



UNIVERSIDADE LUTERANA DO BRASIL

CURSO DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

NÍVEL: MESTRADO

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PRÓTESE DENTÁRIA

**ESTUDO DAS TENSÕES EM DENTES COM DIFERENTES
CONFIGURAÇÕES DE PREPARO DO CANAL E RESTAURADOS COM**

DOIS TIPOS DE PINO/ NÚCLEO

- Método dos Elementos Finitos -

Luis André Mendonça Mezzomo

CANOAS – RS

2007

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Luis André Mendonça Mezzomo

**ESTUDO DAS TENSÕES EM DENTES COM DIFERENTES
CONFIGURAÇÕES DE PREPARO DO CANAL E RESTAURADOS COM
DOIS TIPOS DE PINO/ NÚCLEO
- Método dos Elementos Finitos -**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Curso de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil como requisito final para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Prótese Dentária.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Elken Rivaldo

CANOAS – RS

2007

DEDICAÇÃO ESPECIAL

Este trabalho é dedicado em especial ao meu pai, **Idelmiro Mezzomo**, que há pouco tempo partiu para o mundo espiritual e hoje está na glória de Jesus Cristo, deixando aqui muita saudade e um exemplo de trabalho, progresso, honestidade e acima de tudo amor a todas as coisas. O eterno agradecimento àquele que contribuiu para tornar-me o Homem que hoje sou e sempre orientou-me a tomar as decisões da vida com o coração e, por um infortúnio do destino, partiu de uma maneira muito rápida. Meu pai, teu legado será por mim seguido e, a ti, a minha sincera homenagem!

* 23.03.1938

† 20.09.2006

DEDICATÓRIA

A **Deus**, que sempre indicou os melhores caminhos para a minha formação como profissional e como ser humano.

Aos meus pais **Idelmiro** (*in memoriam*) e **Juraci** que, com muito amor, educaram-me e ensinaram-me as mais valiosas virtudes humanas.

À minha querida mãe **Juraci**, um exemplo de dedicação, honestidade e trabalho e que muitas vezes abdicou de vontades próprias para apoiar a minha formação profissional.

Aos meus queridos irmãos **Janete**, **Luis Carlos**, **Marli** e **Josete** e cunhados **Marcelo** e **Nilza**, que sempre incentivaram e apoiaram incondicionalmente o meu crescimento como pessoa e como profissional e aos meus sobrinhos **Bruno**, **Fagner**, **Maurício**, **Laís**, **Rodrigo** e **Gabriel**.

À minha namorada **Danielly**, companheira nos momentos bons e nos momentos difíceis; exemplo de dedicação, amor, carinho e compreensão.

Aos meus inseparáveis amigos, por mim considerados como irmãos - **Eduardo Stieven**, **Fábio Braga**, **Leandro Prietto**, **Marcelo Abreu**, **Paulo Rogério Pinto**, **Rafael Mérola**, **Ricardo Meneguzzi** e **Vinicius Viegas**, que estiveram sempre ao meu lado, proporcionando inesquecíveis momentos de

alegria e camaradagem além de imensurável apoio moral nas horas de dificuldade.

Ao Prof. Dr. **Rogério Miranda Pagnoncelli**, meu primeiro orientador, que soube valorizar o interesse científico de um jovem acadêmico do curso de Odontologia.

Aos meus colegas de trabalho do Centro de Preparação de Oficiais da Reserva de Porto Alegre, em especial ao Comando do biênio 2005/2006, na pessoa do Sr. **Cel Cav Ignácio Dorval Mello Lopes** e na pessoa do Sr. **Ten Cel Inf Ivan Carlos Gindri Angonese**, pelo acolhimento, companheirismo, apoio à qualificação profissional e apoio moral nos momentos de dificuldade.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Prof^a. Dr^a. **Elken Gomes Rivaldo** pela competência, dedicação ao ensino e à pesquisa, à incansável paciência e atenção a mim dispensada.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Luterana do Brasil, na pessoa do Diretor do Curso de Odontologia, Prof. **Pedro Hernández González**, pela incansável luta pelo aperfeiçoamento científico dos alunos da Graduação e Pós-Graduação.

