

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA – MESTRADO
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: CLÍNICA INTEGRADA**

JOÃO PAULO FILGUEIRAS RIBEIRO

**ANÁLISE PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS, DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES EM DENTE COM E SEM REMANESCENTE CORONÁRIO,
UTILIZANDO DIFERENTES PINOS INTRA-RADICULARES**

**PONTA GROSSA
2004**

JOÃO PAULO FILGUEIRAS RIBEIRO

**ANÁLISE PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS, DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES EM DENTE COM E SEM REMANESCENTE CORONÁRIO,
UTILIZANDO DIFERENTES PINOS INTRA-RADICULARES**

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de concentração em Clínica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes

Co-orientador: Prof. Dr. Moises Meza Pariona

**PONTA GROSSA
2004**

Ficha catalográfica elaborada na Biblioteca Central_ da UEPG

R484 Ribeiro, João Paulo Filgueiras
 Analise pelo método de elementos finitos, da distribuição
de tensões em dente com e sem remanescente coronário,
utilizando diferentes sistemas de pinos intra-radiculares/ João
Paulo Filgueiras Ribeiro. Ponta Grossa, 2004.
95f. il.

Dissertação (Mestrado)- Universidade Estadual de Ponta
Grossa - PR.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Gomes

1-Pinos dentais. 2- Análise de tensão. 3- método dos
elementos finitos. I. T.

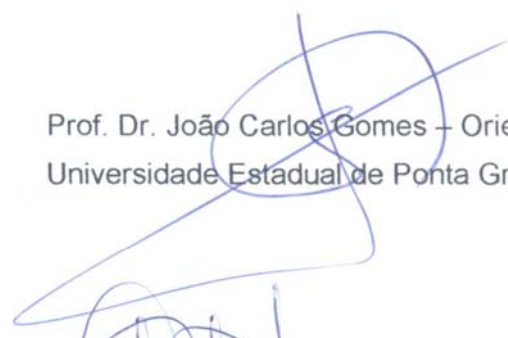
CDD : 617.675

JOÃO PAULO FILGUEIRAS RIBEIRO

**ANÁLISE PELO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS, DA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES EM DENTE COM E SEM REMANESCENTE CORONÁRIO,
UTILIZANDO DIFERENTES PINOS INTRA-RADICULARES**

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia - Área de concentração em Clínica Integrada.

Ponta Grossa, 12 de julho de 2004.



Prof. Dr. João Carlos Gomes – Orientador
Universidade Estadual de Ponta Grossa



Prof.ª Dr.ª Adriana Beloti
Centro Universitário de Maringá - Cesumar



Prof. Dr. Moises Meza Pariona
Universidade Estadual de Ponta Grossa

**Dedico a Meus pais,
Darci Ribeiro da Silva (in memorian)
Ana Luiza Filgueiras Ribeiro
Luiz Eduardo Filgueiras Ribeiro
Ana Paula Filgueiras Ribeiro de Oliveira**

PAI, confesso que sua ausência física me fez passar por momentos difíceis, mas bastasse uma noite de sono, um fechar de olhos e você estava lá como sempre, apoiando, orientando, tão presente como antes em vida. Tenho certeza que sem a sua ajuda hoje não estaria vencendo mais esta etapa da minha vida, por isso, não consigo passar sequer um dia sem pensar em você e em seus ensinamentos. Sou eternamente grato!

MÃE, obrigado por apoiar, incentivar e compreender minha opção profissional. Com você aprendi a enfrentar os problemas e os desafios com coragem, dignidade e sabedoria. Você demonstrou que nos momentos difíceis é preciso ser forte e acreditar em Deus. Seu amor incondicional, com certeza, hoje é um incentivo para que eu possa crescer na vida.

LEG e PAULA, obrigado por serem simplesmente meus irmãos. A participação de vocês na minha vida é inquestionável. Nosso relacionamento sempre foi motivo de orgulho para a família e admirado por todos. Agradeço diuturnamente, por nos tornarmos mais amigos, confiantes e unidos a cada ano que passa.

AGRADECIMENTOS

À DEUS, que está sempre ao meu lado

Ao Prof. Dr. João Carlos Gomes, por quem tive a oportunidade e o privilégio de ser orientado. Agradeço por toda confiança depositada, pelo respeito, dedicação e competência. Obrigado pelo apoio, amizade e distinção com que sempre me privilegiou.

Ao Prof. Dr. Moyses Meza Pariona, pelo auxílio na execução do trabalho e pelas sugestões concedidas.

A Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes, pela amizade, sinceridade e auxílio em momentos de dúvidas.

A Prof^a. Dr^a. Estela Kosatz Pereira e ao Prof. Dr. Abraham Calixto pela colaboração nas correções e pela amizade adquirida.

A amiga Adriana de Oliveira Silva, pela simplicidade e genialidade, que foram indispensáveis na realização deste trabalho. Obrigado por permitir que sua habilidade e competência valorizassem esta pesquisa.

Aos amigos Anthony e Luana, pela confecção dos modelos em elementos finitos e ajuda nos momentos cruciais do desenvolvimento da pesquisa.

Ao Anderson Chaves Mossi, pelos ensinamentos no programa computacional e pela realização de etapas importantes da pesquisa.

A todos os professores do mestrado que transmitiram seus conhecimentos durante o curso.

Aos colegas de turma, pela amizade conquistada e convivência inesquecível. Agradeço a todos e especialmente àqueles com quem pude conviver, compartilhar momentos e idéias que me fizeram crescer.

À Capes, pela concessão de bolsa de estudos para o mestrado.

Aos funcionários do mestrado, especialmente à Morgana, pela competência e amizade.

RESUMO

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

O objetivo do estudo foi analisar pelo Método de Elementos Finitos, a distribuição de tensões produzidas em modelos de um incisivo central superior com e sem remanescente de dentina na porção coronária, utilizando cinco diferentes sistemas de pinos intra-radiculares. Os pinos utilizados foram: núcleo metálico fundido, fibra de carbono, fibra de vidro, zircônio e titânio, tendo como grupo controle o dente hígido. Foram construídos modelos bi-dimensionais do incisivo central superior sem e com 2 mm de remanescente dentinário na porção coronária. Uma carga de 100 N foi aplicada no terço incisal da região palatina com uma inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente para todos os modelos criados. Com a análise dos dados no programa computacional "ANSYS" os resultados foram obtidos e expressos em função da Tensão de Von Mises. Concluiu-se que houve diferenças significativas na distribuição de tensão entre os cinco sistemas de pinos testados. Os pinos, zircônio, metálico fundido e titânio, promoveram maiores concentrações de tensões na região do conduto radicular ao longo da interface pino/cimento/dentina. Nos pinos de fibra de vidro e fibra de carbono houve uma distribuição de tensões mais uniforme ao longo da superfície radicular. Quando variou apenas a presença ou ausência do remanescente dentinário na porção coronária houve diferenças na distribuição de tensões, onde os grupos os quais tinham remanescente dentinário de 2 mm distribuíram melhor as forças.

Palavras-chave: Pinos dentais; análise de tensão; método dos elementos finitos

ABSTRACT

RIBEIRO, J. P. F. Analysis, through the finite element techniques, the distribution of stress in tooth with or without remnant in the crown portion, using different post. 2004. 95p. Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade Estadual de Ponta Grossa, Ponta Grossa, 2004.

Analyze, through the finite element techniques, the distribution of stress produce in models of an upper central incisor with or without dentin remnant in the crown portion, using five different systems of intraradicular post. The post used were: cast metal (Cu – AL alloy), carbon fiber, fiberglass, zirconium and titanium, having as a control group a healthy tooth. Two – dimensional models of a upper central incisor were building, with and without 2 mm of dentin remanescences on the crown portion. One load of 100 N was applying on the incisal portion of the palatine face with an inclination of 45 in relation of the axle along the tooth for all models. The stress results were obtain using the computational program ANSYS and express in the terms of the Von Mises stress. It can be concluded that significant differences stress distribution were found between the five post systems tested: the zirconium, cast metal alloy and titanium post produced high stress concentration in the radicular surface along the interface post/cement/dentin. The fiberglass and carbon fiber post presented a distribution of uniform stress along the radicular surface. The presence or absence of dentin remnant in the crown portion created differences in the stress distribution, the groups that had 2 mm of dentin remanescences distributed stress better than the groups without the 2mm of dentin remnant.

Keywords: Posts; stress analysis; finite element method

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Pinos pré fabricados.....	44
Figura 2	- Aplicação da carga no terço incisal na face palatina.....	46
Figura 3	- Geometria do incisivo central superior hígido.....	49
Figura 4	- Geometria do incisivo central com remanescente e sem remanescente de dentina na porção coronária.....	49
Figura 5	- Incisivo central superior em papel milimetrado e modelo esquemático inicial no programa de CAD	51
Figura 6	- Geometria dos pinos em papel milimetrado.....	52
Figura 7	- Dente hígido.....	53
Figura 8	- Dente com núcleo metálico fundido.....	53
Figura 9	- Dente com pino de fibra de vidro.....	54
Figura 10	- Dente com remanescente de dentina coronária e pino de fibra de vidro.....	54
Figura 11	- Dente com pino de fibra de carbono.....	55
Figura 12	- Dente com remanescente de dentina coronária e pino de fibra de carbono.....	55
Figura 13	- Dente com pino de titânio.....	56
Figura 14	- Dente com remanescente de dentina coronária e pino de titânio.....	56
Figura 15	- Dente com pino de zircônio.....	57
Figura 16	- Dente com remanescente de dentina coronária e pino de zircônio.....	57
Figura 17	- Elemento estrutural PLANE 82, de oito nós.....	58
Figura 18	- Vista tridimensional do modelo.....	59
Figura 19	- Malhagem dos modelos.....	60
Figura 20	- Representação da imobilização na porção mais superior do Modelo.....	61
Figura 21	- Representação esquemática do estado triaxial de tensões.....	64

Figura 22	- Áreas de interesse no estudo.....	67
Figura 23	- Comparação de tensão de Von Mises em dente hígido e dente restaurado com pino intra-radicular.....	68
Figura 24	- Comparação de tensão de Von Mises em dente restaurado com diferentes pinos intra-radulares em incisivo central superior sem remanescente dentinário na porção coronária.....	65
Figura 25	- Comparação de tensão de Von Mises em dente restaurado com diferentes pinos intra-radulares em incisivo central superior com remanescente dentinário na porção coronária.....	72
Figura 26	Comparação de tensão de Von Mises em incisivo central superior, restaurado com diferentes pinos intra-radulares sem remanescente e com remanescente dentinário na porção coronária.....	75
Gráfico 1	- Variações de tensões na região cervical de todos os grupos sem remanescente de dentina na porção coronária.....	71
Gráfico 2	- Variações de tensões na região cervical de todos os grupos com 2 mm de remanescente de dentina na porção coronária.....	74
Gráfico 3	- Análise das tensões de Von Mises nos modelos restaurados com pino de fibra de carbono.....	77
Gráfico 4	- Análise das tensões de Von Mises nos modelos restaurados com pino de fibra de vidro.....	78
Gráfico 5	- Análise das tensões de Von Mises nos modelos restaurados com pino de titânio.....	78
Gráfico 6	- Análise das tensões de Von Mises nos modelos restaurados com pino de zircônio.....	79
Tabela 1	- Sistemas de pinos intra-radulares.....	45
Tabela 2	- Propriedades mecânicas das estruturas dentais, estruturas de suporte e materiais restauradores.....	62
Tabela 3	- Tensão de Von Mises para os modelos sem o remanescente de dentina na porção coronária e dente hígido.....	70
Tabela 4	- Tensão de Von Mises para os modelos com 2 mm de remanescente de dentina na porção coronária e no dente hígido.....	73

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	10
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	14
3	PROPOSIÇÃO	40
4	MATERIAL E MÉTODO.....	42
4.1	ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.....	42
4.2	MATERIAIS UTILIZADOS.....	43
4.3	MODELO GEOMÉTRICO.....	45
4.4	ETAPAS DO PROCESSO DE SIMULAÇÃO POR MEF.....	46
4.5	DESCRIÇÃO DAS ETAPAS.....	48
4.5.1	Modelagem Geométrica.....	48
4.5.2	Malhagem dos modelos.....	59
4.5.3	Aplicação das condições de contorno.....	60
4.6	Definição das propriedades mecânicas.....	61
4.7	Análise das tensões resultantes no MEF.....	62
5	RESULTADOS.....	66
6	DISCUSSÃO.....	79
6.1	DISCUSSÃO DA METODOLOGIA EMPREGADA.....	79
6.2	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS.....	83
6.2.1	Dente Hígido Comparado ao Dente Restaurado com Pino Intra-radicular.....	83
6.2.2	Análise de Tensão nos Diferentes Sistemas de Pinos Intra-Radiculares nos Modelos sem Remanescente Dentinário na Porção Coronária.....	84
6.2.3	Análise de Tensão nos Diferentes Sistemas de Pinos Intra-Radiculares nos Modelos com Remanescente Dentinário de 2 mm na Porção Coronária.....	85
6.2.4	Análise Comparativa dos Sistemas de Pinos em Modelos de Incisivo Central Superior com Remanescente Dentinário de 2 mm e Sem Remanescente Dentinário.....	86
7	CONCLUSÃO.....	87
	REFERÊNCIAS.....	88
	GLOSSÁRIO.....	94

1 INTRODUÇÃO

A restauração de dentes tratados endodonticamente sempre foi um desafio à capacidade do profissional, principalmente por se tratarem de estruturas frágeis que se encontram desprovidas de vascularização pulpar, fato que favorece à desidratação da dentina com conseqüente perda de elasticidade. Geralmente, associado a esta carência de suprimento sanguíneo, os dentes tratados endodonticamente apresentam-se com grandes destruições coronárias, o que agrava o problema e dificulta a escolha do melhor procedimento restaurador.

Desta forma, clínicos e pesquisadores estão em busca de soluções que possam prevenir fracassos da restauração, seja por fraturas, incidências de cárie ou deslocamento da restauração.

Um fato conhecido é que o uso de pinos para restauração de dentes tratados endodonticamente não aumentam a resistência do remanescente dental, e que estes apenas promovem a retenção das restaurações (CAPUTO; STANDLEE, 1987; CHRISTENSEN, 1998; COHEN et al., 1997). Mesmo tendo conhecimento desta realidade, muitas técnicas utilizando retentores intra-radiculares estão descritas para restabelecer a estética e a função de dentes despolpados com grande perda de estrutura dental.

Os núcleos metálicos fundidos continuam sendo os mais utilizados pelos dentistas, porém, é uma técnica de reconstrução que apresenta algumas desvantagens, como a necessidade de um maior número de sessões clínicas, envolvimento laboratorial, maior custo e maior remoção de estrutura dental sadia (ALBUQUERQUE et al., 2003) além do risco de sofrerem corrosão e dificuldade na remoção do núcleo quando necessário (MACCARI; CONCEIÇÃO; NUNES, 2003;

STEWARDSON, 2001). Outra desvantagem dos núcleos metálicos fundidos é em relação ao alto módulo de elasticidade, ou seja, é um material que apresenta uma alta rigidez em relação ao elemento dental onde dentes restaurados com núcleo metálico fundidos quando submetidos às cargas mastigatórias transmitem quase integralmente as forças ao sistema estomatognático (SUZUKI; HATA, 1989). Este fato pode ser agravado se as paredes que circundam o pino estiverem delgadas, favorecendo a ocorrência de fratura, até mesmo durante o ato da cimentação do pino (MORI et al., 1997; ROSENBERG; ANTONOFF, 1971; SPANGLER, 1980).

Atualmente, algumas técnicas empregam pinos pré-fabricados para substituir os núcleos metálicos fundidos (GONÇALVES et al., 1999; MIRANZI et al., 2000; STEWARDSON, 2001; TENIS et al., 1997), visto que, além das desvantagens apresentadas destes núcleos, o perfil do profissional do novo milênio exige não somente conhecimento e habilidade, mas também a capacidade de solucionar problemas de forma mais simplificada, rápida e eficiente, como a técnica que utiliza sistemas pré-fabricados de pinos e material de preenchimento em resina composta. Esta técnica permite uma maior preservação da estrutura dental sadia, economiza tempo, tem baixo custo, boa resistência e dispensa procedimentos laboratoriais (CAPUTO; HOKAMA, 1987; STEWARDSON, 2001). Uma das maiores vantagens dos pinos a base de fibras é que a técnica de remoção dos mesmos é feita com instrumentos rotatórios onde em situações de fraturas ou retratamentos torna-se mais simples o procedimento quando comparado aos núcleos metálicos fundidos (STEWARDSON, 2001). Os pinos de fibra de vidro além de apresentarem as vantagens citadas anteriormente são estéticos, apresentam adesão à estrutura dental e ao material de preenchimento, e são resistentes à corrosão. Já os pinos cerâmicos também apresentam boa estética, mas apresentam problemas de

fragilidade (STEWARDSON, 2001). Os pinos de fibra de carbono vêm sendo introduzidos no mercado por apresentarem vantagens, como: adesão à estrutura dental e ao material de preenchimento, biocompatibilidade, permitem preparo mais conservador e apresentam módulo de elasticidade próximo ao dente natural (ALBUQUERQUE, 1999).

Existe uma tendência de expansão dos estudos com pinos intra-radiculares serem executados por métodos computacionais, como por exemplo, o método de elementos finitos (MEF) que se baseia na simulação e análise do comportamento de estrutura mediante o desenvolvimento de modelos matemáticos.

O MEF auxilia no desenvolvimento e aperfeiçoamento de protótipos, predizendo seu comportamento mecânico, térmico e elétrico, reduzindo custo e tempo de desenvolvimento. Na análise de falhas, fornece informações difíceis de serem obtidas pelos métodos experimentais convencionais como distribuição de tensões, deformação e aquecimento da estrutura ou componente (LANG et al., 2001).

Tendo em vista que a utilização de materiais metálicos, resinas, cerâmicas ou a combinação dos mesmos em um elemento dental altera as características intrínsecas deste, torna-se importante conhecer os resultados dessa mudança no dente e em suas estruturas de suporte (CORREA; MATSON, 1977). Outras pesquisas comprovam também que a introdução de um pino intra-radicular modifica consideravelmente a distribuição das tensões em um dente tratado endodonticamente (ALBUQUERQUE, 1999; OLIVEIRA, 2002; RENGO, 1999).

Diante desses dados juntamente com outros estudos que afirmam que a resistência à fratura dos dentes está diretamente relacionada com a quantidade e qualidade do tecido dental remanescente permitiram que esta

pesquisa, pelo método dos elementos finitos, objetivasse em avaliar a distribuição de tensões em restaurações simuladas em um incisivo central superior com e sem remanescente dentinário na porção coronária, utilizando diferentes pinos pré-fabricados e núcleo metálico fundido, tentando desta forma, compreender melhor o comportamento biomecânico dos dentes tratados endodonticamente, reconstruídos por diferentes sistemas restauradores.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Hirschfeld e Stern (1972) afirmaram que as cargas funcionais que atuavam em dentes tratados endodonticamente são transferidas a partir da coroa para a raiz e o tecido ósseo de suporte, através do núcleo e pino radicular. Os autores recomendaram que o pino deveria apresentar, no mínimo, a metade da altura óssea referente ao dente envolvido e que o pino fosse o mais longo possível sem prejudicar o selamento apical.

Farah; Craig e Sikarskie (1973) compararam as tensões desenvolvidas em restaurações de classe II através do MEF para averiguar a efetividade do método, e ao final do estudo puderam se certificar de que o método dos elementos finitos mostra uma avaliação minuciosa do completo estado de tensões em um modelo, onde tal fato facilita o estudo para os pesquisadores.

Caputo e Standlee (1987) revisaram o emprego de pinos nas reconstruções dentárias e afirmaram que os pinos possibilitam reconstruir de forma adequada à estrutura dental destruída. Salientaram também que os pinos intra-dentinários e intra-radulares resistem às forças de deslocamento da mastigação, mas eles 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. Os autores colocam também que os pinos paralelos intra-radulares têm uma configuração que propicia uma maior retenção e uma melhor distribuição de forças ao longo da raiz. A retenção dos pinos dependeu de parâmetros como configuração do canal, profundidade técnica de inserção, número de pinos e tipo de cimento utilizado.

Deutsch; Musikant e Cohen (1977) afirmam ser o sucesso para a retenção dos pinos intra-radulares fundidos e pinos pré-fabricados o seu comprimento. No entanto, os autores recomendaram que existem dois critérios que determinam o desenho do retentor intra-radicular, sendo o primeiro a manutenção de 3 a 5 mm de guta-percha na região apical para manter o selamento, e o segundo é que deve existir pelo menos 1 mm de espessura da raiz na região apical do pino.

Kantor e Pines (1977) indicaram em dentes despolpados com dentina coronária intacta o uso de pino metálico, pois, segundo eles a resistência do dente praticamente dobra. Em dentes com pouco remanescente dentinário na coroa que precisem tratamentos protéticos bem complicados, sugeriram a utilização de liga de ouro para a confecção de retentor intra-radicular fundido. Os pinos pré-fabricados com núcleo de preenchimento em resina composta foram sugeridos apenas para restaurações unitárias.

Davy; Dilley e Krejci (1981) avaliaram desenhos de pinos cônicos e cilíndricos variando o diâmetro e o comprimento dos mesmos, utilizando um dente hígido como controle. Os autores empregaram um modelo bidimensional através do método dos elementos finitos onde cargas de 1 N de cisalhamento (P1) e compressão (P2) foram aplicadas em um incisivo central superior. Ao final do estudo concluíram que: pinos com diâmetros maiores diminuíram o stress máximo tanto para os pinos cônicos como para os cilíndricos; o aumento do comprimento do pino mudou a localização da concentração maior de tensão para o ápice da raiz; os pinos cônicos geraram menos stress ao cisalhamento e mais à compressão do que os pinos cilíndricos; em relação ao stress máximo na dentina, o pino cilíndrico de maior diâmetro se mostrou o melhor entre os estudados.

Reinhardt et al. (1983) empregaram o MEF para simular cargas funcionais em incisivos centrais superiores com pino e núcleo fundido, verificando alta concentração de tensão no ápice do pino, sugerindo grande potencial de fratura nessa situação.

Rubin et al. (1983) comentaram a respeito da multiplicidade de aplicações nas pesquisas em Odontologia através do MEF, dentre elas, a otimização do desenho de restaurações, implantes dentais, pinos ou núcleos, próteses parciais removíveis ou fixas, interações entre osso periodontal, ligamento e dente, efeitos físicos, biomecânicos e biológicos das forças de mastigação e efeitos dos aparelhos ortodônticos.

