.
39. KO, C., CHU, C., CHUNG, K., LEE, M. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.** v. 68, n. 3, p. 121-27. 1992.
40. LOVDAHL, P. E., NICHOLLS, J. L. Pin retained amalgam cores vs. cast gold dowel-cores. **J. Prosthet. Dent.**, v. 38, p. 507-514. 1977.
41. MACCARI, P. C. A., **Resistência à Fratura de Dentes Tratados Endodonticamente, Restaurados com Três Diferentes Pinos Diretos Estéticos.** Porto Alegre, 2001. 103p. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia da PUCRS.
42. MAGNE, P., DOUGLAS, W. H. Cumulative effects of successive restorative procedures on anterior crown flexure: Intact versus veneered incisors. **Quintessence Int.** v. 31, p. 5-18. 2000.

43. McDONALD, A. V., KING, P. A., SETCHELL, D. J. Na in vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. **International Endodontic Journal**, 23(6): 304-312, Nov. 1990.
44. MATTISON, G. D., von FRAUNHOFER, J. A. Angulation loading effects on cast-gold endodontic posts: a photoelastic stress analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v.49, p. 636-638. 1983.
45. MORI, M. Estudo da distribuição das tensões internas, em um dente natural e em um dente restaurado com coroa metalocerâmica e redutor intra-radicular fundido sob carga axial – Método dos elementos finitos. São Paulo, 1994. 60 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia Universidade de São Paulo.
46. MIRANDA, C. C. **Atlas de reabilitação bucal: núcleos metálicos – procedimentos endodônticos e protéticos**. São Paulo: Ed. Santos, 1994.
47. NISHIOTA, R. S., BOTTINO, M. A., PAVANELLI, C. A. Three-dimensional finite element analysis of treated post on stress distribution. **J. Dent. Rest.**, v. 79, p.434. 2000.
48. PEREZ, M., HOWE, J. F., SVARE, C. W.. Cast gold post and core and pin-retained composite resin bases: a comparative study in strength. **J. Prosthet. Dent.**, v.40, p. 642-644, 1978.
49. PETERS, M.C.R.B., POORT, H. W., FARAH, J.W., CRAIG, R. G. stress analysis of tooth restored with a post and core. **J. Dent. Res.**, v. 62, p. 760-763. 1983.
50. PLASMANS, P. J. et al. In vitro comparison of dowel and core techniques for endodontically treated molars. **J. Endod.**, v. 12, p. 382-87. 1986.
51. REEH, E. S., DOUGLAS, W. H., MESSER, H. H. Stiffness of endodontically treated teeth related to restoration technique. **J. Dent. Res.**, v. 68, p. 1540-1544. 1989.

52. REINHARDT, R. A., KREJCI, R. F., PAO, Y. C., STANNARD, J. G. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. **J. Dent. Res.**, v. 62, p. 1002-08. 1983.
53. RICKS-WILLIAMSON, L. J., FOTOS, P. G., GOEL, V. K., SPIVEY, J. D., RIVERA, E. M., KHERA, S. C. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. **J. Endod.**, v. 21, p. 362-367. 1995.
54. ROBBINS, J. W. **Restoration of endodontically treated teeth.**, cap 21, p. 546-566. In: SUMMITTI, J. A., ROBBINS, J. W., SCHWARTZ, R. S. Fundamentals of Restorative Dentistry. 2^a ed, Ed. Quint. Books. 2001, 576 p.
55. ROBBINS, J. W. et al. Fracture resistance of endodontically treated cuspidis. **Am. J. Dent.** v. 6, p. 159-61. 1993.
56. ROSEN, H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 11, p. 972-986, 1961.
57. ROSS, I. F. Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. **J. Endod.**, v. 6, p. 5-60-65. 1980.
58. RUBIN, C., KRISHNAMURTHY, N., CAPILOUTO, E., YI, H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **J. Dent. Res.**, v. 62, p. 82-86. 1983.
59. SANTOS, V. M. A. **Representação físico-geométrica do incisivo central inferior, análise das curvas de tensões, deformações e deslocamentos resultantes de carregamentos distribuídos axialmente, e discussão teórica da metodologia empregada pelo método dos elementos finitos em modelos tridimensionais.** Ribeirão Preto, 1995. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP.