Ao Prof. **Luis Carlos da Fontoura Frasca**, coordenador do Departamento de Prótese Dentária, pelo apoio e incentivo em todos os momentos.

Aos docentes do Curso de Mestrado, em especial aos professores da área de Prótese Dentária **Elken Gomes Rivaldo**, **Luis Artur Zenni Lopes** e **Luis Carlos da Fontoura Frasca** pela dedicação e ensinamentos transmitidos.

Aos professores **Clóvis Gallina**, **Kléber Monteiro Meyer**, **Eduardo Rolim Teixeira**, **Sérgio Velasquez** e **Rogério Miranda Pagnoncelli**, pela amizade e pelo exemplo de profissionais e seres humanos.

Aos colegas do Curso de Mestrado em Odontologia **Fábio Miglioranza**, **Fábio Soares**, **Rafael Vidal**, **Bruno Konzen**, **Leonardo Federizzi**, **Caroline Pappen** e **Andréa Vendruscolo** pela amizade, agradável convívio e apoio durante os dois últimos anos.

Aos Srs. **Luiz Romani, Ivan Holler e Maico Souza**, da empresa Mould – Indústria e Comércio de Matrizes[®], pela disponibilização do digitalizador a laser e pelo apoio à pesquisa.

Aos engenheiros **Leandro Corso e Rogério José Markzak**, do Grupo de Mecânica Aplicada (GMAp) da Faculdade de Engenharia Mecânica da UFRGS, pelo apoio no trabalho com o Método dos Elementos Finitos.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Ensino Superior (CAPES), na pessoa da Prof^a. **Maria Cleidia Klein Oliveira**, pelo fomento à pesquisa, sem o qual nada seria possível.

*“Algumas vezes, é preciso dar um passo para trás
antes de dar dois passos para a frente”*

Vladimir Ilyich Lênin

*“...O segredo é não correr atrás das borboletas...
É cuidar do jardim para que elas venham até você.
No final das contas você vai achar não quem você
estava procurando, mas quem estava procurando
por você!”*

Mário Quintana

RESUMO

Este estudo avaliou através da Análise de Elemento Finito Tridimensional a distribuição de tensões em um incisivo central superior tratado endodonticamente, com e sem alargamento do preparo do canal radicular e restaurado com pino-núcleo e coroa cerâmica. Para tanto, uma imagem tridimensional superficial foi produzida por meio de digitalização a laser, e a morfologia interna e as propriedades mecânicas foram obtidas da literatura. Quatro modelos foram criados: dente hígido (1), dente restaurado com pino/núcleo fundido em liga de ouro (2) e dois dentes restaurados com pino de fibra de vidro e núcleo de resina composta, sendo um com canal preparado em dimensões ideais (3) e outro com canal preparado em dimensões aumentadas (4). Uma carga estática de 100 N foi aplicada no centro da face palatina em um ângulo de 45° e a distribuição de estresse foi analisada através do programa Ansys®. No modelo 1 o estresse máximo foi evidenciado no aspecto palatino do esmalte ao nível da junção cimento-esmalte (24,5 MPa). No modelo 2, o pico de estresse ocorreu na margem incisal do núcleo (189 MPa). Houve uma concentração de estresse no aspecto vestibular do pino e da camada de cimento (34,2 MPa). Nos modelos 3 e 4, os estresses máximos ocorreram na interface pino-cimento-dentina (47 MPa) e na coroa de porcelana (46,2 MPa), respectivamente. Na porção radicular do modelo 4 o estresse concentrou-se no aspecto vestibular do terço cervical (22,2 MPa). Dentro das limitações deste estudo, sugere-se que o uso de pinos e cimentos com propriedades mecânicas similares às da dentina, aumentando a espessura da camada de cimento como observado no modelo 4, exibe um comportamento mecânico similar ao comportamento fisiológico do dente hígido.