Sorensen e Martinoff (1984) realizaram um estudo clínico para verificar a longevidade de dentes restaurados após tratamento endodôntico em 1273 pacientes. Os autores concluíram que não houve um aumento significativo em relação a resistência à fratura com reforço intra-radicular, já que, para os dentes anteriores houve uma média de sucesso de 84,7% para os dentes restaurados sem reforço intra-radicular e 89,4% com a utilização do pino. Esses dados levaram a acreditar que a remoção de estrutura dental desnecessariamente durante o preparo deve ser evitada.

Cailleteau; Rieger e Akin (1992) utilizaram o MEF com o objetivo de comparar a tensão ao longo da parede interna do canal em três modelos bidimensionais de um incisivo central superior. Os modelos estudados foram: incisivo hígido, incisivo tratado endodonticamente com coroa e incisivo com um pino cilíndrico restaurado com uma coroa. Os autores salientaram que são inquestionáveis as situações onde os pinos são indispensáveis para reter um núcleo e uma coroa, entretanto, eles colocam que a cimentação de um pino não deve ser

um procedimento de rotina após tratamento endodôntico de incisivos centrais superiores, caso exista remanescente suficiente para reter a restauração. Concluíram ainda que a inserção do pino altera a distribuição da tensão na raiz não produzindo uma distribuição uniforme deste stress ao longo da parede do canal.

KO et al. (1992) empregaram MEF 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-vestíbulo-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°, F2 simulando forças traumáticas que foram aplicadas perpendicularmente à superfície labial da coroa, F3 aplicando uma força vertical na incisal do dente. A análise de elementos finitos foi realizada pelo programa ANSYS. Os autores concluíram que a colocação de um pino intra-radicular compromete a integridade dentinária. Pinos intra-radulares reduziram o stress máximo dentinário de 3% a 8% quando estes foram submetidos às cargas mastigatórias e traumáticas. Os pinos reduziram o stress máximo dentinário em mais de 20% sob carga vertical, que é uma carga pouco frequente em incisivos e caninos o que foi salientado pelos autores. Portanto, eles concluíram ser duvidoso o reforço de um dente despolpado por um pino intra-radicular.

Assif et al. (1989), em um artigo sobre as considerações biomecânicas em restaurações de dentes tratados endodonticamente, afirmam que o uso de pinos metálicos e o aumento do comprimento e diâmetro deste, na tentativa de aumentar a retenção radicular, compromete o prognóstico da restauração dos dentes. Os autores citam também que os pinos só devem ser usados para reter o

material de preenchimento e a restauração quando não houver outras formas de retenção.

Ho et al. (1994) conduziram um estudo de MEF com o intuito de estudar a influência de núcleos nas tensões geradas na dentina em dentes despulpados. Os autores selecionaram um incisivo central superior íntegro que foi restaurado com um núcleo fundido em ouro. O dente foi então embebido em resina acrílica e seccionado transversalmente. As fotos realizadas destes cortes foram digitalizadas. A geometria tridimensional foi então reconstruída em modelos de elemento finito construídos pelo uso do software Patran. O modelo, com um núcleo colocado, incluiu osso esponjoso e cortical, dentina, ligamento periodontal, coroa em ouro, pino e preenchimento e 4 mm de selamento periapical com guta-percha. Um modelo com um pino de aço inoxidável e preenchimento também foi construído para comparações. Um terceiro modelo foi construído, sendo o pino substituído pela guta-percha e o núcleo de ouro por resina composta e dentina. Duas cargas foram aplicadas sobre os modelos: força mastigatória lingual ao topo incisal direcionada em 45° e força traumática aplicada horizontalmente na superfície lingual da coroa. Ao final do estudo os autores encontraram que os dentes restaurados com pinos não foram mais resistentes do que os dentes com preparo conservador do canal radicular sem pinos. No caso deste estudo os autores salientaram que os dentes possuíam um bom remanescente dentinário. Entretanto, quando pouca estrutura coronária persiste, pino e preenchimento são requeridos para retenção.

Ishikiriama et al. (1995) realizaram uma pesquisa para verificar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com e sem pinos intraradiculares. Utilizaram no estudo incisivos centrais superiores humanos que foram divididos em 4 grupos, onde 2 grupos receberam o pino e os outros 2 receberam

apenas a restauração em resina composta. Em seguida, os dentes foram submetidos a testes de resistência à fratura na máquina de ensaios Universal Kratos. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com resinas compostas e com pinos intracanaís. Os autores concluíram que os pinos não reforçaram o dente e que o mais relevante em relação à fratura foi à região de aplicação da carga

Holmes; Diaz-Arnold e Leary (1996) usaram o MEF para determinar a distribuição de tensões na dentina radicular de dentes restaurados com pinos e núcleos metálicos fundidos de diferentes diâmetros, em seis situações diferentes:

- a) paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento;
- b) paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 10,5 mm de comprimento;
- c) paralelo com 1,4 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento;
- d) paralelo com 1,2 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento;
- e) paralelo com 1,6 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento; e
- f) cônico com 1,4 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento.

Foi construído um modelo tridimensional axissimétrico de um canino inferior e suas estruturas de suporte para ser analisado pelo programa ANSYS (Versão 4.4), aplicou-se uma carga de 100 N na ponta de cúspide lingual, com inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente. Diante dos resultados, os autores concluíram que: as maiores tensões de compressão e tração ocorreram na face lingual da dentina; pequenas alterações nas dimensões dos pinos têm efeito mínimo na distribuição de tensão de compressão e tração na dentina; a maior concentração de tensão de cisalhamento ocorreu na adjacência do pino na seção vestibulo lingual no meio da raiz; quando o comprimento do pino foi reduzido as

tensões de cisalhamento foram maiores. Os valores médios de tensão de compressão foram de 52,5 a 54,4 MPa e a máxima tensão normal foi de 47 a 48,3 MPa e a tensão cisalhante máxima foi de 9,62 a 15,5 MPa.

Collesi; Silva e Su (1997) objetivaram analisar os aspectos relativos ao preparo para retentores intra-radiculares por meio de uma revisão de literatura. Considerações clínicas e características dos pinos foram consideradas pelos autores. Os autores afirmaram que o pino tem a função de proteger o remanescente e dar sustentação às restaurações protéticas.

Mori et al. (1997) realizaram um estudo pelo método dos elementos finitos em modelo bidimensional de segundo pré-molar inferior. Analisaram as distribuições de tensões internas geradas em dente natural hígido e em dente endodoticamente tratado, sob uma aplicação de carga axial de 30 kgf em três pontos (contatos principais e estabilizante). O programa utilizado para o processamento do elemento finito foi o SAP 90. Os resultados indicaram maior acúmulo de tensões na metade vestibular, tanto no dente hígido quanto no dente restaurado. As tensões foram mais intensas sob o ponto de aplicação de cargas nos dois modelos. No dente restaurado, as tensões foram maiores devido ao maior módulo de elasticidade dos materiais restauradores, demonstrando que existem diferenças na distribuição das tensões no dente e na base óssea nos dois modelos.

Rees e Jacobsen (1997) realizaram um estudo com o objetivo de chegar a um valor real aproximado do módulo de elasticidade do ligamento periodontal. Os autores empregaram uma malha de elemento finito bi-dimensional de um primeiro pré-molar inferior e de um modelo de duas diferentes cargas dentárias que mediam deslocamentos verticais e/ou horizontais no dente em

questão. Concluíram que o valor do módulo de elasticidade do ligamento periodontal mais real seria de 50 MPa.

Tenis et al. (1997) realizaram uma revisão de literatura para avaliar o desempenho dos pinos pré-fabricados intra-radiculares. Os autores observaram as possíveis falhas dos pinos, a clareza da sua utilização por profissionais e quais eram os sistemas mais utilizados no mercado. Afirmaram que no Brasil a utilização de núcleos metálicos fundidos ainda é a mais utilizada, já em outros países como os estados Unidos estes estão sendo abandonados e substituídos. Os pinos intra-radiculares pré-fabricados têm sido utilizados com mais frequência nos últimos dez anos, demonstrando serem eficazes na reabilitação de remanescentes dentários com pouca estrutura e especialmente nos remanescentes dentários antes condenados à extração.

Tortamano (1997), com o objetivo de estudar as tensões desenvolvidas no ligamento periodontal e osso de um incisivo central superior durante a aplicação de força ortodôntica, realizou um estudo através do MEF. O modelo foi construído a partir de uma peça anatômica de um incisivo central superior, foi aplicada uma carga de 1 N no sentido vestibulo-lingual. Através do deslocamento do elemento dental, decorrente da aplicação desta força, o autor concluiu que: a tensão predominante de compressão localizou-se na região palatina (contrário ao sentido de aplicação da força) e de tração na região vestibular (mesmo sentido da aplicação da carga). Houve um acúmulo de tensões em duas regiões da coroa: no limite amelo-cementário e na borda da câmara pulpar. O autor ressalta que para melhor compreender as forças as quais os dentes estão sujeitos, basta imaginar o incisivo central superior como uma viga em balanço. As tensões no osso concentram-se mais no osso cortical que no osso esponjoso.

Martinez-Insua (1998) realizou um estudo para comparar a resistência à fratura de dentes despulpados restaurados com pino e núcleo fundido ou pino de fibra de carbono com núcleo em resina composta. Quarenta e quatro pré-molares foram extraídos e divididos em dois grupos:

- a) restauração com pino de fibra de carbono e núcleo em resina composta; e
- b) restauração com pino e núcleo fundido em liga de ouro.

O tamanho e o formato dos pinos foram idênticos para os dois grupos. Todos os dentes foram cobertos por uma coroa metálica de um metal não precioso. A resistência à fratura foi medida aplicando uma força numa inclinação de 45° ao longo eixo do dente. Os autores encontraram que a resistência à fratura dos dentes restaurados com pino de fibra de carbono e núcleo em resina composta foram significativamente menor, porém, as falhas quase sempre aconteciam no pino e no núcleo. Já os dentes restaurados com pinos e núcleos fundidos quando falharam quase sempre comprometeram o elemento dental.

Paul e Schärer (1998) apresentaram um artigo de revisão de técnicas e materiais para núcleos e pinos intra-radiculares, discutindo as indicações de reconstrução coronária para dentes despulpados. Na indicação de pinos intra-radiculares os autores aconselharam a cimentação de pinos estéticos para região anterior. Estes devem ser utilizados para dentes que perderam menos da metade de estrutura dental coronária. Para dentes anteriores sem nenhuma estrutura remanescente, devem ser utilizados os tradicionais pinos metálicos fundidos com ligas áureas. Para os dentes posteriores ou áreas de menor importância estética, os autores indicam pinos metálicos fundidos com ligas áureas.

Yaman; Alacam e Yaman (1998) realizaram um estudo empregando modelos tridimensionais de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente. Estes foram simulados com restaurações com núcleo metálico fundido em ouro e diferentes combinações de pinos pré-fabricados cilíndricos de aço inoxidável e titânio, associados a preenchimento com amálgama e resina composta. Os autores encontraram ao final da pesquisa que os núcleos metálicos fundidos geram menos stress do que os pinos pré-fabricados. Quando o material de núcleo foi o mesmo do pino pré-fabricado não houve diferença no nível de estresse, seja qual for o material empregado.

Albuquerque (1999) realizou uma pesquisa empregando pinos intra-radiculares pré-fabricados associados a materiais de preenchimento plásticos com o objetivo de avaliar o efeito do material e da forma anatômica na distribuição de tensões em incisivos centrais superiores tratados endodonticamente. Foi empregado o método dos elementos finitos bi-dimensional. Foram utilizados pinos de aço inoxidável, titânio e fibras de carbono em matriz de Bis-gma. Em relação às formas anatômicas os pinos eram cônicos, cilíndricos e cilíndricos com dois diâmetros diferentes. Os modelos foram restaurados com resina composta como material de preenchimento coronário e recobertos com uma coroa de porcelana. Os modelos foram submetidos a análise pelo MEF, sendo aplicada uma carga de 100 N com inclinação de 45° na borda incisal da superfície palatina do dente. Os valores médios das tensões σ_y , internamente na porção coronária radicular, foram para os dentes naturais de 36,8 MPa, para os dentes com pinos de fibras de carbono 4,8 MPa, para os com pinos de titânio 71,3 MPa e para os com pinos de aço inoxidável 123,2 MPa. Os valores médios das tensões σ_y , internamente na porção coronária radicular foram para os dentes (controle) de 36,8 MPa, para os de pinos cônicos 71,2 MPa,

para os de pinos cilíndricos 58,6 MPa e para os de pinos cilíndricos de dois diâmetros diferentes 69,5 MPa. Já os valores médios das tensões na região cervical adjacente à crista óssea alveolar palatina foram para os dentes naturais de 293,0 MPa para os de pinos cônicos 309,8 MPa, para os de pinos cilíndricos 304,9 MPa e para os de pinos cilíndricos de dois diâmetros diferentes 302,0 MPa. Concluiu-se que os pinos de aço inoxidável apresentaram a maior concentração de tensões seguidos pelos de titânio e, por último, os de fibra de carbono, demonstraram a melhor distribuição de tensões, sugerindo menor tendência à indução de fraturas radiculares. Em relação as três formas anatômicas dos pinos intra-radicares, pouca diferença houve com respeito à tensão de tração na porção externa da raiz no terço coronário na região palatina do dente. Em relação à interface pino/dentina internamente no lado palatino do terço coronário da raiz, os pinos cônicos apresentaram uma maior concentração de tensão de tração na região, seguidos pelos pinos cilíndricos de dois diâmetros e por último, pelos pinos cilíndricos de diâmetro único com a melhor distribuição de tensões sendo, portanto, em relação à forma anatômica, os favoráveis.

Gonçalves et al. (1999) apresentaram um caso clínico como meio alternativo e mais econômico para a recuperação de dentes tratados endodonticamente com grandes destruições por processos cariosos e/ou fraturas, mediante o uso de pinos intra-radicares e resinas compostas. Fizeram-se considerações a respeito de suas indicações e contra-indicações tentando, desta forma, restabelecer o padrão estético do paciente. Os autores afirmaram que os pinos intra-radicares são uma das alternativas mais eficazes para reconstrução de dentes extremamente destruídos por cárie ou fratura, uma vez que, são utilizados como meio de retenção para materiais restauradores. Também afirmaram que o

sucesso destas restaurações está no diagnóstico correto das condições das estruturas remanescentes, da anatomia radicular, das condições do periodonto e do tratamento endodôntico realizado.

Holmgren et al. (1999) realizaram um estudo com a intenção de comparar a distribuição de tensões em um pré-molar inferior restaurado com uma coroa em ouro suportada por várias combinações de pinos intra-radulares e núcleos de preenchimento, usando a análise de elemento finito bi-dimensional. Os grupos da pesquisa foram:

- a) pino de aço com amálgama ou resina composta;
- b) pino de resina composta reforçada por fibra de carbono; e
- c) pino hipotético com alta flexibilidade com núcleo de resina composta.

A utilização de núcleo de amálgama sobre um pino pré-fabricado em aço inoxidável resultou em baixas tensões nas margens da restauração quando comparados com núcleo de resina composta sobre um pino de aço. A tensão nas margens da coroa foi aumentada quando colocada sobre pinos de resinas compostas reforçados com fibra de carbono em comparação aos pinos de aço inoxidável. Tensão máxima no interior do pino de fibra de carbono foi mais baixa do que no pino de aço inoxidável. Estes efeitos foram exagerados no pino flexível hipotético, que mostrou alta tensão para o dente e margem da coroa, e baixa tensão no pino intra-radicular. A magnitude da tensão foi geralmente maior para cargas oblíquas do que para cargas verticais. Ao final do estudo os autores puderam concluir que o uso de pinos de resina composta, reforçados com fibras de carbono, reduz a tensão interna dentro dos pinos intra-radulares, mas aumenta a tensão da restauração.

Koutayas e Kern (1999) em um trabalho a respeito de pinos e núcleos totalmente cerâmicos descreveram a fabricação desse sistema, utilizando cerâmicas de alta rigidez como a alumina ou zircônio, através de quatro diferentes técnicas. Os autores descreveram como grandes vantagens dessas restaurações com pinos e núcleos totalmente cerâmicos recobertos com cerâmica pura, o fato do comportamento óptico ser similar ao dente natural e que as cerâmicas não refletem intensamente através do tecido gengival e promove um essencial grau de translucidez na região cervical da raiz. Em termos de biocompatibilidade pinos e núcleos totalmente cerâmicos apresentam um excelente comportamento e não promovem corrosão. As cerâmicas utilizadas In-Ceram alumina e o sistema Procera mostraram uma resistência flexural de 3 a 6 vezes maior que as porcelanas feldspáticas convencionais. Os autores concluíram que, embora os pinos e núcleos cerâmicos cimentados com a tecnologia adesiva possam ser usados em combinação com coroas totalmente cerâmicas oferecendo ótimos resultados em relação à transmissão de luz e de reflectância, existe uma necessidade de comprovação desse sistema através de estudos clínicos longitudinais para validar o potencial de restaurações totalmente cerâmicas, antes delas serem preconizadas de maneira generalizada.

Rengo (1999) realizou um estudo para verificar o comportamento de dentes restaurados com pinos de fibras através de modelos tri-dimensionais em elementos finitos. O objetivo principal da pesquisa foi comparar a distribuição de tensões na interface pino/dentina entre os pinos convencionais de aço, pinos de fibra de carbono e fibra de vidro. O autor aplicou neste estudo a análise em elemento finito (FEA 3D) onde um modelo de um incisivo central superior foi construído com todos componentes e para cada componente foi atribuído o valor real de elasticidade

dos tecidos dentários e dos materiais utilizados. O modelo foi submetido a uma carga de 10 N numa angulação de 125° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados mostraram que o melhor comportamento foi obtido com o pino de fibra de vidro o qual era o mais elástico. O pino de aço atingiu o valor mais alto de tensão na dentina equivalente a 7,51 MPa. Já o pino de fibra de carbono obteve 3,451 MPa e o de fibra de vidro 2,22 MPa. O autor afirma que em situações de carga onde muitos componentes com diferentes graus de rigidez estão presentes o material de maior rigidez transfere a força para o componente menos rígido (dentina). Concluiu-se também neste trabalho que: o uso de materiais rígidos determinou uma não homogeneidade na distribuição de forças; sistemas que apresentam muitos componentes com diferentes propriedades físico-mecânicas a interface entre eles representa uma área crítica; o uso de materiais com propriedades elásticas similares à dentina apresentam distribuição de tensões mais homogênea; em condições de carga, o componente mais rígido transfere a força para o componente menos rígido; um baixo módulo de elasticidade não necessariamente significa alta fragilidade; recomendaram-se materiais que mostram uma resiliência mecânica suficiente e uma boa elasticidade.

Ukon et al. (1999) investigaram a diferença do módulo de elasticidade de pinos e núcleos na distribuição do stress radicular. Modelos bi-dimensionais de um segundo pré-molar inferior foram criados e a análise foi pelo MEF. Segundo os autores a interface pino/cimento foi influenciada fortemente pelas mudanças no módulo de elasticidade dos pinos; A tensão na dentina concentrou-se no ápice do pino quando foi aplicada uma força vertical; o alto módulo de elasticidade dos pinos provocou uma grande concentração de tensões que se

propagou nas estruturas adjacentes; e pinos com alto módulo de elasticidade tiveram um significativo efeito cunha sobre a estrutura radicular.

Miranzi et al. (2000) com o objetivo de avaliar a relação entre a resistência radicular após a colocação de pinos pré-fabricados e núcleo proteticamente fundidos, se selecionaram 60 raízes artificiais e dividiram em quatro grupos, sendo grupo 1 contendo raízes artificiais com pinos proteticamente fundidos, e os grupos 2, 3 e 4 contendo raízes artificiais com pinos pré-fabricados. As amostras foram colocadas em um maxilar superior e levadas ao teste de resistência. Os resultados mostraram que as raízes que receberam pinos pré-fabricados resistiram a forças maiores de compressão, demonstrando mais resistência à fratura em comparação às raízes que receberam núcleo proteticamente fundidos.

Rocha (2000) realizou um estudo através do MEF em modelos tridimensionais comparando a distribuição de tensões de Von Mises em dente endodonticamente tratado com dois formatos de retentores intra-radulares: pré-fabricado cilíndrico/escalonado e fundido cônico. Utilizaram-se caninos superiores com geometria axi-simétrica e restaurados com coroa metalocerâmicas, aplicando-se uma carga oblíqua de 100 N com 45° de inclinação em relação ao seu longo eixo. Os resultados mostraram uma discreta diferença nos dois formatos de retentores. O pino escalonado neutralizou mais as cargas no sentido corono-apical e no pino cônico ficou evidenciado o efeito de cunha.

Scabell (2000) realizou um estudo com o propósito de avaliar o efeito das cargas oclusais sobre a região cervical do primeiro pré-molar superior por meio do MEF. A imagem de um corte sagital do elemento dentário selecionado foi digitalizada e com o auxílio do programa ANSYS versão 5.5. Foi simulada a aplicação de cargas oclusais, axiais e horizontais. O modelo computacional bi-

dimensional foi constituído de 11.012 elementos e 11.096 nós. O experimento constou de três etapas, sendo que o valor da carga oclusal foi padronizado em 170 N. Na primeira fase, a carga axial foi dividida em dois pontos da superfície oclusal, simulando-se o contato na fossa mesial. Nas duas etapas subseqüentes as cargas horizontais foram aplicadas em sentido vestibular sobre a cúspide vestibular do dente e em sentido palatino sobre a cúspide palatina. O método possibilitou a análise qualitativa e quantitativa da distribuição de tensões de tração e compressão no modelo selecionado. Os resultados mostraram que a carga oclusal horizontal aplicada sobre a cúspide palatina gerou a maior concentração de tensão de tração na estrutura do esmalte. Esses valores variaram entre 362,757 e 725,513 MPa. Esta tensão de tração concentrou-se no interior da estrutura do esmalte, na área cervical vestibular do dente, próxima à junção amelocementária.