60. SEDGLEY, C. M. & MESSER, H. H. Are endodontically treated teeth more brittle? **J. Endod.**, v. 18, p. 332-5, 1992.
61. SHILLINGBURG, H. T., HOBBS, S., WHITSETT, L. D., JACOBI, R., BRACKETT, S. E. **Preparos para dentes extremamente danificados**. Cap. 16, p. 149-173. In: Fundamentos de prótese fixa. 3^a ed., Editora Quintessence, São Paulo. 1998. 472 p.
62. SHILLINGBURG, H. T., FISHER, D.W., DEWHIRST, R.B. Restoration of endodontically treated posterior teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v.24, p.401-409, 1970.
63. SPALTEN, R.G. Composite resins to restore mutilated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v.25, p. 323-326, 1971.
64. STEELE, G. D. Reinforced composite resin foundations for endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v.30, p. 816-819, 1973.
65. SUMMITT, J. B., ROBBINS, J. W., SCHWARTZ, R. S. **Fundamentals of Operative Dentistry**. Quintessence, 2o. ed., p. 546-66, 2001.
66. THRESHER, R. W., SAITO, G. E. The stress analysis of human teeth, **J. Biomech.**, v.6, p. 443-449, 1973.
67. TJAN, A. H. L., WHANG, S. B. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. **J. Prosthet. Dent.**, v.53,p. 496-500, 1985.
68. TRABERT, K. C., CAPUTO, A. A., ABOU-RASS, M. Tooth fracture – a comparison of endodontic and restorative treatments. **J. Endod.**, v.14, p. 341-345, 1978.
69. TROPE, M., MALTZ, D. O., TRONSTAD, L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth, **Endodo. Dent. Traumatol.**, v.1, p. 108- 111, 1985.
70. TORBJORNER, A., KARLSSON, S., ODMAN, P. A. survival rate and failure characteristics for two post designs. **J. Prosthet. Dent.**, v. 73, p. 439-444. 1995.

71. TORTAMANO, A., VIGORITO, J. W. Estudo das distribuições das tensões internas em um incisivo central superior sob força ortodôntica de inclinação, empregando o método dos elementos finitos. **Ortodontia**, v. 31, p. 47-53. 1998.
72. VASCONCELLOS, W. A. Estudo da distribuição de tensões em incisivos superiores, induzida pela forma anatômica e material dos pinos intra-radiculares, analisada pelo método dos elementos finitos tridimensional. Belo Horizonte, 2001. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais.
73. WHEELER, R. C. An Atlas of tooth form. 3 ed. Philadelphia: Saunders, Co., 1962.
74. YAMAN, S. D., ALAÇAM, T., YAMAN, Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. **J. Endod.** v. 24, p. 107-111. 1998.

ABSTRACT

The preservation of a healthy dental structure is important for the maintenance of the integrity and balance of the masticatory system. The purpose of this study was to evaluate the stress distribution in a maxillary central incisor induced by the preparation cavity, and endodontic and restorative procedures when submitted load through element finite three-dimensional models. Model 1 constituted of enamel, coronary and radicular dentine, pulp, and cortical and spongy bones. In models 2 to 5 dentine and enamel were removed to simulate preparation cavities. In models 6 to 9 the teeth from models 2 to 5 were restored with composite resin. In model 10 a pin was placed intra-canal, while the 4 mm remaining to the root apex was filled with gutta-percha. Stress analysis in all models was conducted via the finite element method. A static load of 100N was applied at a 45 degree inclination to the incisors edge. The results showed an increase in the stress concentration in all of the preparations cavities as well as in the endodontic access. Applying conservative interproximal preparations lead to an increment of more than 79% in the stress concentration as compared to the intact tooth. Moreover, preparation of the endodontic access on the same tooth resulted in an increment of more than 98% in the stress concentration, indicating that the endodontic access exacerbates the stress concentration in interproximal preparations. On the other, the use of extensive interproximal preparations resulted in an increase in stress concentration of 134% in relation to the intact tooth, this reaching 173% increase when associated with the endodontic access. When applied on its own, the endodontic access leads to an increase of 116% on the stress concentration as compared to the intact tooth. Associated with a extensive interproximal preparation this value increase for 118%. An increase of 127% happened when the access endodontic was

applied with both extensive and conservative interproximal preparations being present at the same time. Placing a stainless steel pin increased the stress concentration in 16 times as compared to the intact tooth. The models indicated that subsequent reduction of the dental structure always resulted in an increase stress concentration in the cavity areas. Restoring the interproximal preparations and the access endodontic with composite resin resulted in biomechanics conditions similar to the pattern of the intact tooth.