Palavras Chave: dente tratado endodonticamente; técnica para retentor intraradicular; análise de elemento finito.

ABSTRACT

This study evaluated through Tridimensional Finite Element Analysis the tensile distribution in an endodontically treated maxillary central incisor, with and without flaring of the root canal preparation and restored with post and core and ceramic crown. For such, a superficial tridimensional image was produced by means of laser scanning, and internal morphology and mechanical properties were obtained from literature. Four models were created: sound tooth (1), gold alloy cast post and core restored tooth (2) and two teeth restored with glass fiber post and composite core, being one prepared with ideal dimensions of root canal (3) and other with increased dimensions (4). A static load of 100 N was applied in the middle of palatal surface in a 45° angle and the stress distribution pattern was analysed through the Ansys® software. In model 1, maximum stress was evidenced on palatal aspect of enamel at level of cemento-enamel junction (24,5 MPa). In model 2, stress peak occurred on incisal margin of core (189 MPa). There was a considerable stress concentration on buccal aspect of post and cement layer (34,2 MPa). In models 3 and 4, maximum stresses occurred in the post-cement-dentin interface (47 MPa) and porcelain crown, respectively. In the radicular portion of model 4 stress concentrated on the buccal aspect of cervical third (22,2 MPa). Within the limitations of this study, it is suggested that the use of posts and cements with mechanical properties similar to those of dentine, increasing cement layer thickness as seen in model 4, exhibits mechanical behavior similar to the physiological behavior of sound tooth.

Key Words: endodontically treated tooth; post and core technique; finite element analysis.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	13
1 INTRODUÇÃO	15
2 REFERENCIAL TEÓRICO	20
2.1 DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE.....	21
2.2 PINO/ NÚCLEO	22
2.3 FÉRULA OU ABRAÇAMENTO	25
2.4 MATERIAIS DE PREENCHIMENTO	28
2.5 CIMENTOS ODONTOLÓGICOS	29
2.6 O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	30
2.6.1 Meios de Obtenção de Imagem Tridimensionais.....	33
2.6.2 Aplicação do MEF na Análise de Tensões em Dentes Tratados Endodonticamente	34
3 OBJETIVO	40
4 ARTIGO CIENTÍFICO	42
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	63
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	65

APÊNDICES	71
APÊNDICE A - Normas de Publicação do Periódico	72
APÊNDICE B - Figuras.....	75
APÊNDICE C - Relatório fornecido pelo programa Ansys® relativo ao carregamento do modelo 1	80
APÊNDICE D - Relatório fornecido pelo programa Ansys® relativo ao carregamento do modelo 2	82
APÊNDICE - Relatório fornecido pelo programa Ansys® relativo ao carregamento do modelo 3	84
APÊNDICE - Relatório fornecido pelo programa Ansys® relativo ao carregamento do modelo 4	86

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

<i>apud</i>	= citado por
mm	= milímetro
Au	= ouro
et al.	= e outros
Pt	= platina
Pd	= paládio
N	= Newtons
°	= <i>Degrees</i> (graus)
MEF	= Método dos Elementos Finitos
E	= <i>Modulus of Elasticity</i> (módulo de elasticidade)
ν	= Coeficiente de Poisson
G	= <i>shear modulus</i> (módulo de corte)
CAD/CAM	= <i>Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing</i> (Projeto Assistido por Computador/ Produção Assistida por Computador)
Ti/Ni-Cr	= titânio/ níquel-cromo
Ti/Ti	= titânio/ titânio
Ni-Cr	= níquel-cromo
FEM	= <i>Finite Element Method</i> (Método dos Elementos Finitos)
3D FEA	= <i>Tridimensional Finite Element Analysis</i> (Análise de Elemento Finito Tridimensional)
3D	= tridimensional
®	= Marca Registrada