Joshi et al. (2001) relataram que atualmente existem vários tipos de pinos no mercado para restauração de dentes tratados endodonticamente e o sucesso clínico depende da compreensão dos princípios biomecânicos envolvidos nas estruturas dente/pino. Parâmetros como tipo de material, comprimento, diâmetro e configuração dos pinos envolvem propriedades mecânicas e podem influenciar na transmissão de tensões. Com o objetivo de avaliar o comportamento de um dente tratado endodonticamente e comparar a distribuição de tensões pelos vários sistemas de pinos, os autores confeccionaram modelos tridimensionais utilizando o MEF, incluindo todas as estruturas anatômicas. Adicionalmente, aplicaram cargas oblíquas, vertical e horizontal com força de 100 N. O objetivo dos autores foi também sugerir uma nova geometria para os sistemas de pinos intrarradiculares. A análise das tensões de Von Mises mostrou que não houve diferenças significativas nos níveis de tensão para a variação de geometria nos pinos estudados. Quando o

espaço do pino foi deixado vazio, houve um aumento de 25% nas tensões comparadas aos pinos metálicos nos formatos tradicionais. Os pinos paralelos concentraram menores níveis de tensão e a presença da férula melhorou a distribuição de tensões e aumentou a resistência à torção em forças oblíquas. A composição do pino afetou significativamente a distribuição de tensões comparando-se os pinos de titânio, cerâmico e reforçados por fibras. As maiores concentrações de tensão estiveram presentes quando os materiais de maior módulo de elasticidade foram utilizados. Os autores ressaltaram ainda que na utilização de pinos compostos por fibras, a fratura é sempre favorável, ou seja, há uma fratura gradual na união entre as fibras e a matriz, sendo que o pino sempre fratura antes do dente. Ao final do estudo os autores sugeriram que o melhor pino resultaria da associação de um material semelhante às fibras de carbono ou fibra de vidro à geometria dos pinos metálicos fundidos os quais em breve será possível a confecção dos mesmos sob medida.

Matsuo; Watari e Ohata (2001) aplicaram a litografia a laser para a fabricação de próteses odontológicas feitas em resina composta. Primeiramente as condições ótimas para uma polimerização foram determinadas, então uma coroa pura de resina composta foi fabricada pela litografia a laser. Pinos de resina composta com diferentes porcentagens de titânio no interior da estrutura e núcleo fundido de Au-Pd foram criados. Finalmente após os modelos bi-dimensionais gerados os autores analisaram através do MEF o stress na raiz dental. O estudo demonstrou que: a presença do núcleo fundido fez com que o stress fosse dissipado em direção apical partindo do ponto de aplicação da carga e concentrando-se no ápice do pino e o núcleo metálico fundido mostrou maiores concentrações de tensões comparado aos outros pinos com titânio e resina composta.

Poppe; Bourauel e Jager (2001) determinaram os parâmetros de elasticidade do ligamento periodontal humano através de medidas tri-dimensionais, analisando o deslocamento inicial no sentido vestibulo-lingual de oito dentes uni-radiculares em mandíbula humana, usando um método não invasivo. Os espécimes foram usados para desenvolver o modelo em elementos finitos. Os modelos apresentavam geometria similar aos respectivos espécimes. Esses modelos serviram de base para simular movimentos computadorizados, cujas características foram construídas numa linha a qual os movimentos foram experimentalmente registrados adaptando os parâmetros de elasticidade do ligamento periodontal. Os autores usaram parâmetros individuais de elasticidade determinando desta forma, com qual deslocamento o modelo no computador realmente poderia calcular. O resultado do módulo de elasticidade na primeira fase do movimento foi 0.05 MPa, já na segunda fase 0.28 MPa e expansão crítica 7.5% (coeficiente de Poisson 0.3 μ .).

Stewardson (2001) em uma revisão sobre os pinos não metálicos destacou que estes sistemas podem ser introduzidos na prática odontológica de forma segura, porém, é necessário cautela. Considerou que uma restauração que necessita pino e coroa, todos os elementos (pino, material de preenchimento e cimento resinoso) influenciaram no sucesso da restauração e que a atenção não deve ser somente focada no pino. Antes que novos sistemas de pinos sejam incorporados na prática clínica, os dentistas devem estar aptos a entender os princípios científicos envolvidos neste tipo de procedimento para poder avaliar as vantagens dessa alternativa de tratamento.

Yang et al. (2001) relata que as fraturas radiculares incluindo fratura do núcleo e pino podem ser influenciadas por muitos fatores incluindo a quantidade e qualidade do remanescente dentinário, direção de aplicação da carga, desenho do

pino, além de forças excessivas aplicadas durante a instrumentação e condensação lateral. A proposta deste trabalho foi analisar por meio do MEF bi-dimensional a influência da direção das forças oclusais na transmissão de tensões, em incisivo central superior, restaurado com pinos de formato cônico e cilíndrico, fundido em liga de ouro. Foi construído um modelo reproduzindo as estruturas anatômicas e de suporte, utilizando como controle positivo um dente tratado endodonticamente restaurado com uma coroa metalocerâmica sem pino e como controle negativo um dente tratado endodonticamente sem coroa metalocerâmica. A aplicação de uma carga de 100 N foi feita em três regiões:

- a) carga vertical na borda incisal;
- b) carga horizontal na face vestibular; e
- c) carga em diagonal, em ângulo de 20° com a face lingual.

Com a análise dos resultados os autores concluíram que o uso do pino reduziu as tensões em 75% comparadas ao grupo controle. Na aplicação de carga vertical a magnitude de tensões foi igual para todos os pinos, no entanto, quando forças horizontais foram aplicadas, os pinos de menor diâmetro e os pinos cônicos provocaram maior concentração de tensões. A direção de aplicação da carga influenciou mais na distribuição de tensões que o formato do pino. Os autores afirmaram que a cimentação de pinos promoveu um pequeno reforço da estrutura dental e que os pinos cilíndricos promoveram uma distribuição mais uniforme de tensões.

Eskitaşcioğlu; Belli e Kalkan (2002) compararam a resistência à fratura de um pino com fibra (Ribbond) associado a resina composta e um núcleo metálico fundido convencional usando dois diferentes métodos. Com o MEF criou-se um modelo tri-dimensional de um incisivo central superior o qual foi construído e

restaurado com núcleo metálico fundido ou com fibra Ribbond e resina composta para verificar o comportamento destes grupos em relação à distribuição de tensões nos modelos gerados. Os autores obtiveram os seguintes resultados: quando se utilizou o núcleo metálico fundido a tensão concentrou-se no próprio pino e a transmissão para as estruturas de suporte foram baixas o que seria favorável para os tecidos de suporte; quando utilizaram o pino a base de fibra associado a resina composta observaram que o sistema transferiu a tensão para os tecidos de suporte e na região do pino a tensão foi baixo, o que seria vantajoso para a restauração porém uma desvantagem para os tecidos de suporte.

McAndrew e Jacobsen (2002) estudaram através do MEF o comportamento de pinos e coroa sobre o stress radicular. Foram construídos modelos matemáticos de incisivos laterais superiores comprometidos periodontalmente e restaurados com pino metálico e núcleo com e sem cerâmica aderida à coroa metálica. Três diferentes configurações de pinos foram modeladas: pino cônico, paralelo e paralelo serrilhado. Para cada modelo foi aplicada uma carga de 100 N numa angulação de 45° ao longo eixo do dente, próximo à região do cingulo. Os autores concluíram que: a influência da coroa foi significativa na redução total do stress radicular interno; para certas configurações de pinos a influência da coroa foi mais importante na redução do stress radicular; a quantidade do stress variou de acordo com o desenho do pino; a coroa por si só atuou como uma férula, não sendo necessário a incorporação de tal característica nos pinos e núcleos.

Oliveira (2002) analisou a distribuição de tensões produzidas na dentina radicular do incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares, através dos Métodos de Fotoelasticidade e Elementos Finitos. Esta análise foi realizada para os seguintes sistemas de pinos intra-

radiculares: fibra de carbono, fibra de vidro, zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido (Liga de Cu-Al). O dente hígido foi utilizado como controle. Em ambos os métodos foi construído um modelo bidimensional representativo do incisivo central superior e aplicada uma carga de 100 N no terço incisal da região palatina com uma inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente. Os resultados foram expressos em função da Tensão de Von Mises S_e e S_y para o MEF e valor da Ordem de Franja para o método de Fotoelasticidade. Através da análise dos resultados concluiu-se que houve diferenças significativas na distribuição de tensão entre os seis sistemas de pinos testados, sendo que, os pinos de zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido promoveram uma alta concentração de tensões na região conduto radicular ao longo da interface pino/dentina. Nos pinos de fibra de vidro e fibra de carbono houve uma distribuição de tensões uniforme ao longo de toda a superfície radicular. Não se verificaram áreas de concentração de tensões produzidas por estes sistemas de pinos. Os pinos de zircônio, aço inoxidável, titânio e metálico fundido apresentaram propriedades mecânicas diferentes da estrutura dental o que promoveu alterações significativas no comportamento mecânico do dente. De acordo com os resultados, concluiu-se que os pinos não metálicos atenderam de maneira satisfatória os requisitos necessários para proporcionarem um comportamento mais semelhante à estrutura dental. A compatibilidade entre as propriedades mecânicas encontradas nestes sistemas e a dentina radicular, proporcionaram um comportamento biomimético, diminuindo os riscos de falha ou fraturas radiculares.

Pierrisnard et al. (2002) compararam o efeito de diferentes métodos de reconstruções corono-radiculares sobre a transmissão da tensão nos tecidos dentais. Um software de análise da tensão de estruturas complexas pelo MEF foi

utilizado na pesquisa. Sete modelos tri-dimensionais foram criados. Os parâmetros analisados na reconstrução corono–radicular foram: dois níveis de destruição coronária, materiais para núcleo, pinos quando presentes e ausência de pinos. Os dois níveis de perda de tecido foram: Perda total de dentina coronária e perda parcial de dentina coronária com 2 mm de remanescente. Os dentes com os diferentes tipos de perda de tecido foram reconstruídos por quatro diferentes técnicas: núcleo fundido de NiCr, combinação de pino de NiCr com núcleo em resina composta, combinação de pino de fibra de carbono com núcleo em resina composta e restauração em resina composta sem pino. Uma coroa de NiCr recobriu todos os modelos estudados que receberam uma carga oclusal oblíqua de 30° em uma intensidade constante de 100 N. Após a análise dos dados com um programa computacional os autores concluíram que independente do tipo de tensão (tração ou compressão) a maior tensão foi observada na região cervical dos modelos. Apenas as tensões por tração potencialmente responsáveis por fraturas foram comparados. A tensão de tração na cervical excedeu 230 Pa na ausência de férula e foram menores que 140 Pa quando a férula esteve presente. Na ausência da férula cervical, a combinação de pino de NiCr com núcleo em resina composta geraram maior tensões cervical, 254 Pa. Já o núcleo fundido gerou 235 Pa. Os resultados na presença da férula cervical foram respectivamente 92 Pa para a combinação do pino de NiCr e núcleo em resina composta e 90,5 Pa para o núcleo fundido de NiCr. Na presença da férula, a intensidade da tensão gerada para a restauração de resina composta sem a colocação do pino foi de 139 Pa, ou seja, 51% maior do que as tensões geradas pela combinação de pino de NiCr com núcleo em resina composta e 26% maior do que as tensões geradas pela combinação do pino de fibra de carbono e núcleo em resina composta. Desta forma os autores concluíram que: a

tensão atingiu mais a região cervical; a ausência de férula cervical foi um fator determinante negativo, provocando um aumento considerável no nível de tensão; na ausência da férula a combinação de pino de NiCr com núcleo em resina composta geraram mais tensão cervical que o núcleo metálico fundido. No entanto, na presença da férula a escolha do material para a reconstrução não teve grande impacto no nível de tensão cervical; o pino intracanal mostrou ser benéfico quando existe remanescente de dentina coronária suficiente; na presença do pino intracanal, o nível de tensão foi menor do que quando o pino estava ausente; e quanto maior o módulo de elasticidade menores os níveis de tensões.

Ünsal et al. (2002) realizaram um estudo com o objetivo de comparar a diferença na distribuição da tensão quando cargas parafuncionais foram aplicadas em um modelo de um primeiro molar inferior que sofreu um tratamento de seccionamento radicular ou separação radicular em virtude de problemas periodontais causados na região de furca. Os autores compararam os valores de tensão do modelo que apresentava estado de doença com o dente intacto através do MEF. Utilizou-se uma carga de 600 N a qual foi aplicada sobre a cúspide vestibular e a fossa distal para simular a oclusão cêntrica. Por meio do MEF as estruturas contínuas foram modeladas e discretizadas utilizando representações matemáticas onde aos modelos geométricos criados foram atribuídos o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, caracterizando-os com propriedades mecânicas da estrutura original. Os autores citaram no estudo que o MEF possibilitou uma análise quantitativa de estruturas biológicas complexas da qual por meio de outros experimentos seria impraticável. Os resultados evidenciaram que nos modelos com recessão radicular o valor máximo de tensão foi no centro de rotação. A tensão compressiva aumentou em direção ao meio da linha cervical. Para os

modelos com separação radicular o valor máximo de cisalhamento foi observado na porção distal. Uma distribuição uniforme foi verificada na porção mesial. Os valores da tensão de cisalhamento para o osso aumentaram em direção ao centro da área da bifurcação.

Vasconcellos et al. (2002) analisaram a distribuição de tensões internas de Von Mises em uma prótese parcial fixa metalocerâmica de três elementos e em suas estruturas de suporte, por meio de carregamento estático aplicado para dois modelos matemáticos bidimensionais, obtidos pelo MEF. Com a obtenção dos resultados os autores mostraram que o retentor intra-radicular fundido em ouro desenvolveu uma menor concentração de tensões nos conectores da prótese parcial fixa. Para o modelo com núcleo em compósito houve maiores tensões de tração na região mésio-cervical do pré-molar favorecendo a falha marginal.

Albuquerque et al. (2003) realizaram a análise de tensões de um incisivo central superior restaurado com diferentes pinos. Os autores avaliaram o efeito de diferentes formas anatômicas e materiais de pinos na distribuição da tensão em incisivos tratados endodonticamente. O estudo comparou três formas de pinos (cônico, cilíndrico e cilíndrico com dois diâmetros) feitos de três diferentes materiais (aço inoxidável, titânio e fibra de carbono em matriz Bisphenol A-Glycidyl Metacrilato). A análise da tensão bi-dimensional foi pelo método dos elementos finitos. Uma carga estática de 100 N foi aplicada em 45° na borda incisal do respectivo dente. A concentração da tensão não afetou significativamente a região adjacente da crista óssea alveolar na face palatina do dente, independente da forma do pino ou do material. Entretanto, observaram que a concentração da tensão na

interface pino/dentina na face palatina da raiz do dente apresentou variações significantes para as diferentes formas de pinos e materiais. Afirmaram também que as formas dos pinos apresentaram um pequeno impacto na concentração da tensão enquanto os materiais usados mostraram variações maiores, sendo o pino de aço inoxidável o que apresentou maiores valores de concentração de tensão, acompanhado do pino de titânio e carbono em matriz de Bis-GMA.

Fischer; Weber e Marx (2003) realizaram um estudo sobre o tempo de vida de pontes totalmente cerâmicas pelo método computacional de elementos finitos. O objetivo do estudo foi prever ao longo prazo a possibilidade de falhas com métodos computacionais das seguintes pontes cerâmicas: Empress 1, Empress 2, In-Ceram Alumina, e Zro2. Diferentes modelos de pontes foram construídos pelo MEF e exportados para o programa da NASA CARES/LIFE. Os autores encontraram que a ponte feita de zircônio obteve bom comportamento mecânico em longo prazo. O Empress 1 e In-ceram Alumina parecem ser materiais com comportamento mecânico insuficiente para pontes em dentes posteriores. Os autores afirmaram que a vida útil das pontes cerâmicas pode ser aumentada melhorando o desenho na área do conector. Adicionalmente sugeriram que o método computacional utilizado pode ajudar a julgar com confiabilidade o comportamento mecânico dos materiais cerâmicos, especificamente para desenhos de pontes cerâmicas.

Maccari; Conceição e Nunes (2003) realizaram um estudo para analisar a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente quando restaurados com três diferentes pinos estéticos pré-fabricados. Trinta dentes unirradiculares entre caninos e incisivos foram extraídos por razões terapêuticas e usados no estudo. As raízes foram seccionadas abaixo da junção esmalte cimento

para obtenção de raízes com comprimento padronizado em 17 mm. Os dentes receberam tratamento endodôntico e foram divididos em três grupos:

- a) pino Aestheti-Post (Bisco);
- b) pino Fibrekor-Post (Jeneric/Pentron); e
- c) Cosmopost (Ivoclar Vivadent).

Os pinos foram cimentados com sistema adesivo All-Bond 2 (Bisco) e cimento resinoso C & B (Bisco).

Para a confecção do núcleo de preenchimento foi utilizada a resina composta Tetric-Ceram (Ivoclar Vivadent). O teste de resistência à fratura foi determinado usando a máquina universal EMIC DL-2000. Os resultados mostraram uma resistência à fratura de 83,5 kgf para o Aestheti-Post, 85,7 kgf para o Fibrekor Post e 36,5 kgf para o Cosmopost. As restaurações com Cosmopost tiveram uma resistência à fratura significativamente menor em relação aos outros dois pinos e em alguns espécimes além de ocorrer a fratura do pino a raiz também fraturou.

Toparli (2003) realizou um estudo utilizando o MEF para analisar a distribuição do stress na dentina de dentes tratados endodonticamente, restaurados com pinos fundidos e núcleo. Foram construídos modelos axisimétricos de um segundo pré-molar superior suportados por osso alveolar. Os três modelos propostos para serem analisados foram: liga de Ti-Ti, liga de NiCr-AuPd, Ti-NiCr como pino e coroa de porcelana. Uma carga de 200 N em uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do dente foi aplicada na margem oclusal dos modelos. Os dentes foram assumidos como isotrópicos, homogêneos e elásticos. Os cálculos foram realizados pelo programa FORTRAN 77. Após a análise dos resultados os

autores concluíram que o stress máximo de compressão ocorreu quando a liga de Ti-Ti foi usada.

Beloti (2004) empregou o MEF para analisar a distribuição de tensões no incisivo central superior hígido e restaurado com facetas laminadas de porcelana, empregando diferentes preparos para a borda incisal e aplicação de forças simulando o movimento de protrusão. Foram criados modelos bi-dimensionais representativos de uma secção transversal de incisivo central superior hígido e restaurados a partir dos seguintes preparos dentais: sem redução incisal, com redução incisal, com redução incisal e chanfrado palatino em 45° e overlap. Todos os dentes receberam uma faceta de porcelana sendo comparado com o dente hígido. Uma carga de 100 N foi aplicada em quatro pontos do terço incisal na face palatina. Os estágios de pré-processamento, processamento e pós-processamento foram executados e os valores de tensão de Von Mises e S_y determinados. Na presença da aplicação da força funcional, todos os preparos dentais promoveram alta tensão na cervical palatina. No interior da faceta e ao longo da interface faceta/dentina foi encontrada uma alta concentração de tensões. Uma alta tensão de tração foi encontrada na concavidade palatina. Devido à geometria e ao módulo de elasticidade das estruturas mineralizadas uma alta tensão de tração é formada na concavidade palatina do dente restaurado com faceta de porcelana. O preparo de overlap foi desfavorável quando sua extensão invadiu a concavidade palatina devido a uma extensão da cerâmica com espessura insuficiente numa área de alta tensão de tração. Os diferentes preparos dentais para a borda incisal não influenciaram na distribuição de tensões de dentes restaurados com facetas laminadas.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi analisar, por meio do MEF a distribuição de tensões, produzidas em modelos de um incisivo central superior com e sem remanescente de dentina na porção coronária, utilizando cinco diferentes sistemas de pinos intra-radiculares.

4 MATERIAL E MÉTODO

A análise da distribuição de tensões intra-radiculares em incisivo central superior foi realizada pelo método computacional, denominado de Método dos Elementos Finitos (MEF).

A aplicação deste método na área da saúde, mais especificamente na odontologia não é recente, e a cada dia torna-se mais viável, visto que com o avanço da arquitetura dos computadores e dos softwares, a solução de problemas complexos como a distribuição de tensões em tecidos biológicos, geradas pelos esforços mastigatórios, podem ser obtidas por este tipo de estudo. Simulações do problema cada vez mais real são executadas, mostrando confiabilidade e resultados muito próximos da realidade. Um outro fator de extrema importância que favorece as pesquisas utilizando o método dos elementos finitos é a ausência da obrigatoriedade de comprometer grande número amostral de estruturas biológicas, uma vez que, atualmente por motivos éticos, tem-se dado muita atenção e preferência por estudos que não incluam indiscriminadamente tecidos vivos, seja de origem humana ou animal.

4.1 ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

O método dos elementos finitos é uma técnica destinada para resolver aproximadamente modelos matemáticos que representam o comportamento de um sistema físico determinado, em outras palavras, o protótipo físico pode ser estudado mediante a formulação de um modelo matemático adequado. (BELOTI, 2004; OLIVEIRA, 2002; ROCHA, 2000)

Com uso de computador é possível resolver um sistema de equações matemáticas as quais simulam as propriedades físicas da estrutura a ser analisada.

Para simular por meio do método de elementos finitos são necessários seguir os seguintes passos: a modelagem da geometria, a aplicação das condições de contorno (fixação do modelo, aplicação das cargas) e as informações das propriedades dos materiais empregados.

Para execução do software é necessário alimentar as propriedades dos materiais:

Módulo de elasticidade, Módulo de Young ou Módulo elástico(E) :

Define a inclinação da curva tensão-deformação até o limite de proporcionalidade. E é uma medida de rigidez do material em sua região elástica e tem as mesmas unidades da tensão. A maioria dos materiais exibe esse comportamento linear. Também a maior parte dos materiais dúcteis, o módulo de elasticidade em compressão é o mesmo que em tensão.

Coeficiente de Poisson (ν):

Quando um corpo deformável é submetido a uma força axial trativa ou compressiva, o material deforma-se longitudinalmente e transversalmente, para caracterizar estas deformações define-se o coeficiente de Poisson, como a relação da deformação transversal (alongamento ou contração), com a deformação longitudinal (alongamento ou contração) do material.

4.2 MATERIAIS UTILIZADOS

Para realizar o estudo foram utilizados cinco diferentes sistemas de pinos intraradiculares (pino de fibra de carbono, fibra de vidro, titânio, zircônio e núcleo metálico fundido), que estão descritos na tabela 1. Apenas os pinos pré-fabricados estão ilustrados na Figura 1. A utilização desses sistemas visou analisar os principais materiais comercialmente disponíveis.