v.	= <i>version</i> (versão)
USA	= <i>United States of America</i> (Estados Unidos da América)
JPN	= <i>Japan</i> (Japão)
LIE	= Lietchestein
.txt	= <i>.text</i> [texto (linguagem de informática)]
.stl =	= <i>.stereolithography</i> [estereolitografia (linguagem de informática)]
.iges	= <i>.initial graphics exchanged specification</i> [especificação inicial da troca dos gráficos (linguagem de informática)]
CEJ	= <i>Cemento-Enamel Junction</i> (Junção Cimento-Esmalte)
Inc.	= <i>Incorporation</i> (Corporação)
MPa	= MegaPascal ($\times 10^6$ Pascal)
GPa	= GigaPascal ($\times 10^9$ Pascal)
Fig.	= <i>Figure</i> (Figura)



1. INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A mudança de paradigmas baseada em evidências científicas vivenciada pela Odontologia exige uma permanente atualização por parte do profissional. O advento da adesão revolucionou a Odontologia Restauradora e fez com que alguns conceitos sobre a restauração de dentes fossem revistos. As técnicas vigentes até então passaram a ser questionadas e a idéia de preservação da estrutura dental assumiu um papel preponderante.

O tratamento endodôntico permite a manutenção do dente uma vez que ele tenha sido desvitalizado, embora suas propriedades mecânicas sejam alteradas (BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006) devido a extensos defeitos estruturais resultantes de cáries, acesso cavitário e remoção excessiva de dentina radicular durante a instrumentação do canal radicular (PIERRISNARD et al., 2002, TOKSAVUL et al., 2006). A desidratação da dentina reduz em 69% a resistência do dente à fratura (BOSCHIAN PEST et al., 2006), e o estresse interno da raiz pode deixar como seqüela a fratura radicular ocasionada por carregamentos funcionais não-detectados (McANDREW; JACOBSEN, 2002).

A estrutura dentária remanescente aparece como um fator decisivo no uso de restaurações do tipo pino-núcleo (PEROZ et al., 2005; TOKSAVUL et al., 2006). Estas têm sido objeto de muitas pesquisas a fim de identificar métodos que tornem o complexo raiz, pino e núcleo mais resistente ao estresse das cargas mastigatórias (BOSCHIAN PEST et al., 2006). Muitos dentes tratados endodonticamente planejados para receber uma restauração requerem sistemas de pino-núcleo por necessidades retentivas (McANDREW; JACOBSEN, 2002, BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006) e não por reforço do dente; ao contrário, os pinos são capazes de enfraquecê-lo (CAILLETEAU; RIEGER; AKIN, 1992, SCHILLINBURG et al., 1998, BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006), contrariando o que era considerado verdadeiro anteriormente (DAVY; DILLEY; KREJCI, 1981, SORENSEN; ENGELMAN, 1990). Acredita-se que quando um dente tratado endodonticamente é submetido a cargas oclusais, o estresse concentra-se em sua maioria na área cervical

(SORRENTINO et al., 2006), e a colocação de pinos reduz o estresse nesta área (YANG et al., 2001, PEROZ et al., 2005, TOKSAVUL et al., 2006).

A restauração de dentes tratados endodonticamente com canal radicular alargado e paredes delgadas próximas à região cervical apresenta-se como um grande desafio para os dentistas. A perda excessiva de estrutura dentária altera o comportamento mecânico destes dentes enfraquecidos, e o desenvolvimento de novos materiais de pinos e cimentos adesivos invocou uma renovada investigação considerando a maneira mais efetiva de restaurá-los (LI et al., 2006; NAKAMURA et al., 2006). Alguns clínicos têm relatado resultados favoráveis com reforço de resina e pinos e núcleos em dentes estruturalmente enfraquecidos. Para evitar a extração de raízes enfraquecidas, o preenchimento dos defeitos radiculares com materiais adesivos tem sido sugerido (PEROZ et al., 2005, LI et al., 2006).

O sistema de pino e núcleo fundido consome mais tempo e envolve uma fase intermediária de laboratório, tornando o procedimento da restauração mais dispendioso. Os pinos pré-fabricados permitem que a restauração seja feita em uma visita, resultando em uma técnica mais fácil e menos dispendiosa (BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006). Alguma disparidade dos resultados considerando como o material do pino afeta a resistência à fratura de dentes restaurados tem sido observada na literatura. Certos estudos afirmam que os pinos metálicos têm um desempenho melhor do que os pinos de fibra (SCHILLINBURG et al., 1998, ESKITASCIOGLU; BELLI; KALKAN, 2002, MACCARI et al., 2007); outros, entretanto, colocam que os pinos pré-fabricados não-metálicos possuem um desempenho melhor (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; SAHAFI, 2005, GRANDINI et al., 2005, LANZA et al., 2005) e os materiais restauradores que são mais rígidos são mais resistentes ao estresse e transferem uma grande parte das tensões para estruturas menos rígidas como a dentina. Por causa disso, os clínicos estão optando cada vez mais por materiais que possuem um módulo de elasticidade similar ao da dentina, em detrimento aos pinos metálicos (PEGORETTI et al., 2002, MANOCCI et al., 2005). Os pinos pré-fabricados não-metálicos, como os pinos de fibra de carbono e de vidro e os de zircônia surgem como uma excelente

alternativa estética para o considerável aumento do uso de coroas totalmente cerâmicas (TOKSAVUL et al., 2006). A propriedade conservadora destes pinos, em virtude da pouca inserção necessária decorrente da união adesiva às paredes do canal radicular, é outra razão para o seu emprego aumentado (BOSCHIAN PEST et al., 2006). Além disso, o formato do pino exerce uma grande influência no comportamento mecânico do dente e os pinos cilíndricos desempenham uma melhor distribuição do estresse enquanto os pinos cônicos criam um efeito de cunha no terço apical da raiz (YANG et al., 2001, NAKAMURA et al., 2006).

A férula ou abraçamento, um dispositivo mecânico obtido na preparação final do dente, é indicado porque reduz o efeito de cunha do pino nas paredes da raiz e permite uma redistribuição e dissipação das forças oclusais (TAN et al., 2005), mostrando-se mais eficiente na resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente do que o material ou formato do pino (SCHILLINBURG et al., 1998, ISIDOR; BRONDUM; RAVNHOLDT, 1999, AKKAYAN, 2004) e do que o agente cimentante utilizado (MEZZOMO; MASSA; DALLA LÍBERA, 2003). Sua presença é capaz de reduzir os valores de estresse e torna a escolha do material de reconstrução sem impacto no nível de estresse na região cervical (PIERRISNARD et al., 2002).

A análise de elemento finito é um método numérico que consiste em dividir o sistema a ser estudado em um conjunto de elementos discretos e pequenos (elementos finitos) que se encontram para formar os nós. À medida que o tamanho dos elementos diminui (aumentando o número de elementos), a precisão do método aumenta, aumentando também significativamente o custo computacional. A constante elástica E (módulo elástico de Young) e ν (coeficiente de Poisson) para os materiais modelados são especificados para cada elemento. Um sistema de equações simultâneas é gerado e resolvido para render as distribuições de estresse previsíveis em cada elemento através de uma estrutura, permitindo previsões sobre a fratura. Este método possui uma grande vantagem em relação à análise fotoelástica – a distribuição de estresse pode ser expressa numericamente no estado de componentes isolados da amostra (pino, cimento, dentina, esmalte, etc.), e não somente

visualmente (BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006; BOSCHIAN PEST et al., 2006).