Figura 1 – Pinos pré fabricados

Tabela 1 - Sistemas de pinos intra-radulares

Material	Produto™	Fabricante	Cimentação	Geometria	Diâmetro (mm)
Resina fibra de Carbono	Reforpost	Angelus	Passiva	Paralelo	1,3
Resina fibra de Vidro	Reforpost	Angelus	Passiva	Paralelo	1,3
Zircônio	Cosmopost	Ivoclar	Passiva	Cônico	1,5
Titânio	Tenax	Coltène	Passiva	Paralelo	1,3
Liga de Cu-Al	Goldent LA	Aje	Passiva	Cônico	2,0

4.3 MODELO GEOMÉTRICO

Diferentes situações clínicas foram simuladas propositalmente, com a finalidade de avaliar o comportamento dos diferentes sistemas de pinos pré-fabricados em um incisivo central superior com e sem remanescente de dentina na porção coronária. Em relação às características dos pinos utilizados, como, diâmetro, geometria e comprimento foram de acordo com a forma original de cada sistema de pinos.

Para realizar a simulação foi construído um modelo geométrico apresentado na figura 2 onde uma carga foi aplicada no terço incisal da região palatina do incisivo central superior com uma inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente, representando o contato com o dente antagonista durante os movimentos mastigatórios.

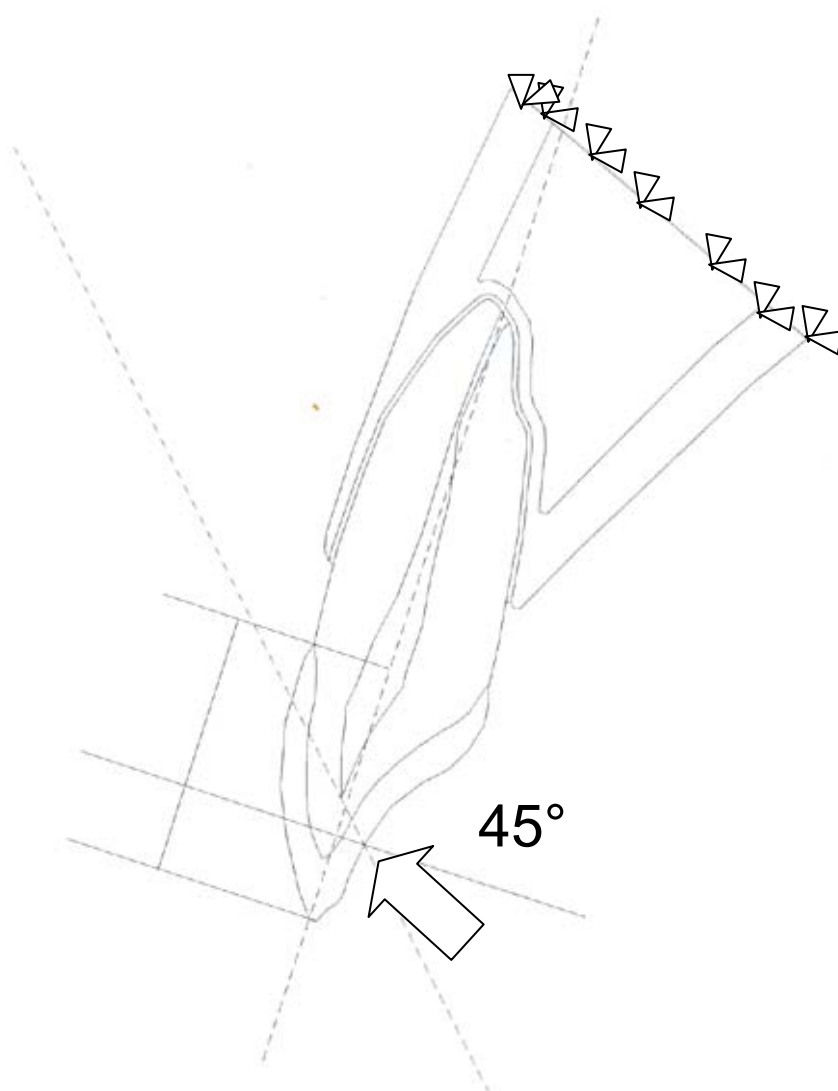


Figura 2- Aplicação da carga no terço incisal na face palatina

4.4 ETAPAS DO PROCESSO DE SIMULAÇÃO POR MEF

Para o processo de simulação foram seguidas basicamente três etapas: a construção do modelo, a solução do problema e a análise dos resultados. Estas três etapas comumente também são identificadas respectivamente como: pré-processamento, processamento e pós-processamento.

Pré-processamento: Consiste na construção do modelo geométrico e informações pertinentes das propriedades dos materiais empregados na construção do modelo, que são incorporadas nesta etapa. Em seguida, a estrutura do modelo é dividida em um número finito de elementos (discretização) que são interconectados por pontos nodais os quais se encontram no sistema de coordenadas X,Y,Z, onde o conjunto resultante é denominado “malha”. Em seguida, ainda após o processo de modelagem são consideradas as restrições do modelo físico, onde as condições de contorno estruturais são aplicadas com a finalidade de simular o modelo físico real. Essas condições de contorno resumem-se em fixação do modelo e aplicação do carregamento.

Processamento: Após a criação do modelo, com o processamento numérico, o problema estrutural é solucionado computacionalmente. Os resultados dos campos de tensões, deformações e deslocamentos são obtidos.

Pós-processamento: A análise do modelo é efetuada utilizando-se os resultados obtidos, como os campos de tensões, deformações, deslocamentos, entre outros. A análise de tensões pode ser feita pela comparação dos componentes de tensões normais, tensões principais ou ainda tensão equivalente de Von Mises (tensão efetiva).

O critério de Von Mises, que foi utilizado nesta pesquisa, é baseado na concepção da energia interna. Todos os componentes de tensões normais, como também os componentes de tensões cisalhantes são incorporados no cálculo da tensão de Von Mises. Este critério afirma que “quando a energia interna em um ponto específico da estrutura excede um certo limite, a estrutura cederá neste ponto” A estrutura estará segura quando a tensão de Von Mises é menor ou igual ao valor absoluto da tensão de escoamento de tração ou compressão, ou seja, a tensão de tração ou compressão uniaxial em uma amostra do mesmo material, acima da qual este material escoar, não mais se comportando elasticamente. (Albuquerque, 1999, p. 111).

4.5 DESCRIÇÃO DAS ETAPAS

4.5.1 Modelagem Geométrica

A geometria do incisivo central superior em estudo foi projetada de acordo com a anatomia descrita por Figun e Garino (1988) para o modelo do dente hígido. Já para o modelo com pino intra-radicular, usou-se como base para sua construção o modelo do dente hígido, onde detalhes como preparo do conduto radicular, acesso endodôntico, linha de cimentação do pino, núcleo de preenchimento, linha de cimentação núcleo/coróa, remanescente coronário de dentina, coroa pura de porcelana foram incorporados ao modelo prévio, resultando a geometria dos demais modelos como mostram as Figuras 3 e 4.

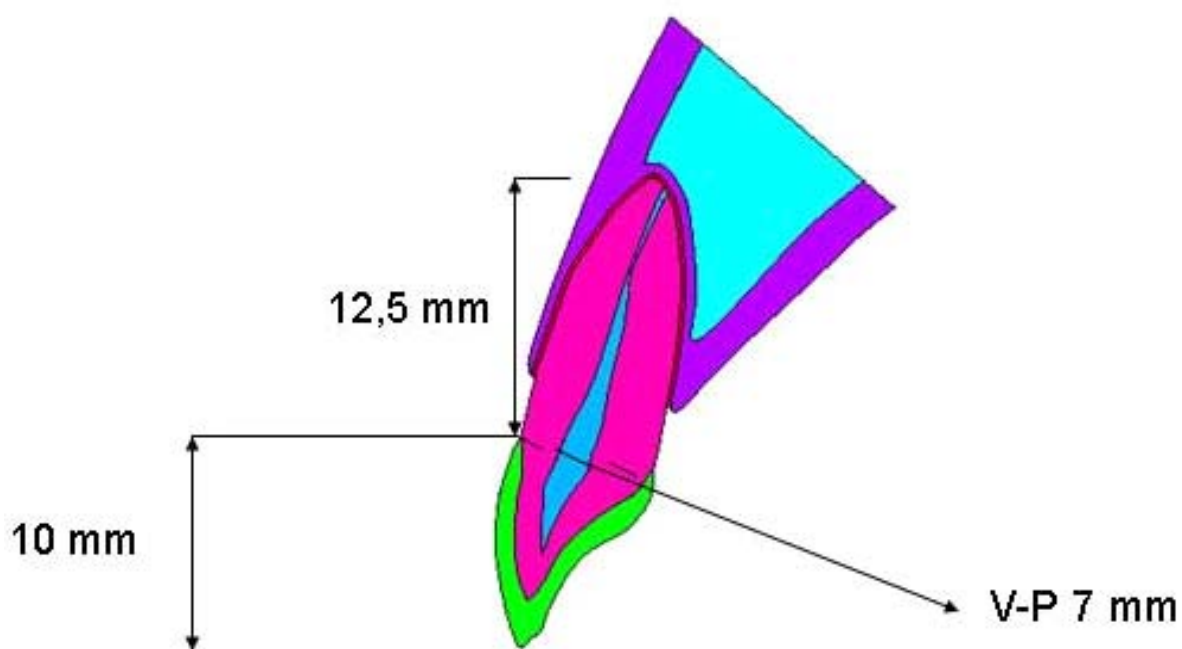


Figura 3 - Geometria do incisivo central superior hígido

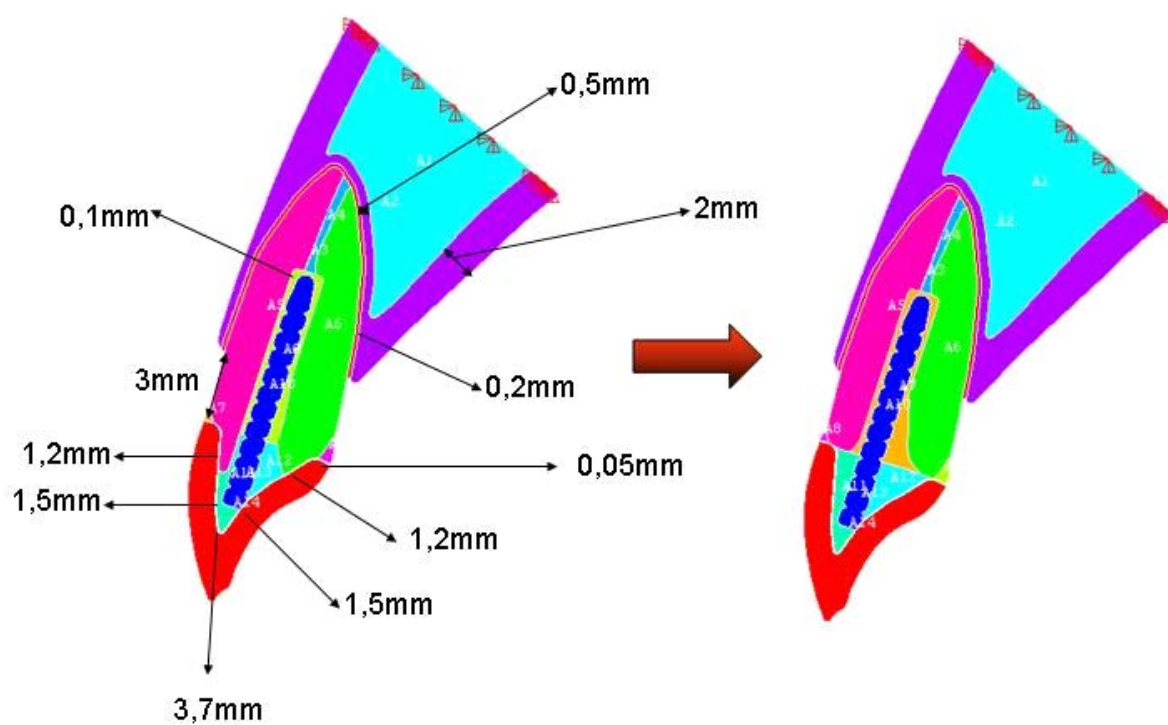


Figura 4 - Geometria do incisivo central com remanescente e sem remanescente de dentina na porção coronária

Os valores relacionados abaixo estão descritos na Figura 3:

- a) a coroa pura de porcelana teve o contorno externo do esmalte e o término em chanfrado, a espessura no terço médio da coroa foi de 1,5 mm, no terço incisal 3,7 mm e no terço cervical 1,2 mm;
- b) a espessura do cimento usado para a cimentação da coroa foi de 0,05 mm;
- c) a distância da crista óssea alveolar até a junção amelodentinária foi de 3,0 mm; e
- d) a porção radicular do retentor intra-radicular foi colocada no interior da raiz deixando um espaço de 5 mm de obturação (guta-percha) para não prejudicar o selamento apical do tratamento endodôntico (DEUTSH; MUSIKANT; COHEN, 1997).

As estruturas de suporte foram construídas com as seguintes

dimensões:

- a) uma camada de osso cortical com 2 mm de espessura envolvendo todo o bloco de tecido de suporte (HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996);
- b) uma camada uniforme de ligamento periodontal com 0,175 mm envolvendo toda a raiz (GRANT; STERN; EVERETT, 1972);
- c) uma camada de osso cortical com 0,5 mm de espessura envolvendo o ligamento periodontal (GRANT; STERN; EVERETT, 1972);

- d) osso esponjoso preenchendo a porção entre o ligamento periodontal e a porção do osso cortical que envolve o bloco de tecido de suporte. (HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996).

Na construção do modelo, inicialmente o incisivo central superior foi desenhado em papel milimetrado. Em seguida, esta imagem foi escaneada utilizando um escaner digital Scanjet 2300c HP (Hewlett Packard de México, S.A.) com definição padronizada de 600 dpi. A imagem obtida foi inserida no MicroStation™, um programa de CAD (Computer Aid Designer), onde pontos chaves da geometria foram capturados, compondo um modelo esquemático inicial que posteriormente foi exportado para o programa de análise (Figura 5).

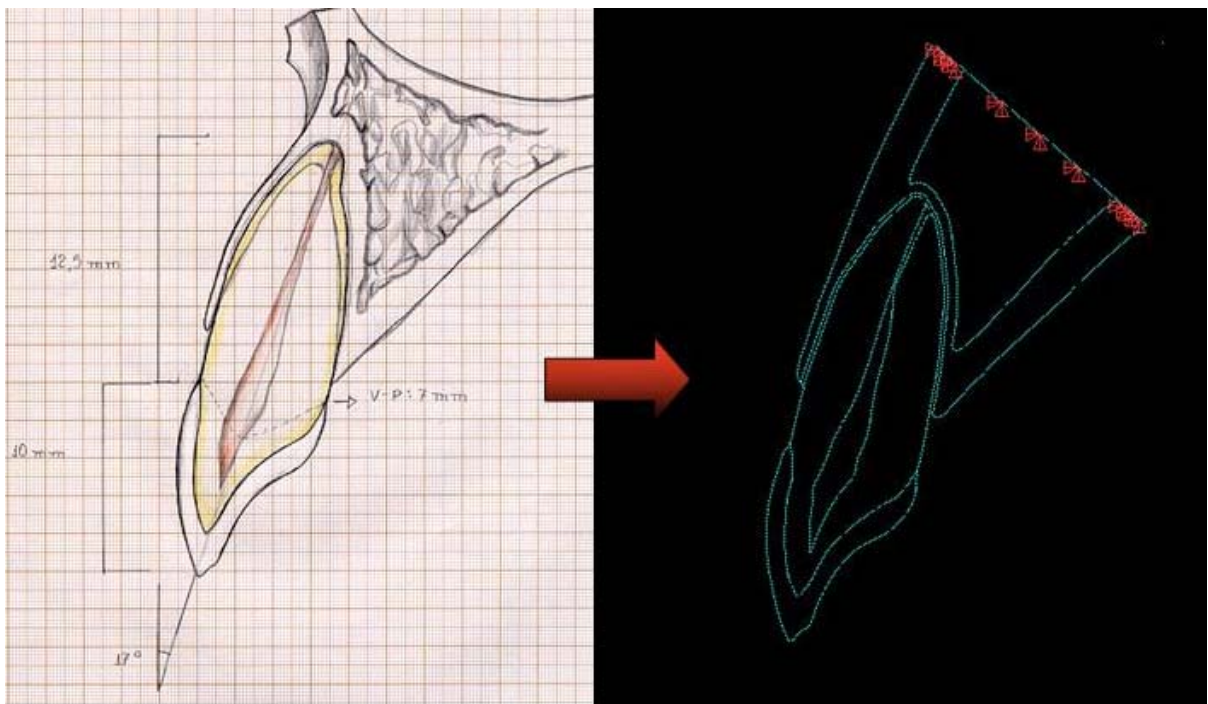


Figura 5 - Incisivo central superior em papel milimetrado e modelo esquemático inicial no programa de CAD

A geometria dos pinos utilizados foi obtida através de informações fornecidas pelo fabricante e confirmadas através da medida real de cada pino (Figura 6).

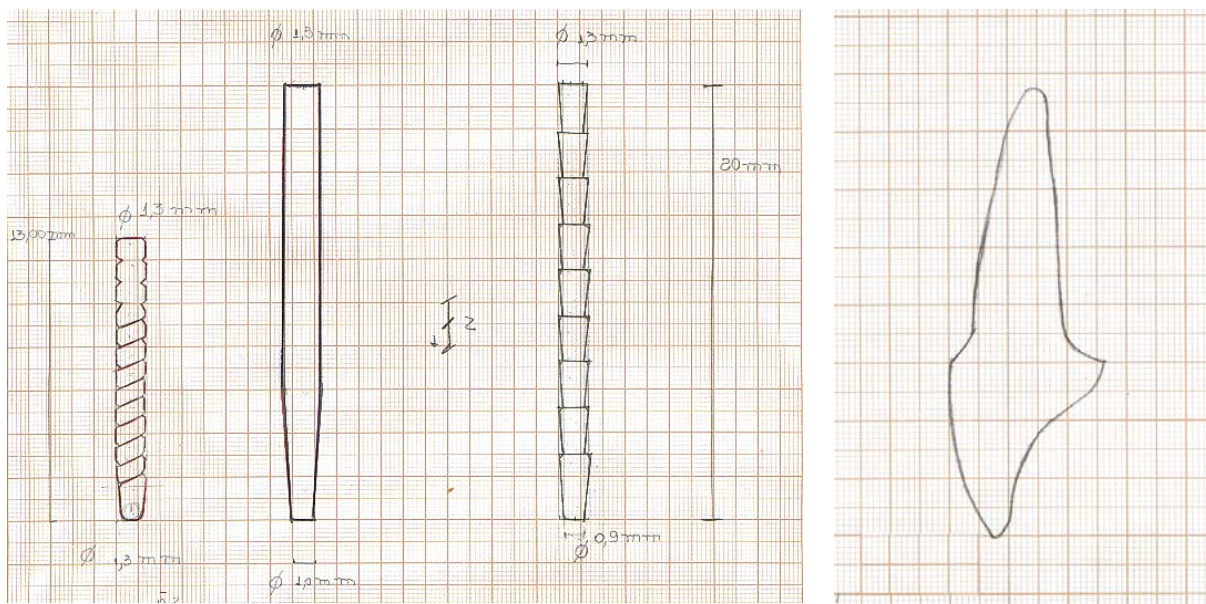


Figura 6 - Geometria dos pinos em papel milimetrado

A geometria apropriada de todos os modelos envolvidos no estudo está apresentada a seguir.

Grupo 1 - Dente natural composto por esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal, osso cortical, osso esponjoso (Figura 7).

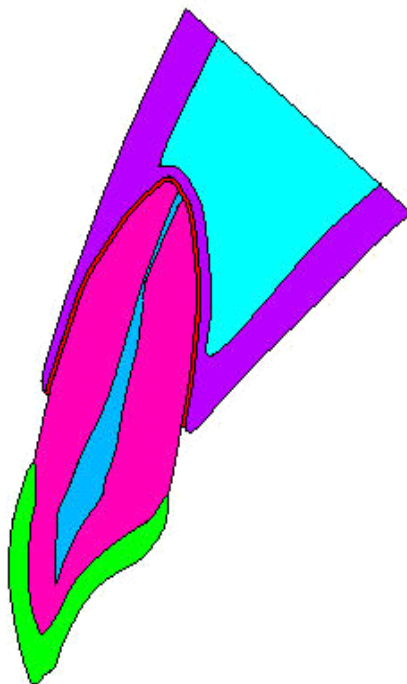


Figura 7 - Dente hígido

Grupo 2 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com núcleo metálico fundido (Figura 8).

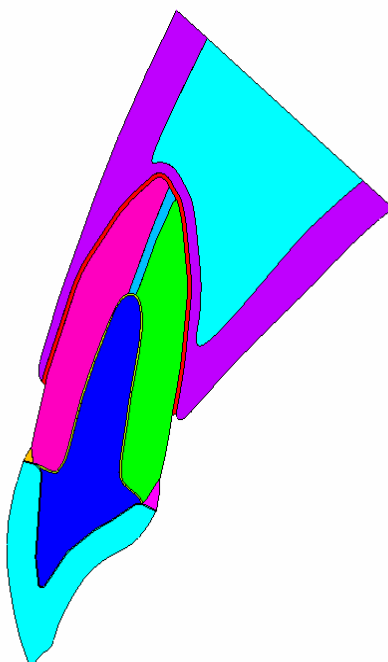


Figura 8 – Dente com núcleo metálico fundido

Grupo 3 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com pino de fibra de vidro, núcleo de preenchimento em resina composta, cimento resinoso, porcelana e guta-percha. Acrescentou-se neste modelo as demais estruturas como dentina radicular, osso cortical, osso esponjoso e ligamento periodontal (Figura 9).

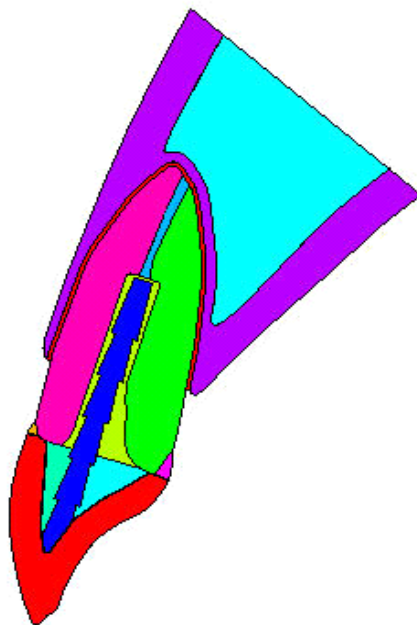


Figura 9 - Dente com pino de fibra de vidro

Grupo 4 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com os mesmos materiais do “grupo 3”. Acrescentou-se neste modelo uma estrutura remanescente de dentina coronária de 2 mm (Figura 10).