O grande número de estudos *in vitro* avaliando a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente levam a resultados freqüentemente inconclusivos e ocasionalmente contraditórios, de difícil transposição para a situação clínica real. Os estudos *in vivo* tornam-se de difícil execução tendo em vista a dificuldade de obtenção e padronização das amostras e de controle das variáveis. A análise de elemento finito tridimensional, por sua vez, apresenta-se como uma ferramenta acessível e confiável na avaliação da distribuição de tensões dos diferentes materiais odontológicos utilizados na restauração de dentes com tratamento endodôntico. Os modelos podem ser facilmente padronizados e não há a necessidade de obtenção de amostras a partir de seres vivos. Esta metodologia será empregada para a análise descritiva da distribuição de tensões de Von Mises sobre um incisivo central superior hígido e tratado endodonticamente, restaurado com diferentes materiais de pino-núcleo.



ULBRA

2. REFERENCIAL TEÓRICO

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE

A execução do tratamento endodôntico invariavelmente ocorre quando o dente é acometido por uma lesão cariiosa que chega à polpa ou sofre um traumatismo. A ausência de fluidos dentinários e o enfraquecimento das uniões intermoleculares do colágeno que forma a matriz orgânica da dentina ocasionam uma alteração em suas propriedades físicas, tais como módulo de elasticidade, resistência flexural e resistência compressiva (PIERRISNARD et al., 2002). Uma outra justificativa consiste na própria técnica endodôntica que cria mudanças na estrutura do canal radicular, levando-o a uma conseqüente redução na capacidade de absorver e resistir às forças intra-orais (MITSUI; MARCHI, 2005). De acordo com Delattre et al. (1995), a dentina é capaz de suportar as pressões físicas proporcionalmente à força aplicada e a deformação que sofre persiste durante toda a vida do dente. Caso um estresse adicional ocorra, a fratura incompleta tornar-se-ia completa, meses ou anos após o tratamento endodôntico. Todavia, Peroz et al. (2005) colocam que, apesar de a dentina de um dente vital ser mais dura do que a dentina de um dente homólogo tratado endodonticamente, não há mudança significativa que poderia indicar uma maior fragilidade do dente com tratamento endodôntico.

Considerando que um dente desvitalizado possui uma biodinâmica diferente e sua vida útil é significativamente menor quando comparado a um dente vital, alguns aspectos influenciam na escolha do material e da técnica a serem empregados na sua restauração, como a extensão da lesão, localização na arcada, hábitos de higiene e equilíbrio muscular do paciente. A inviabilização da sua restauração pelos métodos convencionais, em virtude da perda excessiva de tecido dentário, deve levar em consideração a utilização de um pino ou retentor intra-radicular, que previne a separação entre a coroa e a raiz (ZIEBERT, 1991) e restabelece a estética e a função (ROCHA, 2000). Peroz et al., (2005) sugerem uma classificação dos dentes tratados endodonticamente que leva em consideração a quantidade de paredes cavitárias remanescentes. Nesta classificação, a Classe I inclui os dentes que

sofreram apenas o desgaste do acesso endodôntico, isto é, as quatro paredes cavitárias permanecem dispensando o uso de pinos para a restauração. As Classes II e III incluem aqueles dentes que perderam uma ou duas paredes cavitárias, respectivamente, e que não requerem necessariamente o uso de pinos, dados os grandes avanços dos materiais de preenchimento adesivos. As Classes IV e V referem-se àqueles dentes que possuem apenas uma ou nenhuma parede cavitária remanescente, respectivamente, e que obrigatoriamente precisam da colocação de um pino no interior do canal para fornecer retenção para o material do núcleo.

As estratégias e decisões de tratamento para um dente com tratamento endodôntico devem basear-se nas melhores e mais atualizadas evidências científicas disponíveis (PEROZ et al., 2005). Estes dentes freqüentemente possuem insuficiente estrutura coronária rígida para reter uma restauração e, devido à perda de tecido dentinário intra-radicular durante o acesso endodôntico, preparação do conduto e preparo coronário, tornam-se frágeis e sujeitos a fratura (ZIEBERT, 1991, PIERRISNARD et al., 2002, TAN et al., 2005). O prognóstico dos dentes tratados endodonticamente depende não somente do sucesso do tratamento endodôntico, mas também do tipo de reconstrução (PEROZ et al., 2005), e a falha da maioria das restaurações é atribuída a fatores protéticos e não biológicos (PIERRISNARD et al., 2002).

2.2 PINO/ NÚCLEO

A teoria que os pinos intra-radulares servem de reforço estrutural para a porção radicular de dentes tratados endodonticamente foi defendida por Davy, Dilley e Krejci (1981) e Sorensen e Engelman (1990). Entretanto, Cailleteau, Rieger e Akin (1992), Schillinburg et al. (1998) e Toksavul et al., (2006) contrapõem-se a essa teoria considerando que os pinos intra-radulares aumentam o risco de fratura. Sua indicação unânime estaria restrita a somente os casos onde uma pequena substância dentária remanesce, isto é, nenhuma ou apenas uma parede cavitária é preservada (PEROZ et al., 2005).

A técnica de preparo para confecção do retentor intra-radicular deve seguir certos princípios que protejam o remanescente radicular da concentração de tensões quando em função mastigatória. O pino deve possuir no mínimo o comprimento da coroa clínica, ou dois terços do comprimento da raiz, isto é, o que for maior, para uma melhor distribuição das tensões (SCHILLINBURG et al., 1998, PEROZ et al., 2005). Um maior comprimento do pino contribuirá para distribuir as tensões sobre uma maior área da raiz, melhorando a retenção e aumentando a resistência (BOSCHIAN PEST et al., 2006). A preservação de 3 a 5 mm de material obturador na região apical deve ser respeitada para manter o selamento obtido no tratamento endodôntico (BOSCHIAN PEST et al., 2006). O máximo de estrutura dental deve ser preservado no preparo do conduto, sendo suficiente a remoção do material obturador, além das saliências e reentrâncias da anatomia interna (DEUTSCH; MUSIKANT; COHEN, 1997, ISIDOR; BRONDUM; RAVNHOLT, 1999).

A confecção de pinos intra-radulares fundidos à base de ligas de metais nobres tem sido historicamente defendida devido às melhores propriedades mecânicas apresentadas há longo prazo, como estabilidade química e resistência à corrosão (ZIEBERT, 1991, SCHILLINBURG et al., 1998, ROSENSTIEL; LAND; FUJIMOTO, 2004). As ligas de ouro (Au) possuem uma classificação antiga baseada na sua finalidade e rigidez do material. A liga do tipo IV (extradura) era amplamente utilizada em armações de próteses parciais removíveis, pinos intra-radulares, infra-estruturas de próteses parciais fixas extensas e coroas totais. Essa liga é composta de ouro (Au), platina (Pt) e paládio (Pd), sendo que o ouro chega a preencher mais de 88% da sua composição. Em meados da década de 70 do século passado, quando o valor do ouro disparou, o aparecimento de ligas alternativas, ou ligas não nobres, proporcionou a redução do custo laboratorial (ANUSAVICE, 1998).

Chen et al. (2004) desaconselham a utilização da liga básica de níquel-cromo para a confecção de pino fundido, pois essa liga tem um alto módulo de elasticidade que gera uma maior concentração de estresse na dentina radicular. Maccari et al. (2007) em uma avaliação *in vitro* de teste de resistência à fratura de dentes anteriores com alargamento do canal e restaurados com

coroa total metálica e diferentes sistemas de pino-núcleo, observou a exigência de uma força de maior intensidade para que ocorresse a fratura com os dentes restaurados com pinos metálicos fundidos do que com os dentes restaurados com pinos pré-fabricados de fibra de vidro e fibra de quartzo; porém, as falhas ocorridas com os pinos pré-fabricados caracterizaram-se na maioria por ser passíveis de reparo enquanto as falhas dos pinos metálicos fundidos foram na maioria não passíveis de reparo. Esses resultados foram suportados por um estudo anterior (FOKKINGA et al., 2004). A fratura de fadiga, a qual tem o risco aumentado devido às forças não-axiais, pode ocorrer no ponto mais fraco ou onde o máximo estresse ocorre. O desenho oclusal favorável da prótese é provavelmente mais importante para a sobrevivência dos dentes tratados endodonticamente estruturalmente comprometidos do que o tipo de pino utilizado (TORBJORNER; FRANSSON, 2004).