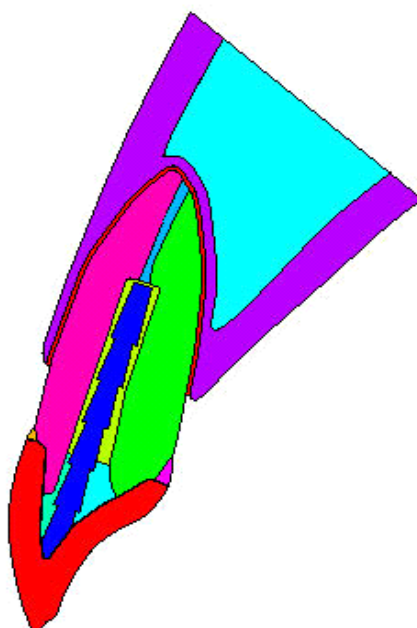


Figura 10 – Dente remanescente de dentina coronária e pino de fibra de vidro

Grupo 5 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com pino de fibra de carbono, núcleo de preenchimento em resina composta, cimento resinoso, porcelana e guta-percha. Acrescentou-se neste modelo as demais estruturas como dentina radicular, osso cortical, osso esponjoso e ligamento periodontal (Figura 11).

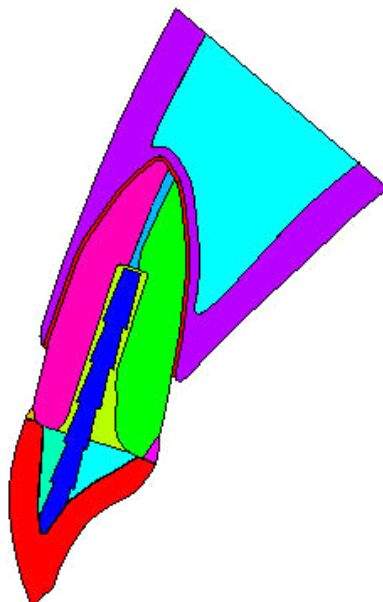


Figura 11 – Dente com pino de fibra de carbono

Grupo 6 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com os mesmos materiais do “grupo 5”. Acrescentou-se neste modelo uma estrutura remanescente de dentina coronária de 2 mm. (Figura 12)

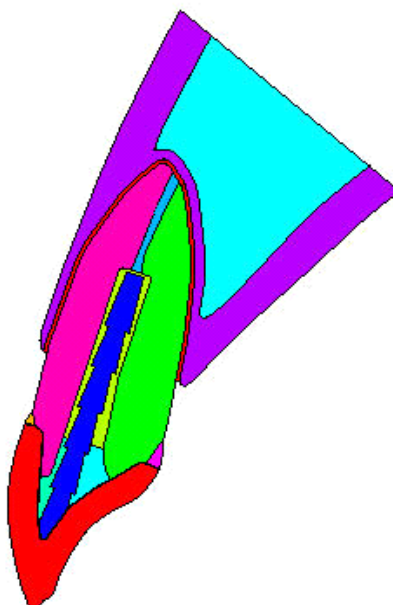


Figura 12 – Dente remanescente de dentina coronária e pino de fibra de carbono

Grupo 7- Dente tratado endodonticamente e restaurado com pino de titânio, núcleo de preenchimento em resina composta, cimento resinoso, porcelana e guta-percha. Acrescentou-se neste modelo as demais estruturas como dentina radicular, osso cortical, osso esponjoso e ligamento periodontal (Figura 13).

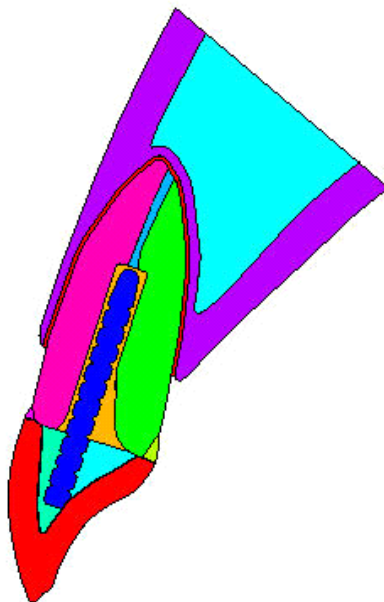


Figura 13 – Dente com pino de titânio

Grupo 8 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com os mesmos materiais do “grupo 7”. Acrescentou-se neste modelo uma estrutura remanescente de dentina coronária de 2 mm (Figura 14).

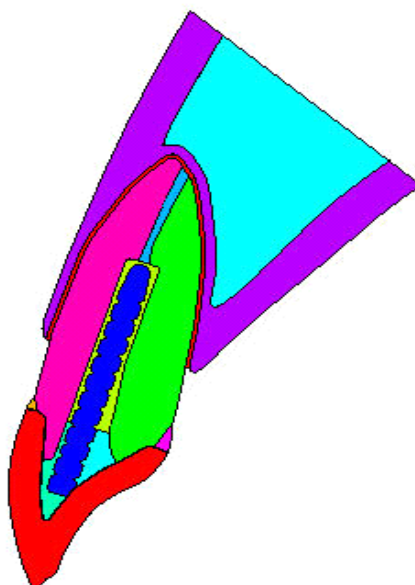


Figura 14 – Dente remanescente de dentina coronária e pino de titânio

Grupo 9 - Dente tratado endodonticamente e restaurado com pino de zircônio, núcleo de preenchimento em resina composta, cimento resinoso, porcelana e guta-percha. Acrescentou-se neste modelo as demais estruturas como dentina radicular, osso cortical, osso esponjoso e ligamento periodontal (Figura 15).

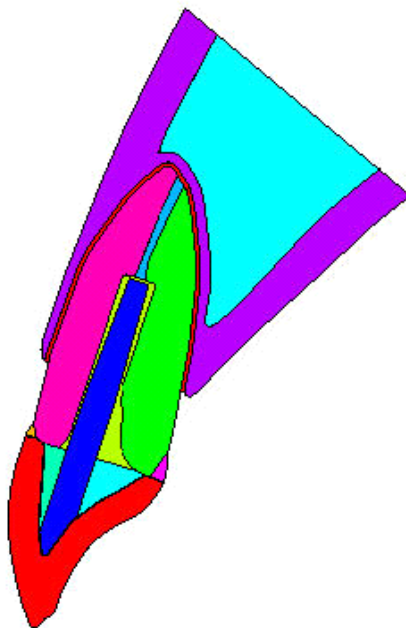


Figura 15 – Dente com pino de zircônio

Grupo 10- Dente tratado endodonticamente e restaurado com os mesmos materiais do “grupo 9”. Acrescentou-se neste modelo uma estrutura remanescente de dentina coronária de 2 mm (Figura 16).

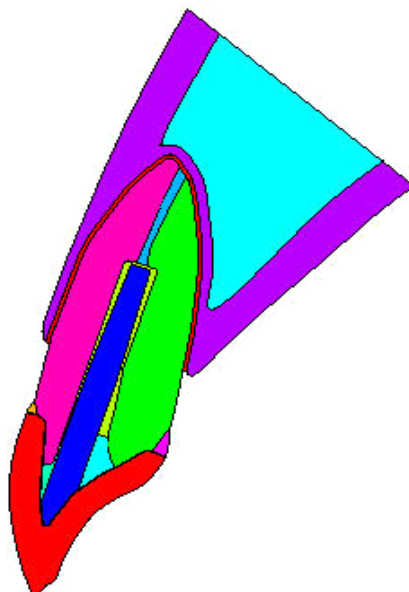


Figura 16 – Dente remanescente de dentina coronária e pino de zircônio

A análise deste trabalho foi realizada com o programa de elementos finitos ANSYS™, licenciado para o departamento de Engenharia de materiais da Universidade Estadual de Ponta Grossa. O tipo de análise numérica utilizada foi linear elástica bidimensional, onde todos os materiais empregados na análise se comportaram somente no regime elástico, ou seja, sem deformação permanente.

O tipo de elemento utilizado na construção do modelo de elementos finitos foi o elemento estrutural plano SOLID 82, de oito nós, ajustado para estado plano de tensões com espessura constante. (Figura 17).



Figura 17 – Elemento estrutural PLANE 82, de oito nós

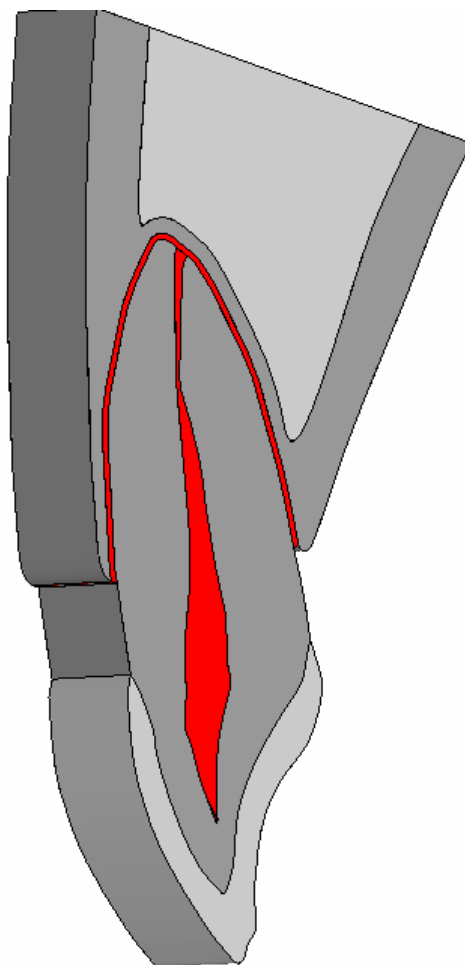


Figura 18 – Vista tridimensional do modelo

A Figura 18 mostra esquematicamente o modelo sob uma vista tridimensional apresentando espessura de 5,4mm.

4.5.2 Malhagem dos Modelos

Os modelos foram malhados através do processo de malhagem automática livre disponível no programa ANSYSTM. A malha foi gerada em uma resolução mínima de 0,1mm para discretizar qualquer elemento anatômico, isto significa que qualquer detalhe foi representado no modelo com esta dimensão. (Figura 19). Nos modelos foram empregados em média 24.373 elementos com 73.826 nós.

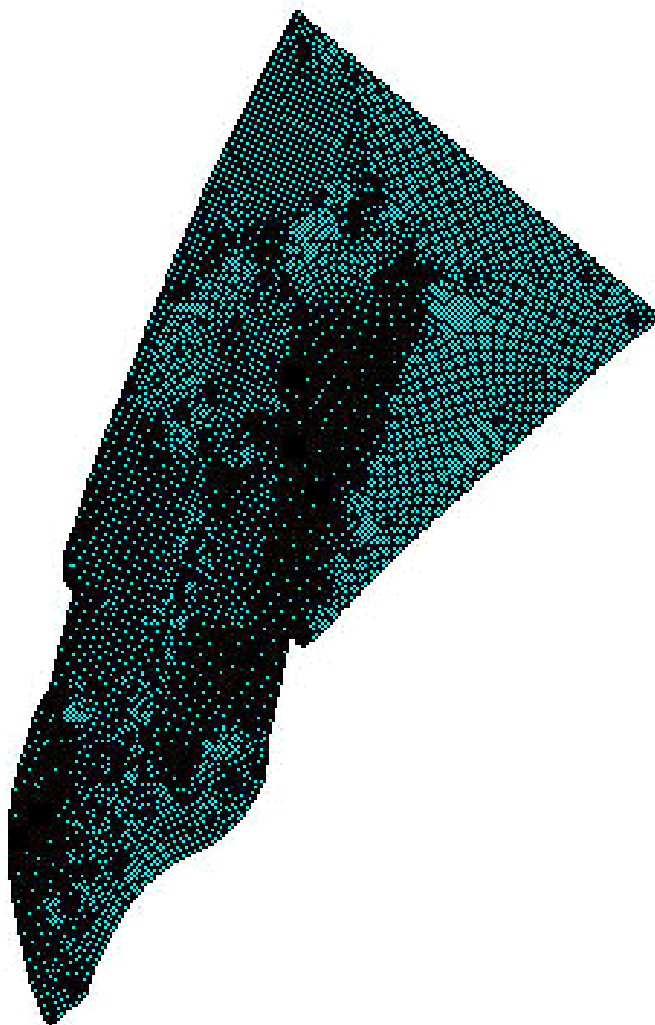


Figura 19 – Malhagem dos modelos

4.5.3 Aplicação das condições de Contorno

O carregamento, ou seja, a aplicação da carga foi de 100 N no terço incisal da superfície palatina, com uma inclinação de 45° , em relação ao longo eixo do dente. Os modelos foram fixados em sua porção mais superior com a finalidade de que não houvesse uma deformação de todo o conjunto, onde os nós pertencentes à linha mais superior destes foram engastados promovendo uma imobilização da região representada pelo osso cortical e osso esponjoso como mostra a (Figura 20).

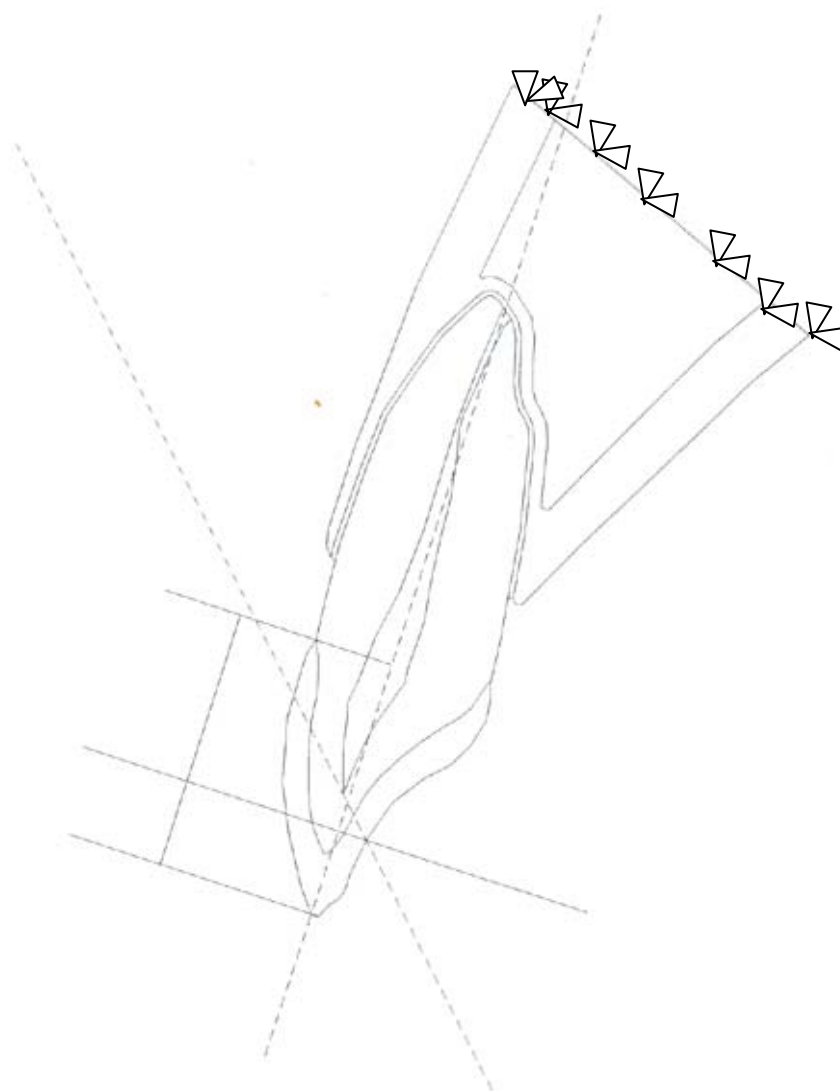


Figura 20 - Representação da fixação na parte superior do modelo

4.6 DEFINIÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS

Os materiais utilizados foram considerados como:

- a) isotrópicos - apresentam as mesmas propriedades em qualquer direção considerada;
- b) elásticos - recuperam as dimensões originais quando a carga é retirada; e
- c) contínuos - não apresentam espaços vazios.

As propriedades mecânicas das estruturas dentárias, estruturas de suporte e materiais restauradores estão representadas na tabela 2.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas das estruturas dentais, estruturas de suporte e materiais restauradores

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente De Poisson	Referência
Cimento resinoso	8,37	0,24	Seymour et al.
Dentina	18,6	0,31	Ko et al.
Esmalte	41	0,30	Ko et al.
Fibra de carbono Bisgma	13,5	0,33	Fabricante
Fibra de vidro Bisgma	33	0,33	Fabricante
Guta-percha	0,00069	0,45	Ko et al.
Ligamento periodontal	0,0118	0,45	O'Brien.
Liga de Cu-Al	162	0,33	Fabricante.
Osso cortical	13,7	0,30	Ko et al.
Osso esponjoso	1,37	0,30	Ko et al.
Polpa	0.002	0,45	Rubin et al
Porcelana	69	0,17	Davy et al
Resina Composta (Ti-Core)	22,2	0,30	Cohen et al.
Titânio	103,4	0,33	Clelland et al.
Zircônio (Cosmopost)	200	0,33	Fabricante.

FONTE: adaptado de Albuquerque (1999)

4.7 ANÁLISE DAS TENSÕES RESULTANTES NO MEF

Após a etapa de processamento dos dados, teremos os resultados dos campos de deformação, campo de tensões e deslocamentos. Em uma análise clássica de tensão/deformação, o MEF apresenta o resultado da análise de tensões em vários formatos:

- a) S_x : Tensão normal na direção X;
- b) S_y : Tensão normal na direção Y;
- c) S_{xy} : Tensão de distorção ou cisalhante; e
- d) S_e : Tensão de Von Mises.

Estas definições e os conceitos físicos podem ser encontrados na literatura específica da área de Engenharia. (ASSIF et al.,1989; DALLY; RILEY,1978; SHIGLEY, 1984). Para nós, pesquisadores de outras áreas, que apenas utilizamos este conceito físico para análise numérica, no estudo de uma situação em particular, necessitamos conhecimentos básicos para interpretar estes dados, e compreensão dos resultados.

Para melhor entendimento dos dados obtidos, de forma simplificada, alguns conceitos básicos sobre tensões serão apresentados. Objetivando a simplicidade, esta abordagem está restrita ao caso bidimensional. Uma abordagem tridimensional é facilmente extensível partindo deste conceito.

Quando um corpo sólido está sujeito à ação de forças, um estado de tensão é gerado internamente. Este estado de tensão, ou seja, a tensão em um ponto específico da estrutura é representada no plano bidimensional por três componentes de tensão, duas componentes perpendiculares entre si, e uma de distorção ou cisalhante. Este estado de tensão, sempre é descrito relativo a um sistema de referência, um eixo de coordenadas que orienta no espaço.

Tradicionalmente, adotando-se um sistema de eixo coordenadas globais XY, ou seja, X representando a direção horizontal, com Y representando a direção vertical, definimos o estado de tensão, específico para esta referência XY, com tensão S_x na direção X (horizontal), e S_y na direção Y (vertical) e S_{xy} de distorção ou cisalhante.

Dado um ponto específico da estrutura tensionada (Figura 21), a tensão S_y , é a tensão aplicada naquele ponto na direção vertical, se esta tensão for positiva estará tracionando o material, ou seja, uma tensão de tração, caso seja negativa estará comprimindo o material, uma tensão de compressão. Analogamente, S_x será positivo quando o material estiver sendo tracionado na direção X e comprimido quando for negativo. Já a tensão cisalhante ou de distorção tende a rotacionar ou distorcer pontualmente a estrutura, sendo positiva no sentido anti-horário e negativo no sentido horário.

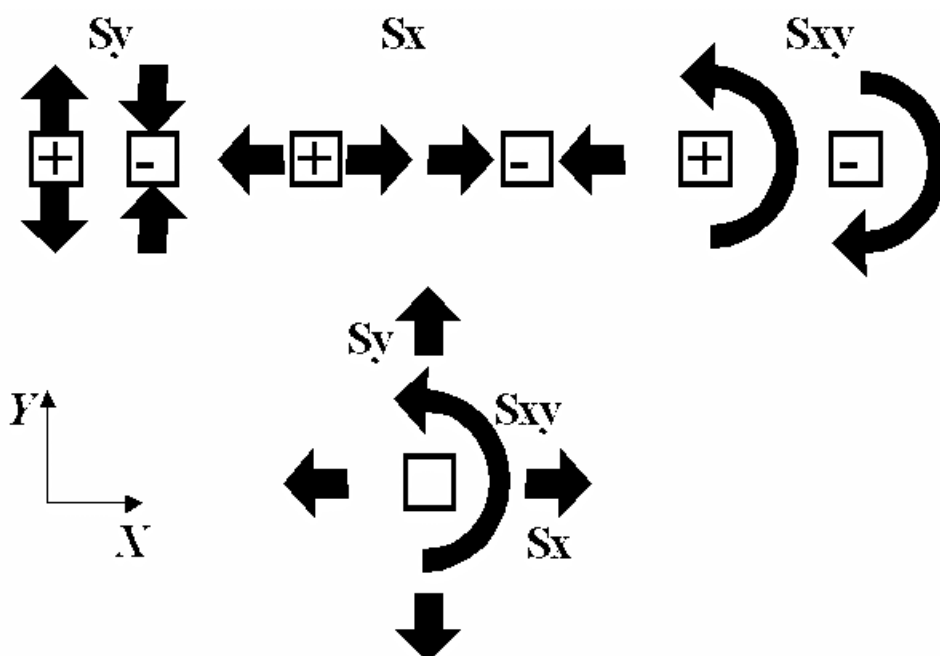


Figura 21 – Representação esquemática do estado triaxial de tensões

Assim o estado de tensão em um ponto qualquer interno da estrutura, específico para o sistema de referência XY, é a combinação simultânea, destes três componentes, tração ou compressão S_x e S_y , respectivamente nas direções X e Y, com rotação ou distorção S_{xy} cisalhamento, definindo desta maneira um estado triaxial de tensões.

Outro conceito importante na análise de tensões é o conceito de energia de distorção, ou tensão de Von Mises. Este conceito está relacionado ao mecanismo de deformação microscópico, entendido como sendo devido ao deslizamento relativo dos átomos do material dentro de uma estrutura cristalina. O deslizamento é causado pela tensão de cisalhamento e é acompanhado pela distorção na forma de peça. A energia acumulada devido a essa distorção é um indicador da magnitude da tensão de cisalhamento presente. Essa energia acumulada pode ser representada pela tensão equivalente de Von Mises (σ'), que envolve a combinação de tensões aplicadas normais e de cisalhamento (S_x , S_y e S_{xy}) no mesmo ponto. Matematicamente essa tensão equivalente pode ser representada pela seguinte equação:

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 - \sigma_x \sigma_y + 3 \tau_{xy}^2}$$

5 RESULTADOS

Os resultados foram apresentados por diagramas de tensão/deformação, com a distribuição de tensões e os valores numéricos. Estes resultados foram analisados de duas formas: Pela análise qualitativa e da análise quantitativa. Através da análise qualitativa foi possível verificar a relação das áreas coloridas com a distribuição de tensões, mostrando áreas de maior intensidade correspondente à maior concentração de tensões. A análise quantitativa foi realizada por meio da análise dos valores numéricos de tensões, dados em MPa, relacionando o padrão de cores, ou seja, a localização de tensão e seus correspondentes valores numéricos, foram apresentados em uma legenda. Para a análise a partir de Von Mises, que apresenta o estado triaxial de tensões numa escala positiva, definiu-se o intervalo de 0 a 40 MPa, com valores representados pelas cores azul e vermelho, respectivamente.

Com a obtenção dos resultados foi adotado especificar as áreas de interesse para serem analisadas de forma mais detalhada:

Região 1: região cervical externa vestibular

Região 2: região vestibular interna do conduto

Região 3: região palatina interna do conduto

Região 4: região cervical palatina externa

Região 5: região cervical coronária

As regiões selecionadas para serem estudadas neste trabalho estão representadas na Figura 22.

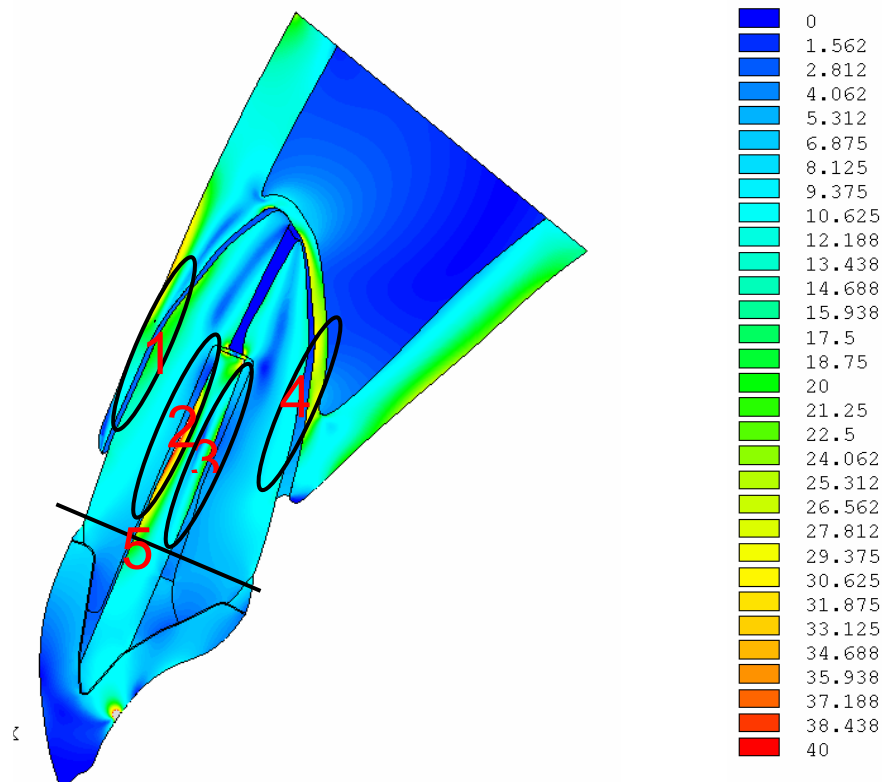


Figura 22 - Áreas de interesse no estudo

A análise dos resultados se realizou através de quatro etapas, na etapa 1 observou-se o comportamento mecânico de um dente tratado endodonticamente restaurado com pino intra-radicular comparado ao dente hígido, com objetivo de analisar as alterações provocadas em termos de distribuição de tensões pela presença do pino intra-radicular. Na sequência apresentou-se separadamente, a análise das tensões para os diferentes sistemas de pinos no modelo do incisivo central superior sem remanescente dentinário coronário (etapa 2) e com remanescente de 2 mm de dentina na porção coronária conforme foi proposto no trabalho (etapa 3). Para finalizar analisou-se o comportamento dos pinos em duas situações distintas, onde o mesmo pino foi avaliado em modelos de incisivo central superior com 2 mm de remanescente dentinário na porção coronária e sem o remanescente dentinário na respectiva região, com a finalidade de avaliar se o fator

remanescente dentinário teve influência nos resultados da distribuição de tensões (etapa 4).

ETAPA 1 - Comparação do comportamento biomecânico do incisivo central superior restaurado com pino intra-radicular ao dente hígido

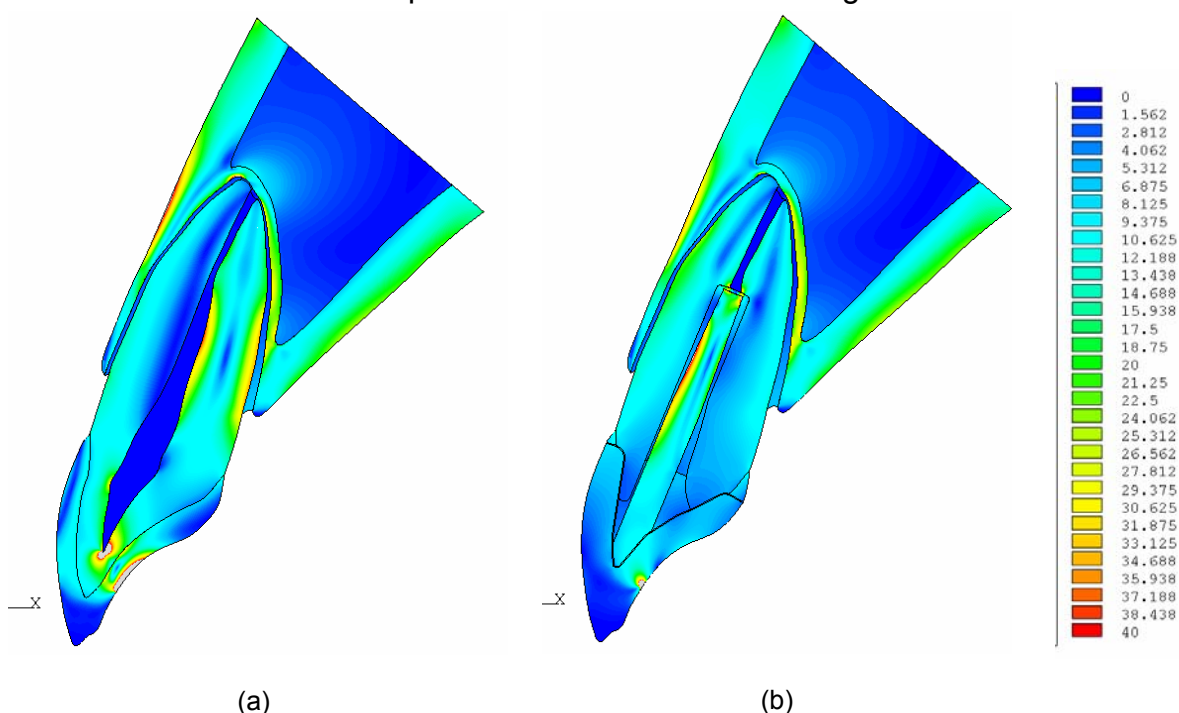


Figura 23 – Comparação de tensão de Von Mises em dente hígido (a) e dente restaurado com pino intra-radicular (b)

De acordo com a Figura 23 verifica-se maior concentração de tensão na região do terço médio da crista óssea vestibular e na região cervical externa palatina. Este comportamento foi observado quando uma carga de 100 N foi aplicada no sentido lingual-vestibular. Quando esta mesma carga foi solicitada no dente com pino intra-radicular observou-se que a presença do pino modificou a distribuição de tensões. Embora as áreas de concentrações de tensões encontradas no dente hígido (Figura 23a) ainda pudessem ser vistas no dente com pino (Figura 23b), foi notório que o aparecimento de novas áreas de concentração de tensões surgiram nas proximidades do pino intra-radicular, tanto na região vestibular como na porção palatina, sendo a última em menor intensidade. Observou-se também maior concentração de tensão na porção apical, mais precisamente na interface entre o pino e o cimento resinoso.

ETAPA 2 - Análise de tensão nos diferentes sistemas de pinos intra-radiculares nos modelos sem remanescente dentinário na porção coronária.

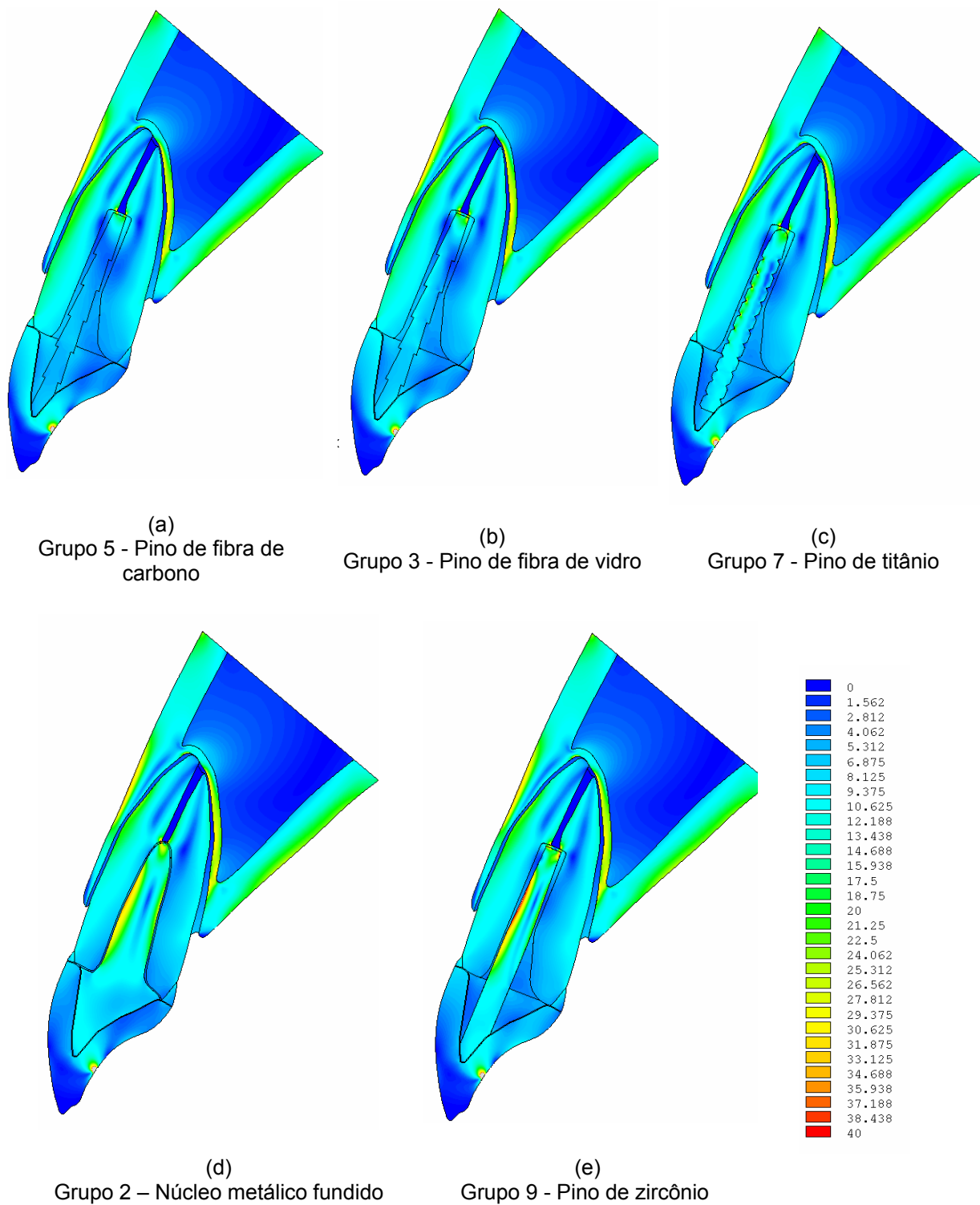


Figura 24 – Comparação de tensão de Von Mises em dente restaurado com diferentes pinos intra-radiculares em incisivo central superior sem remanescente dentinário na porção coronária

Analisando de forma qualitativa as Figuras (24a e 24 b) verifica-se uma distribuição de tensão mais uniforme, sem grandes concentrações de tensões; já para os demais tipos de pinos evidenciados nas Figuras (24c,24d, 24e) respectivamente, grupo 7(titânio), grupo 2 (núcleo metálico fundido) e grupo 9 (zircônio) observa-se áreas com maiores concentrações de tensões nas adjacências do pino tanto na face vestibular como na palatina. Os grupos que melhor distribuíram as forças nesta etapa do estudo foram respectivamente o grupo 5 (fibra de carbono), grupo 3 (fibra de vidro), grupo 7(pino de titânio), grupo 2 (núcleo metálico fundido) e grupo 9 (pino de zircônio).

A Tabela 3 apresenta os valores quantitativos das tensões (MPa) nos diferentes sistemas de pinos e no dente hígido para as quatro regiões pré-definidas nos modelos sem o remanescente de dentina na porção coronária.

Tabela 3 - Tensão de Von Mises (MPa) para os modelos sem o remanescente de dentina na porção coronária e dente hígido

Tensão de Von Mises (MPa)				
Material	Regiao 1	Regiao 2	Região 3	Região 4
Hígido	40	12,8	39,8	33,3
Zircônio	36	37,5	20	29,4
Fibra de carbono	36,1	7,7	6,3	25,2
Fibra de vidro	36,1	9,1	5,7	25,3
Titânio	36,1	26,2	10,5	29,4
N.M.F	36,2	34	23,4	32,4

O Gráfico 1 apresenta as variações de tensões na região cervical de todos os grupos sem remanescente de dentina na porção coronária.

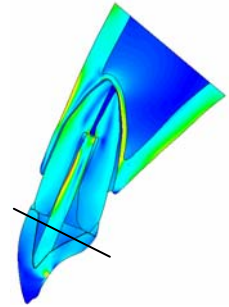
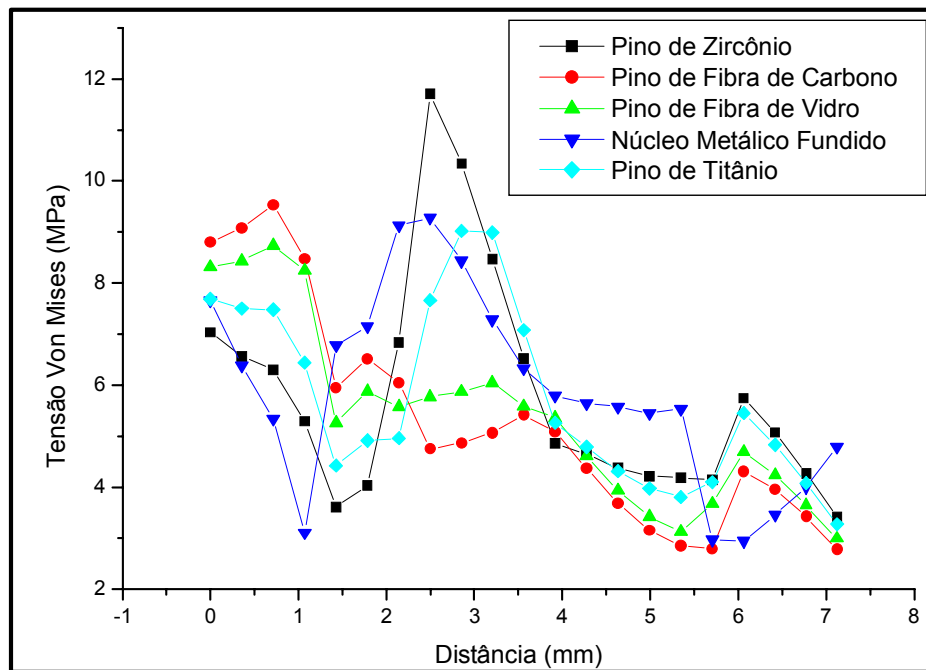


Gráfico 1 - Variações de tensões na região cervical de todos os grupos sem remanescente de dentina na porção coronária

Por meio do gráfico foi possível observar numa secção transversal da região cervical que os pinos dos grupos 5 e 3 (fibra de carbono e fibra de vidro) proporcionaram uma variação de distribuição de tensões mais suave, já os pinos dos grupos 7, 2 e 9 (titânio, núcleo metálico fundido e zircônio) apresentaram grandes variações de tensões, sendo as maiores variações de tensões corresponde à região central do dente cuja área é ocupada pelo pino intra-radicular.

ETAPA 3 - Análise de tensão nos diferentes sistemas de pinos intra-radiculares nos modelos com remanescente dentinário de 2 mm na porção coronária.

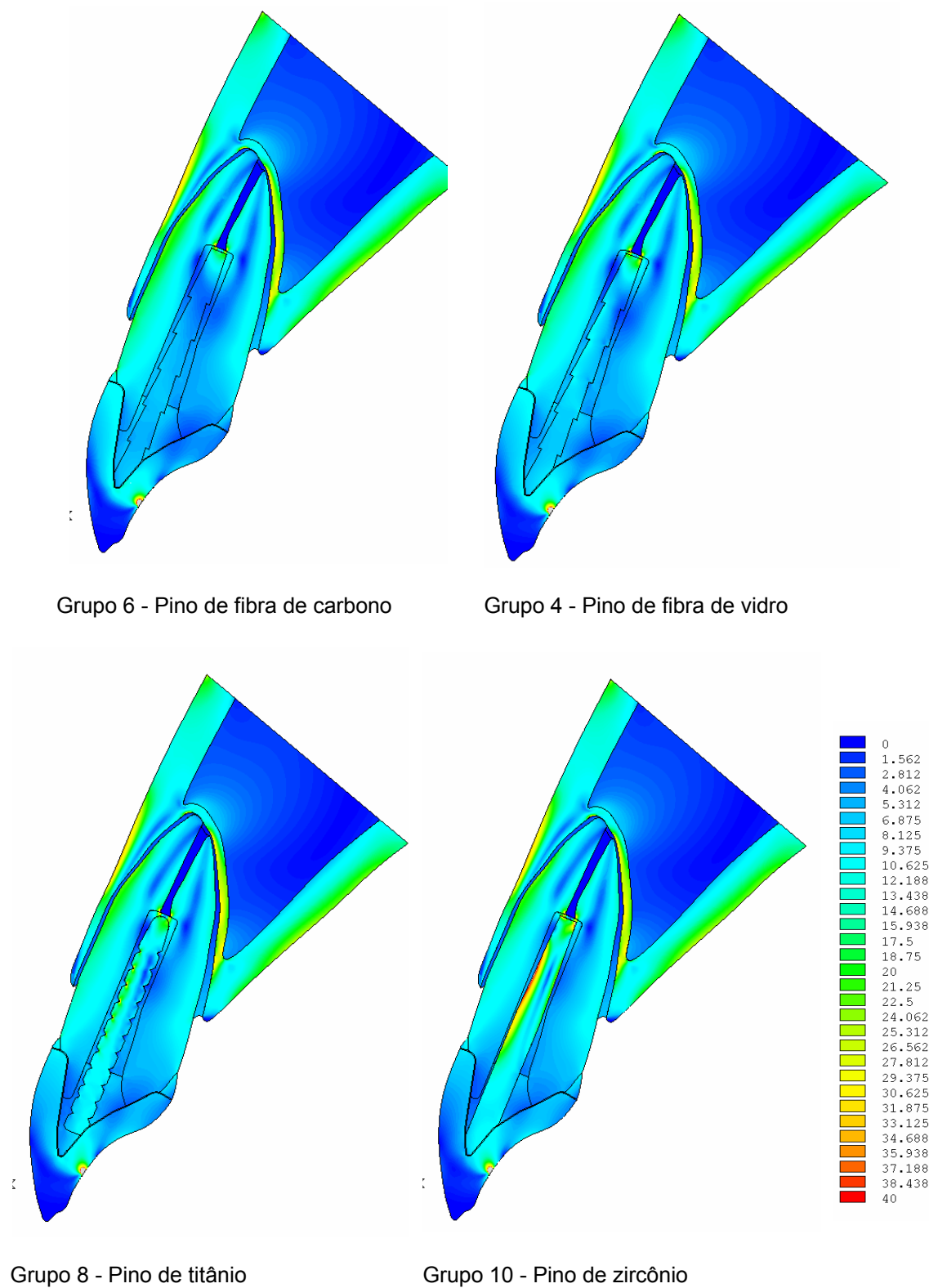


Figura 25 – Comparação de tensão de Von Mises em dente restaurado com diferentes pinos intra-radiculares em incisivo central superior com remanescente dentinário na porção coronária

Os grupos que melhor distribuíram as tensões nesta etapa do estudo foram respectivamente o grupo 6 (fibra de carbono), grupo 4 (fibra de vidro), grupo 8 (pino de titânio).

A Tabela 4 apresenta os valores quantitativos das tensões de Von Mises (MPa) nos diferentes sistemas de pinos e no dente hígido para as quatro regiões pré-definidas nos modelos com 2 mm de remanescente de dentina na porção coronária.

Tabela 4 – Tensão de Von Mises para os modelos com 2 mm de remanescente de dentina na porção coronária e no dente hígido

Tensão de Von Mises (MPa)				
Material	Regiao 1	Regiao 2	Região 3	Região 4
Hígido	40	12,8	39,8	33,3
Zircônio	36,2	37,6	19,7	25,3
Fibra de carbono	36,2	8,9	5,9	33,2
Fibra de vidro	36,2	10,9	7,4	33,1
Titânio	36,1	23,6	11	32,5

O Gráfico 2 apresenta as variações de tensões na região cervical de todos os grupos com 2 mm de remanescente de dentina na porção coronária.

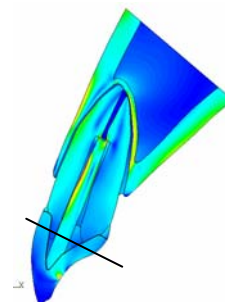
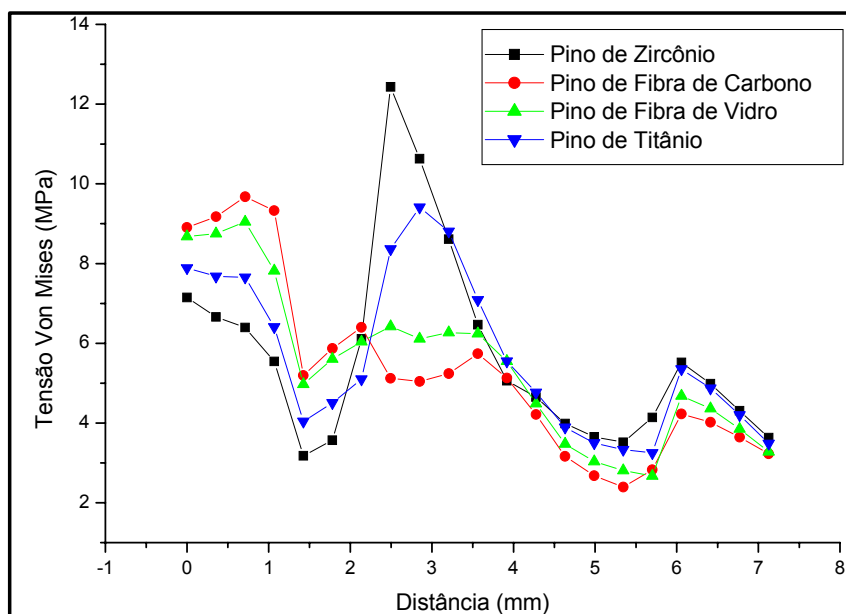


Gráfico 2 - Variações de tensões na região cervical de todos os grupos com 2 mm de remanescente de dentina na porção coronária

ETAPA 4 - Análise comparativa dos sistemas de pinos em modelos de incisivo central superior com remanescente dentinário de 2 mm e sem remanescente dentinário.

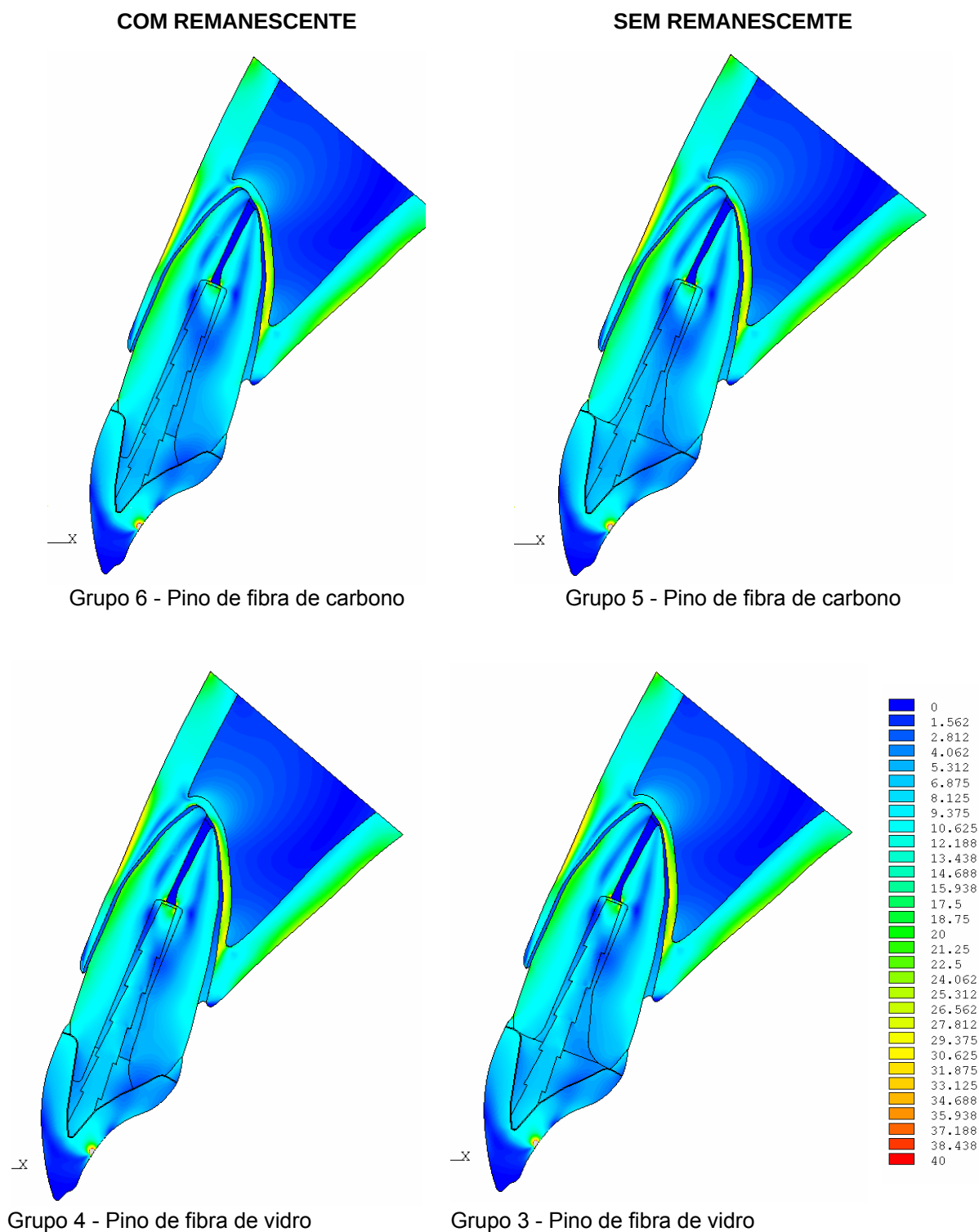


Figura 26 – Comparação de tensão de Von Mises em incisivo central superior sem remanescente e com remanescente dentinário na porção coronária

ETAPA 4 - Análise comparativa dos sistemas de pinos em modelos de incisivo central superior com remanescente dentinário de 2 mm e sem remanescente dentinário.

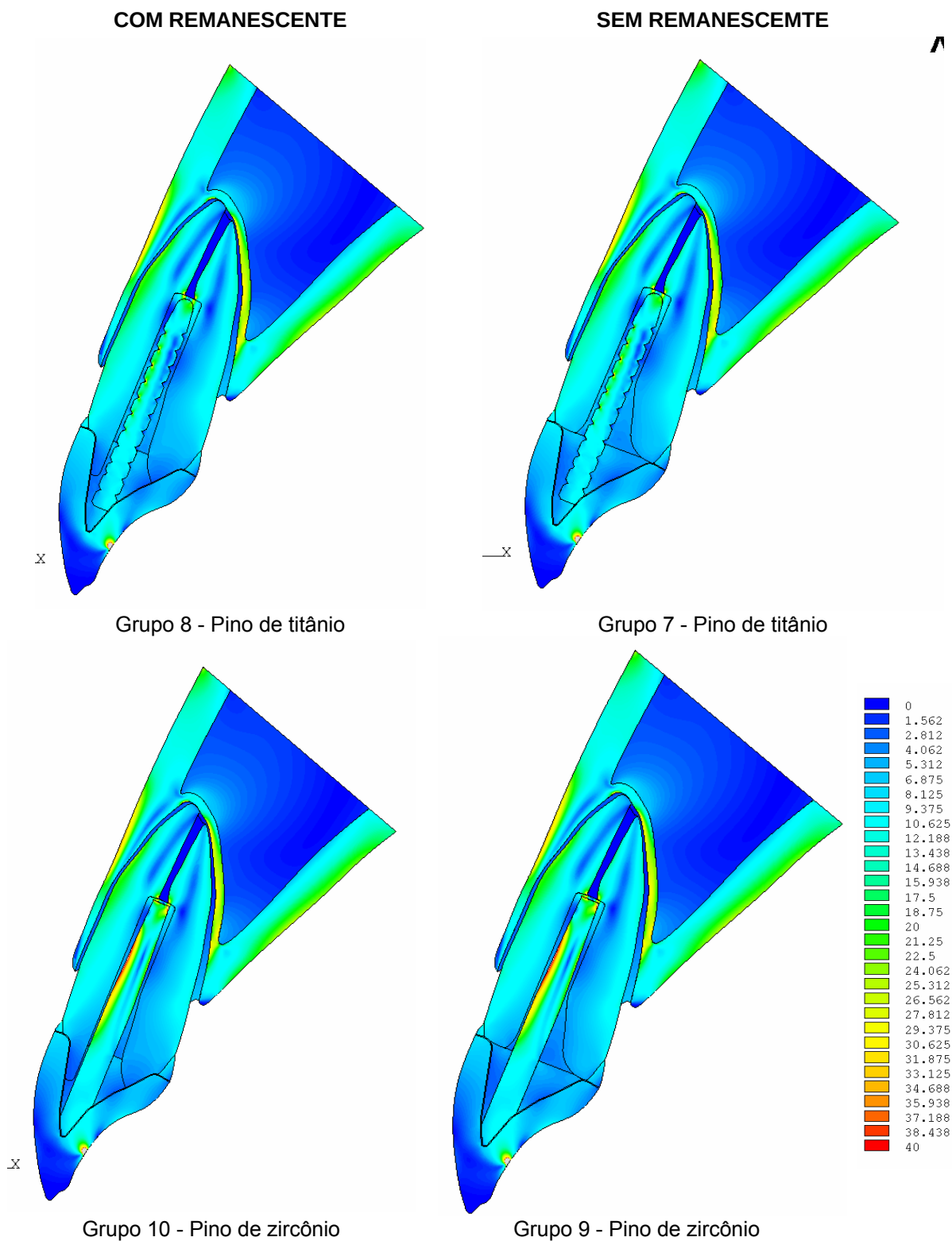


Figura 26 – Comparação de tensão de Von Mises-Se em incisivo central superior sem remanescente e com remanescente dentinário na porção coronária

Nesta etapa foi possível observar que quando variou apenas a presença ou ausência de remanescente dentinário na porção coronária do incisivo central superior houve uma diferença na distribuição das tensões (Figura 26). Embora as regiões críticas de maior concentração de tensão fossem observadas em ambos os modelos (com remanescente e sem remanescente dentinário na porção coronária) fica evidente através dos gráficos 3, 4, 5 e 6 que nos grupos os quais tinham remanescente dentinário de 2 mm na porção coronária distribuíram melhor as tensões. Para os materiais não metálicos de maneira geral teve ligeiramente maior variação de tensão para aqueles que não possuíam remanescente em relação para aqueles que apresentavam remanescente.

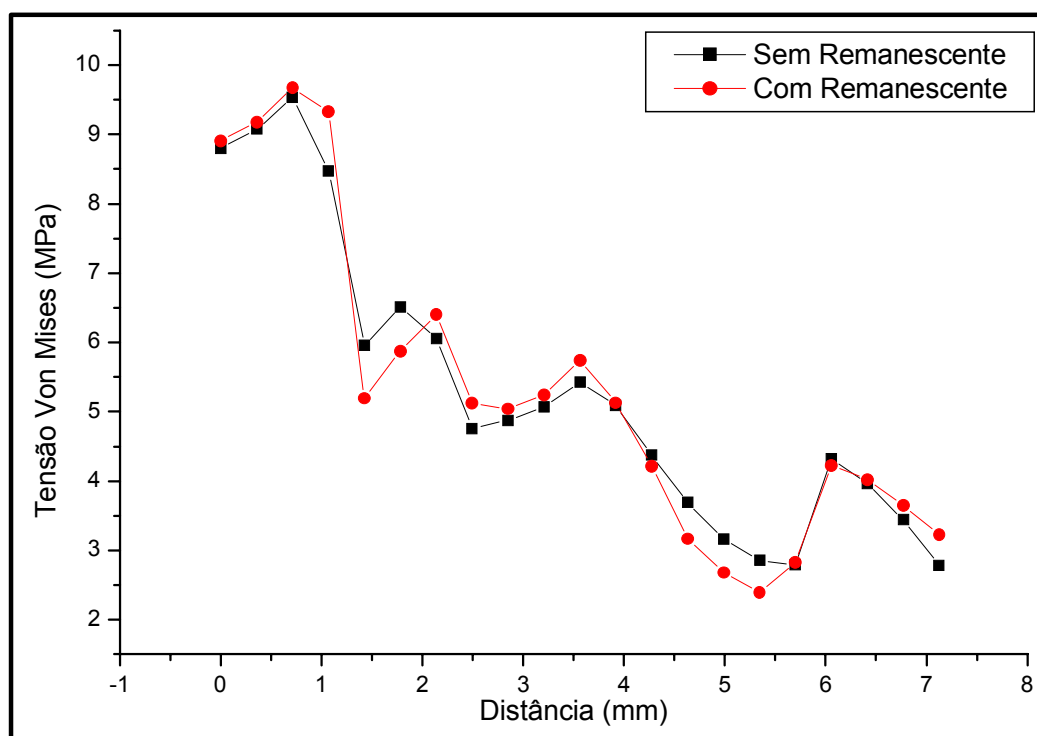


Gráfico 3 - Análise das tensões de Von Mises nos modelos restaurados com pino de fibra de carbono

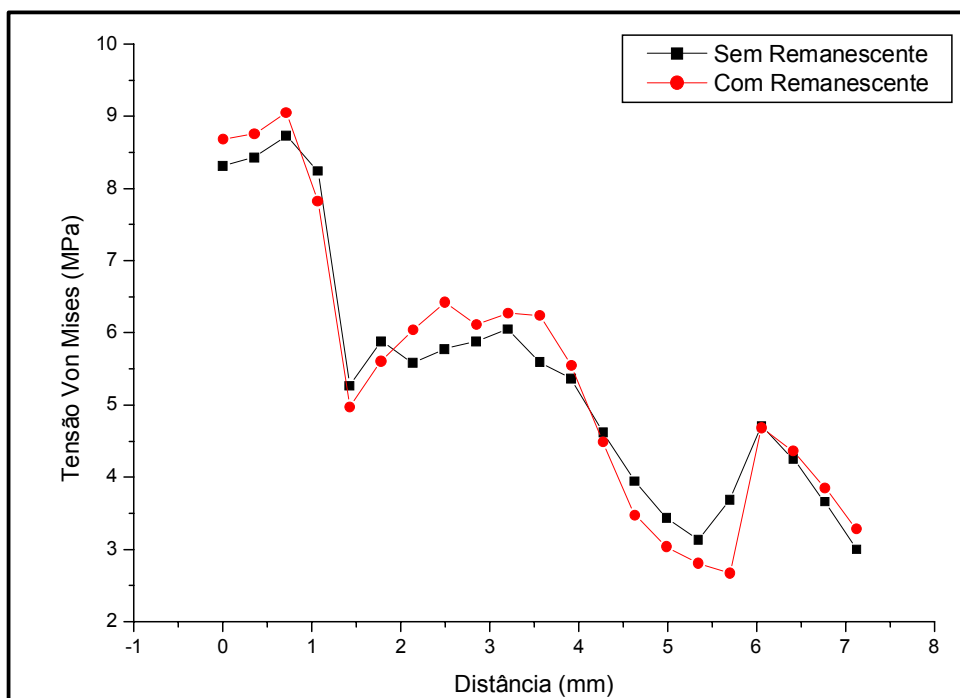


Gráfico 4 - Análise das tensões de Von Mises nos modelos restaurados com pino de fibra de vidro

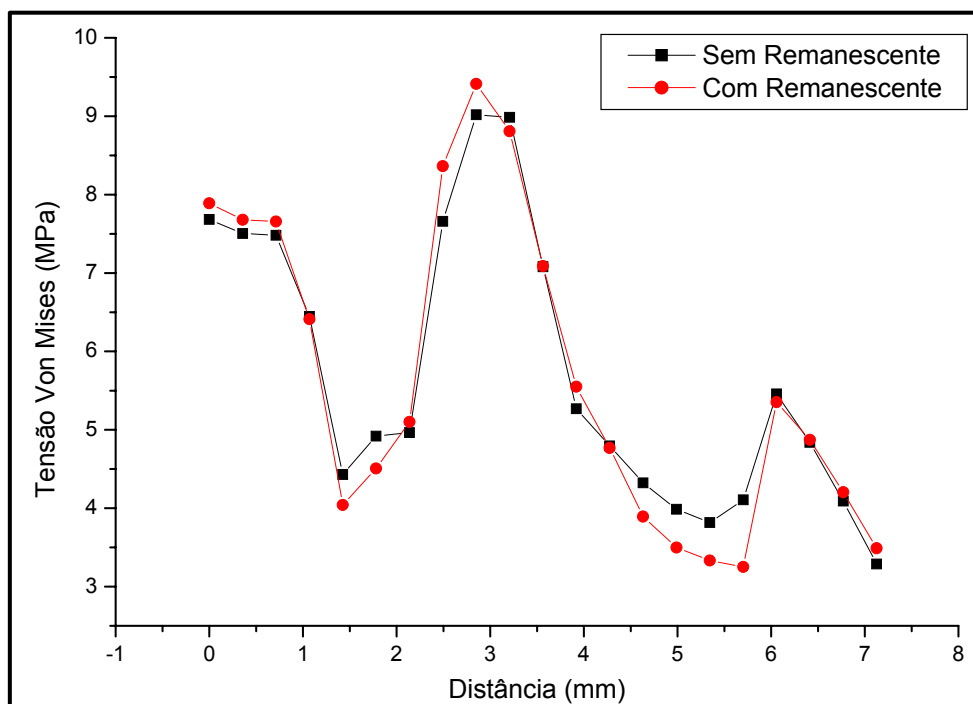


Gráfico 5 - Análise das tensões de Von Mises nos modelos restaurados com pino de titânio

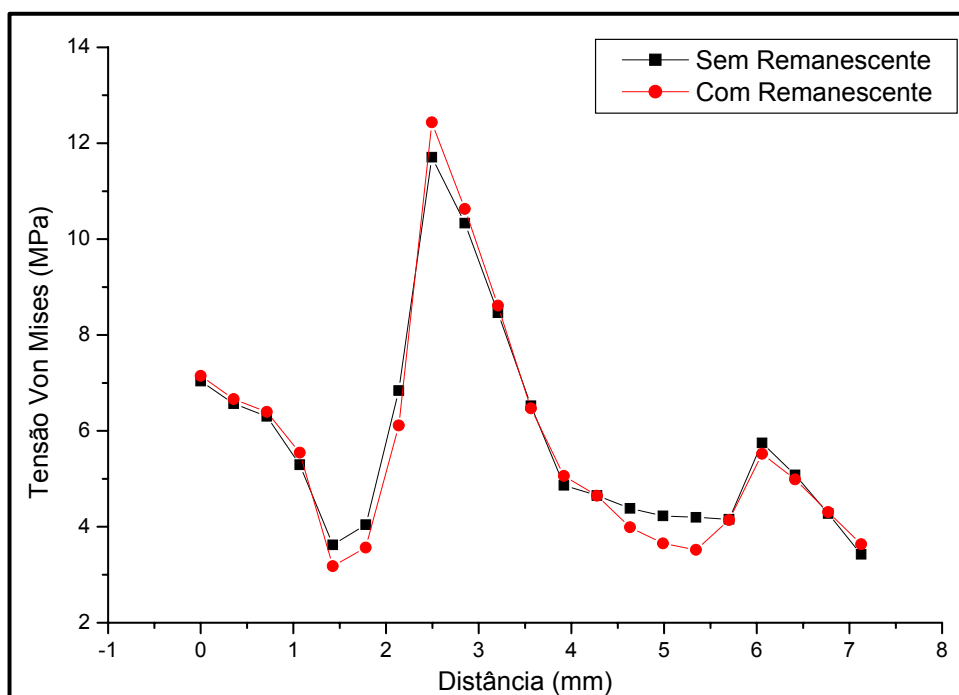


Gráfico 6 - Análise das tensões de Von Mises nos modelos restaurados com pino de zircônio

De maneira geral, segundo os resultados pôde-se verificar que para os materiais não metálicos que não possuíam remanescente dentinário na porção coronária obtiveram ligeiramente maior variação de tensão em relação aos que possuíam remanescente, porém, para os materiais metálicos não teve boa definição.

6 DISCUSSÃO

6.1 DISCUSSÃO DA METODOLOGIA EMPREGADA

Nesta pesquisa trabalhou-se com análise de tensões através do MEF cuja aplicabilidade é bastante antiga e difundida na área da engenharia, sobretudo sua aplicação na odontologia tem conquistado espaço considerável, uma vez que é um dos métodos numéricos mais efetivos para soluções de estruturas complexas com ajuda de computadores. Na área odontológica a metodologia foi empregada pela primeira vez por Huang e Ledley (1969), sendo no Brasil, o primeiro estudo realizado por Correa e Matson (1977). Um dos principais fatores para este estudo ser executado pela metodologia de elementos finitos foi que além da possibilidade de visualização de campos de tensões os quais não podem ser observados por meio de outras pesquisas experimentais (Ünsal, et al., 2002) foi o fato de não existirem necessariamente envolvimento de órgãos humanos.

Atualmente encontram-se na literatura alguns trabalhos associando o MEF com pinos intra-radiculares para restauração de dentes tratados endodonticamente. (ALBUQUERQUE et al., 2003; DAVY; DILLEY; KREJCI, 1981; ESKITAŞCIOĞLU; BELLI; KALKAN, 2002; HO et al., 1994; HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; JOHNSON et al., 2000; KO et al., 1992; LANG et al., 2001; MATSUO; WATARI; OHATA, 2001; McANDREW; JACOBSEN, 2002; MORI et al., 1997; OLIVEIRA, 2002; PIERRISNARD et al., 2002; REINHARDT et al., 1983; SORENSEN; MARTINOFF, 1984; TOPARLI, 2003; UKON et al., 1999; YAMAN; ALACAM; YAMAN, 1998; YANG et al., 2001).

Optou-se por confeccionar modelos geométricos de um incisivo central superior por se tratar de um dente freqüentemente acometido por fraturas

devido a sua disposição na arcada dentária e também por apresentar uma anatomia menos complexa em relação a alguns grupos dentais. Para obtenção da geometria utilizou-se como referência o livro de anatomia dental escrito por Figun e Garino (1988), acreditando ser mais valioso trabalhar com dimensões médias de um incisivo central do que com uma medida específica de um único dente seccionado e fotografado, mesmo tendo conhecimento de que na maioria dos trabalhos a fotografia do dente seccionado foi a mais empregada.

Para que os modelos criados representassem o máximo de fidelidade possível foram incorporados osso cortical, osso esponjoso, ligamento periodontal, esmalte, dentina, guta-percha, porcelana, cimento resinoso, resina composta, titânio, fibra de carbono, fibra de vidro, liga de Cu-Al e zircônio.

Esta pesquisa buscou aprimorar os modelos representando inclusive ligamento periodontal e cimento resinoso. Em relação ao ligamento periodontal para alguns autores (ALBUQUERQUE,1999; PIERRISNARD et al., 2002; TOPARLI, 2003; YAMAN; ALACAM; YAMAN,1998) não foi empregada esta estrutura em seus estudos alegando ser de espessura delgada ou por existirem na literatura dados conflitantes, porém, atualmente os programas mais recentes como o ANSYS 8,1 o qual foi utilizado neste trabalho, possibilitou reproduzir detalhes menores com precisão, além disso, acredita-se que a presença do ligamento periodontal é indispensável para analisar a distribuição do *stress* em dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos intra-radiculares, corroborando com os trabalhos de (CAILLETEAU; RIEGER; AKIN, 1992; CAPUTO; STANDLEE, 1987; DAVY; DILLEY; KREJCI, 1981; ESKITAŞCIOĞLU; BELLI; KALKAN, 2002; HO et al.,1994; HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; JOSHI et al., 2001; KO et al., 1992; McANDREW; JACOBSEN, 2002; MORI et al., 1997; OLIVEIRA, 2002;

REINHARDT et al., 1983; SILVER-THORN; JOYCE, 1999; UKON et al., 1999; YANG et al., 2001) os quais empregaram em seus modelos geométricos este tecido conjuntivo. Embora, existam trabalhos na literatura que simplificam a modelagem não empregando o cimento resinoso nos estudos como (PIERRISNARD et al., 2002; TOPARLI, 2003) entre outros, decidiu-se empregar o cimento resinoso que é responsável pela cimentação do pino intra-radicular no interior do conduto e pela união da coroa pura de porcelana ao núcleo, visto que, este material se localiza em interfaces tanto entre o pino e a dentina como entre a coroa e o núcleo, áreas estas consideradas como susceptíveis a falhas. Além disso, as propriedades mecânicas do cimento resinoso são diferentes das demais estruturas, sendo desta forma extremamente válido a sua reprodução nos modelos.

Neste trabalho, assim como nas pesquisas de outros autores (ALBUQUERQUE et al., 2003; HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; McANDREW; JACOBSEN, 2002; OLIVEIRA, 2002) optou-se pelo emprego de uma carga de 100 Newtons aplicada próximo à borda incisal da superfície palatina em uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do dente, para simular uma oclusão fisiológica classe I de Angle.

Em relação às propriedades mecânicas dos materiais e estruturas procurou-se utilizar os valores que mais freqüentemente foram encontrados nos trabalhos científicos até mesmo para tentar uma padronização desses dados facilitando uma posterior comparação dos resultados. (SEYMOUR et al., 2001; KO et al., 1992; RUBIN et al., 1983; DAVY et al., 1981; COHEN et al., 1997)

Um dos objetivos dessa pesquisa foi verificar se a presença ou ausência de 2 mm de remanescente dentinário na porção coronária interferia na distribuição de tensões, por isso, mesmo diante de relatos da literatura que contra-

indicam a utilização de pinos pré-fabricados sem remanescente coronário como o de (PAUL; SCHÄRER, 1998) foram construídos modelos geométricos com 2 mm de dentina e sem remanescente dentinário na porção coronária para simular uma situação clinicamente indicada e outra não recomendada.

6.2 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS

6.2.1 Dente Hígido Comparado ao Dente Restaurado com Pino Intra-Radicular

Segundo Oliveira (2002) a incidência de cargas nos dentes anteriores é basicamente através de cargas oblíquas, assim sendo, quando o incisivo central superior está sujeito aos esforços mastigatórios, sempre apresentará o comportamento mecânico de uma estrutura sujeita a flexão (semelhante a uma viga em balanço), apresentando áreas de compressão na região cervical externa vestibular e áreas de tração na região cervical externa palatina. Um comportamento semelhante também foi observado neste estudo o qual pode ser explicado pelo fato de quando uma carga é aplicada o dente se apoia no osso ao se deflexionar e gera tensões nestas regiões tanto na superfície externa vestibular da raiz como na porção palatina, concordando com os resultados de Rocha (2000) que encontrou concentrações de tensões similares. Para Oliveira (2002) este seria um “comportamento padrão” de um incisivo central superior quando submetido a uma carga no sentido igual-vestibular independente ou não da presença de um pino intra-radicular.

Quando o incisivo central foi restaurado com pino intra-radicular modificações na distribuição de tensões no dente foram encontradas concordando com os trabalhos de (ESKITAŞCIOĞLU; BELLİ; KALKAN, 2002; OLIVEIRA, 2002;

TOPARLI, 2003) os quais afirmaram que a presença do pino intra-radicular interferiu na distribuição de tensões na raiz. A presença de tensões na região apical do pino também foram encontradas neste estudo condizendo com os resultados registrados por (CAILLETEAU, RIEGER, AKIN, 1992; MATSUO; WATARI; OHATA, 2001; OLIVEIRA, 2002; UKON et al., 1999) entre outros.

Baseado no conceito da tensão ser proporcional a deformação explica-se porque os valores de tensões encontrados para o dente hígido foram maiores quando comparado aos dentes restaurados com pinos. O dente hígido sofre maior deslocamento, mais deformação, conseqüentemente maiores tensões. Já o dente restaurado com pino intra-radicular tem uma restrição de deslocamento, portanto, menores tensões. (OLIVEIRA, 2002).

A presença do pino intra-radicular favoreceu o aparecimento de novas áreas de concentrações de tensões na região central do dente, denotando a incompatibilidade do pino com as demais estruturas em termos de propriedades mecânicas. Este comportamento está ilustrado na Figura 23b.

6.2.2 Análise de Tensão nos Diferentes Sistemas de Pinos Intra-Radiculares nos Modelos sem Remanescente Dentinário na Porção Coronária

Observando os níveis de tensão das regiões pré-estabelecidas, verificamos que nas regiões 1 (cervical externa vestibular) e região 4 (cervical externa palatina), para todos os sistemas de pinos, os níveis de tensão não sofreram grandes variações quando comparados ao dente hígido. Entretanto, na região 2 (interna do conduto vestibular) e região 3 (interna do conduto palatina), áreas correspondentes a região central do dente e do pino intra-radicular, observou-se uma grande variação nos níveis de tensão. (Tabela 3)

A análise dos valores quantitativos da Tabela 3 mostra que os níveis de tensão nas regiões 2 e 3, foram maiores nos grupos 9, 2 e 7 (pino de zircônio, núcleo metálico fundido e pino de titânio), e menores nos grupos 5 e 3 (fibra de carbono e fibra de vidro).

Os valores quantitativos encontrados neste trabalho concordam com os trabalhos de (CAILLETEAU; REIGER; AKIN, 1992; HO et al., 1994; HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; JOSHI et al., 2001; KO et al., 1992; OLIVEIRA, 2002; YANG et al., 2001) que em estudos utilizando o MEF, encontraram valores aproximados de tensão, entre 5 e 38 MPa.

6.2.3 Análise de Tensão nos Diferentes Sistemas de Pinos Intra-Radiculares nos Modelos com Remanescente Dentinário de 2 mm na Porção Coronária

Os resultados encontrados nos modelos com remanescente dentinário foram similares aos modelos sem remanescente dentinário na porção coronária como mostra as Figuras (25,a,b,c,d). Os dentes restaurados com materiais de alto módulo de elasticidade como os pinos de zircônio e titânio promoveram os maiores valores de tensões na raiz, discordando de Pierrisnard et al. (2002) que afirmam em seu estudo que baixos módulos de elasticidade do pino intra-radicular promoveram maiores tensões no interior do conduto radicular, no entanto, estes resultados estão condizentes com outras pesquisas como a de Rengo (1999) e Ukon et al. (1999) as quais os autores afirmam que de um modo geral, materiais com alto módulo de elasticidade geram grandes tensões.

6.2.4 Análise Comparativa dos Sistemas de Pinos em Modelos de Incisivo Central Superior com Remanescente Dentinário de 2 mm e Sem Remanescente Dentinário

Em função de não ter sido encontrado trabalho na literatura até o momento que envolvesse a metodologia de elementos finitos com pinos intraradiculares que comparasse especificamente a presença ou ausência de remanescente de dentina na porção coronária, sugerimos que os resultados obtidos neste estudo possam ser confirmados por futuras pesquisas, no entanto, acredita-se que a utilização de pinos pré-fabricados em dentes que apresentam remanescente dentinário na porção coronária seja benéfico para a reconstrução dos dentes tratados endodonticamente, uma vez que, além de aumentar a área de retenção para o pino a distribuição de tensões na região cervical é mais uniforme.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos, podemos concluir que:

- a) o dente hígido apresentou maiores tensões de Von Mises comparados aos dentes restaurados com pinos intra-radculares;
- b) a presença de pinos intra-radculares interferiu na distribuição de tensões quando comparado ao dente hígido;
- c) os pinos com alto módulo de elasticidade (zircônio, núcleo metálico fundido e titânio) apresentaram os maiores valores de tensões de Von Mises;
- d) os pinos de fibra de carbono e fibra de vidro proporcionaram menores concentrações de tensões;
- e) a concentração de tensão provocada na interface pino/cimento resinoso deve ser considerada uma região de risco;
- f) a presença de 2 mm de remanescente de dentina na porção coronária favoreceu a distribuição das tensões na região cervical do elemento dental.

REFERÊNCIAS

ALBUQUERQUE, R. C. **Estudo da distribuição de tensões em um incisivo central superior, reconstruído com diferentes pinos intra-radulares, analisado através do método dos elementos finitos**. 1999. 175f. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 1999.

ALBUQUERQUE, R. C. et al. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. **J. Oral Rehabil.**, v. 30, p. 936-43, 2003.

ANUSAVICE, K. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In: _____. **Materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1998. cap. 4, p. 28-43.

ASSIF, D. et al. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. **J. Prosthet. Dent.**, v. 61, p. 535-43, 1989.

BELOTI, A. M. **Influência da configuração do prepare e aplicação de carga na distribuição de tensões de facetas laminadas**. 2004. 145f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2004.

CAILLETEAU, J. G.; RIEGER, M.R.; AKIN, J. E. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J. Endod.**, v. 18, p. 540-4, 1992.

CAPUTO, A. A.; HOKAMA, S. N. Stress and retention properties of a new threaded endodontic post. **Quintessence Int.**, v.18, p. 431-435, 1987.

CAPUTO, A. A.; STANDLEE, J. P. Pins and posts: why, when and how. **Dent. Clin. North. Am.**, v. 20, p. 299-311, 1987.

CHRISTENSEN, G. Posts and cores: state of the art. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.129, p. 96-97, 1998.

COHEN, B. I. et al. Comparison of the young's modulus for six reinforced dental materials. **Oral Health**, v. 87, p. 47-55, 1997.

COLLESI, R; SILVA, A; SU,S. Restauração do dente tratado endodonticamente. Aspectos relativos ao preparo para retentores intra-radulares. **Rev. Odontol. St. Amaro**, v. 2, n. 4, p. 6-9, jul./dez. 1997.

CORRÊA, A. A.; MATSON, E. Princípios modernos de preparo cavitário. **Odont. Mod.**, v.4, p. 238-243, nov./dez.1977.

CORRÊA, A. A.; MATSON, E. Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração com amálgama de prata pelo método dos elementos finitos. **Rev. Fob.**, v.15, n.1, p.19-26, 1977.

DALLY, J. W.; RILEY W. F. **Experimental stress analysis**. New York: McGraw-Hill, 1978.

DAVY, D. T.; DILLEY, G. L.; KREJCI, R. F. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. **J. Dent. Res.**, v. 60, n. 7, p. 1301-1310, 1981.

DEUTSCH, A.; MUSIKANT, B. L.; COHEN, B. I. Rational predictable posthole preparation. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, v. 18, n. 6, p. 626-634, Jun. 1977.

ESKITAŞCIOĞLU, G.; BELLI, S.; KALKAN, M. Evaluation of two post core systems using two different Methods (Fracture strength test and a finite elemental stress analysis). **J. Endod.**, v.28, n. 9, p.629-633, 2002.

FARAH, J. W.; CRAIG, R. G.; SIKARSKIE, D. L. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. **J. Biomech.**, v. 6, p. 511-20, 1973.

FIGÚN, M. E.; GARINO, R. R. Sistema Dental. In: _____. **Anatomia odontológica funcional e aplicada**. 2.ed. São Paulo: Panamericana, 1988. cap.7, p. 245-250.

FISCHER, H.; WEBER, M.; MARX, R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. **J. Dent. Res.**, v. 83, n. 3, p. 238-242, 2003.

GONÇALVES, A. J. et al. Pinos intra-radiculares e resinas compostas: uma alternativa na recuperação de dentes anteriores fraturados. **Rev. Bras. Odontol.**, v.56, n.1, p. 11-14, 1999.

GRANT, D.; STERN, B.; EVERETT, F. **Orban's periodontics: a concept - theory and practice**. 4 ed. St Louis: CV Mosby, 1972.

HIRSCHFELD, Z.; STERN, N. Post and core- the biomechanical aspect. **Aust. Dent. J.**, v.17, n. 6, p.467-468, Dec. 1972.

HO, M. H. et al. Three dimensional finite element analysis of the effects of post on stress distribution in denton. **J. Prost. Dent.**, v. 72, p. 367-72, 1994.

HOLMES, D. C.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; LEARY, J. M. Influence of post dimension on stress distribution in denton. **J. Prosthet. Dent.**, v. 75, p.140-7, 1996.

HOLMGREN, E. P. et al. Stress in post and core build-up materials. **J. Dent. Res.** v. 78, p. 222, 1999. (Abstract 934).

HUANG, H. K.; LEDLEY, R. S. Numerical experiments with a linear force-displacement tooth model. **J. Dent. Res.**, v.48, n.1, p. 32-37, 1969.

ISHIKIRIAMA, A. et al. Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com resina composta. **Rev. Fob**, v. 3, n. 1/4, p. 47-52, jan./dez. 1995.

JOHSON, M. E. et al. Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, v.90, p.360-4, 2000.

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

KANTOR, M. E.; PINES, M. V. A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 38, n. 4, p. 405-412, Oct. 1977.

KO, C. C. et al. Effects of posts on dentin estress distribution in pupless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 68, p. 421-7, 1992.

KOUTAYAS, S. O.; KERN, M. All ceramic posts and cores: the state of the art. **Quintessence Int.**, v. 30, n. 6, p. 383-92, 1999.

LANG, A. L. et al. Validation of finite element analysis in dental ceramics research. **J. Prosthet. Dent.**, v.86, n.6, p. 650-4, Dec. 2001.

MACCARI, P. C. A.; CONCEIÇÃO, E. N.; NUNES M. F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. **J. Esthet. Rest. Dent.**, v. 15, p. 25-31, 2003.

MARTINEZ-INSUA, A. Comparison of fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post coreo r carbon-fiber post with a composite core. **J. Prosthet. Dent.**, v. 80, p. 527-532, 1998.

MATSUO, S.; WATARI, F.; OHATA, N. Fabrication of a functionally graded dental composite resin post and core by laser lithography and finite element analysis of its stress relaxation effect on tooth root. **Dent. Mater.**, v. 20, n.4, p. 257-274, 2001.

McANDREW, R.; JACOBSEN, P.H. The relationship between crown and post design on root stress - a finite element study. **J. Prost. Rest. Dent.**, v.10, n.1, p.9-13, 2002.

MIRANZI, M. A. S. et al. Avaliação da resistência radicular após a colocação de pino pré-fabricados em relação a pinos metálicos fundidos proteticamente utilizando raízes artificiais. **JBE: J. Bras. Endod.**, n. 3, p. 34-40, out./dez. 2000.

MORI, M. et al. Estudo da distribuição das tensões internas, sob carga axial, em dente hígido e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intra-

radicular fundido: método do elemento finito. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v.11, n.2, p. 99-107, abr./jun. 1997.

OLIVEIRA, L. C. A. **Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radulares**. 2002. 149f. Dissertação (Mestrado em Dentística Restauradora) – Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2002.

PAUL, S. J., SCHÄRER, P. Post and core reconstruction for fixed prosthodontic restoration. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, v.9, p.513-20,1998.

PIERRISNARD, L. et al. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 88, n. 4, p. 442-448, 2002.

POPPE, M.; BOURAUUEL, C.; JÄGER, A. Determination of the elasticity parameters of human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth. **J. Orofac. Orthop.**, n. 5, p. 358-70, 2001.

REES, J. S., JACOBSEN, P. H. Elastic modulus of the periodontal ligament. **Biomat.**, v. 18, p.995-99, 1997.

REINHARDT, R. A. et al. Dentin stresses in post- reconstructed teeth with diminishing boné support. **J. Dent. Res.** v. 62, p. 1002-08, 1983.

RENGO, S. Behavior of RTD fiber posts in finite analysis (FEM) on three-dimensional models. In: INTERNATIONAL SYMPOSIUM S. MARGHERITA LIGURE, 3., 1999. Itália. **Anais...**Itália: Hipocrates Ed. Medico-Scientifiche, 1999, p. 20-27.

ROCHA, I. J. P. B. **Estudo das tensões em dente restaurado com coroa metalocerâmica e dois formatos de retentores intra-radulares - método dos elementos finitos**. 2000. 75f. Tese (Doutorado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

ROBERT, L.N. Machine design- **ah Integrated Approach**. New York, Prentice Hall, Inc, 2000.

ROSEMBERG, P. A.; ANTONOFF, S. J. Gold posts: Commom problems in preparation and technique for fabrication. **Dent. J.**, v. 37, p. 601-666, Dec. 1971.

RUBIN, C. et al. Stress analysis of human tooth using a three dimensinal finite element model. **J. Dent. Res.**, v. 62, p. 82-6, 1983.

SEYMOUR, K.G. et al. Stresses within porcelain veneers and the composite lute using different preparation designs. **J. Prosthodont.**, v. 10, p. 16-21, 2001.

SCABELL, P. L. A. **Estudo do efeito das cargas oclusais sobre a região cervical do primeiro pré-molar superior através do método dos elementos finitos.** 2000. 100f. Dissertação (Mestrado em Dentística) - Universidade Estadual do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2000.

SHIGLEY, J. E. **Elementos de máquinas.** Rio de Janeiro: LTC, 1984.

SILVER-THORN, M. B.; JOYCE, T. P. Finite element analysis of anterior tooth root stress developed during endodontic treatment. **J. Biomech. Eng.** v. 121, p.108-115, 1999.

SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Intracoronar reinforcement and coronal coverages: a study of endodontically treated teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 51, n. 6, p. 780-784, Jun.1984.

SPANGLER, C. C. Post and cores: some new ideas. **Dent. Surv.**, v. 56, p. 33-35, Jun.1980.

STEWARDSON, D. A. Non-metal post systems. **Dent. Update**, v. 28, p.326-336, 2001.

SUZUKI, H.; HATA, Y. Finite element stress analysis of ceramics crowns on premolar. **J. Japan Prost. Soc.**, v. 33, n. 2, p. 283-293, 1989.

TENIS, C. A. et al. Núcleos intra-radulares pré-fabricados (revisão da literatura, conceitos atuais e avaliação). **Rev. Odontol. Univ. St. Amaro**, v. 2, p.24-27, 1997.

TOPARLI, M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J. Oral Rehabil.**, v. 30, n. 5, p. 470-476, 2003.

TORTAMANO, A. **Estudo da distribuição das tensões internas em um incisivo central superior sob força ortodôntica de inclinação, empregando o método dos elementos finitos.** 1997. 73f. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1997.

UKON, S. et al. Influence of different elastic moduli of dowel and core on stress distribution in root. **Dent. Mater.**, v. 19, n. 1, p. 50-64, 1999.

ÜNSAL, E. et al. Finite element analysis of forces created by root separation and resection modeling. **J. Oral Sci.**, v. 44, n. 2, p. 79-84, 2002.

VASCONCELLOS, A. et al. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método dos elementos finitos. **Rev. Bras. Odontol.**, v. 59, n. 3, p. 206-210, maio/jun. 2002.

YAMAN, S. D.; ALACAM, T.; YAMAN, Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. **J. Endod.**, v.24, p.107-11,1998.

YANG, H. et al. The effects of dowel design and load direction on dowel-core-and restorations. **J. Prosthet. Dent.** v.85, p.558-67, 2001.

GLOSSÁRIO

Carga	É uma força aplicada.
Coeficiente de Poisson	É a relação da deformação transversal, com a deformação longitudinal em um material. Em todos os materiais, o alongamento produzido por uma força P , na direção dessa força, é acompanhado por uma contração em qualquer direção transversal.
Deformação	Alteração de forma do material induzida por tensão. Pode ser de três tipos: Deformação elástica ou reversível; Deformação plástica ou irreversível; Combinada.
Discretização	É a representação de uma estrutura modelada, através da divisão da mesma em elementos finitos, e determinando ainda o posicionamento dos nós. A discretização de uma estrutura pode ser manual ou automática. O programa ANSYS através de seus recursos realiza automaticamente esse processo.
Materiais contínuos	Não apresentam espaços vazios
Módulo de elasticidade, Módulo de Young ou Módulo elástico (E)	Descreve a relativa rigidez de um material, que é medida pela porção elástica (reversível) da deformação. Representa a capacidade de recuperação elástica do material. É representado também por unidades de forças divididas por área. Exemplo: Gpa.
Materiais elásticos	Recuperam as dimensões originais quando a carga é retirada.
Materiais isotrópicos	As propriedades dos materiais são as mesmas em qualquer ponto do elemento estrutural.
Propriedades mecânicas dos materiais	São respostas mensuradas dos materiais sob uma força aplicada ou distribuição de tensões. Essas respostas podem ser elásticas (reversíveis após a retirada da carga) e plásticas ou não elásticas (irreversíveis).
Tensão	É a força por unidade de área atuando em milhões de átomos ou moléculas em um dado plano de um material. Quando uma força externa atua em um corpo sólido, uma reação oposta a esta força ocorre, sendo de igual magnitude, porém em direção oposta. A força aplicada (P) dividida pela área transversa em que esta força atua no corpo (A), equivale ao valor da tensão produzida na estrutura. Ou seja, $Tensão = P/A$.
Tensão de	Produzida por força de cisalhamento. Tende a resistir ao

cisalhamento	deslocamento de uma porção de um corpo sobre outro. Ocorre na interface de duas estruturas. Pode também ser produzida pela torção de um material. Esta tensão é calculada pela divisão da força pela área paralela à direção da força.
Tensão de Compressão	Produzida por força compressiva, que tende a encurtar a estrutura. Está associada a uma deformação compressiva.
Tensão de Tração	Produzida por uma força de tração, força esta que tende a alongar ou esticar a estrutura. A unidade de medida é o Megapascal (MPa). Está sempre acompanhada por uma deformação por tração.
Tensão de Von Mises	Todos os componentes de tensões normais, como também os componentes de tensões cisalhantes são incorporados no cálculo da tensão de Von Mises. É um critério que afirma que “quando a energia interna em um ponto específico da estrutura excede um certo limite, a estrutura cederá neste ponto”.