Os pinos pré-fabricados apresentam como principal vantagem a redução no custo e tempo de execução (BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006), e seu surgimento deveu-se à procura por materiais com módulo de elasticidade similar ao da dentina (MANOCCI et al., 2005). Pegoretti et al. (2002), Lanza et al. (2005), Boschian Pest et al. (2006) e Barjau-Escribano et al. (2006) recomendam a utilização do pino de fibra de vidro para a retenção da futura restauração protética, uma vez que este pino possui comportamento mecânico semelhante à dentina e apresenta reduzidos picos de estresse no interior da raiz. Grandini et al. (2005) avaliaram num período que variou de 6 a 30 meses pacientes que tiveram dentes tratados endodonticamente restaurados com núcleo de fibra e coroas diretas de resina composta, levando em consideração aspectos como presença de lesão periapical, infiltração marginal, estabilidade de cor, manchamento de superfície e perda da retenção devido à fratura do pino ou fratura do material de reconstrução. Após um período de 30 meses, apenas 5% das restaurações apresentaram perda de retenção, principalmente devido ao lascamento da resina. Os pesquisadores concluíram que a restauração de dentes tratados endodonticamente com pinos de fibra e procedimentos restauradores adesivos diretos constitui-se numa opção de tratamento que em curto prazo conserva a estrutura dental remanescente e

resulta numa boa conformidade do paciente. Essa colocação foi corroborada pelo estudo de Hayashi et al. (2006).

Em uma abordagem sistemática da literatura, Lambjerg-Hansen e Asmussen (1997) *apud* Peroz et al. (2005) colocam que

...Existe pouca evidência a respeito do diâmetro mais adequado para o pino. Um diâmetro equivalente a 1/3 do diâmetro total da raiz é postulado em muitas revisões. Uma espessura mínima de dentina de 1 mm em torno do pino deve ser providenciada. Em relação à própria estabilidade do pino, Lambjerg-Hansen e Asmussen postularam um diâmetro de pino de pelo menos 1.3 mm...

Heydecke e Peters (2002), em uma revisão sistemática da literatura, encontraram um total de 1.773 referências abordando o tema restauração de dentes tratados endodonticamente, dos quais apenas 10 estudos *in vitro* e 6 estudos *in vivo* remaneceram após os critérios de inclusão e foram revisados criticamente. Os autores encontraram que os estudos *in vitro* não revelaram diferenças significativas entre os pinos/ núcleos fundidos e os pré-fabricados. A meta-análise dos dados sugeriu que não há nenhuma diferença no comportamento da fratura associado com as duas modalidades de tratamento.

2.3 FÉRULA OU ABRAÇAMENTO

A presença de um recurso no preparo que proporcione maior resistência à estrutura dentária remanescente é defendida por muitos autores (SORENSEN; ENGELMAN, 1990, ZIEBERT, 1991, PIERRISNARD et al., 2002, MEZZOMO; MASSA; DALLA LÍBERA, 2003, ROSENSTIEL; LAND; FUJIMOTO, 2004, PEREZ et al., 2005). A férula, definida como uma área circunferencial de dentina axial superior ao bisel do preparo, é sugerida na preparação final do dente porque reduz o efeito de cunha exercido pelo pino nas paredes do canal e permite uma redistribuição e dissipação das forças oclusais, além de fornecer uma ancoragem mais estável para o pino/núcleo, aumentando a resistência à rotação (TAN et al., 2005).

Uma férula uniforme de 2 mm de altura aumenta significativamente a resistência à fratura dos dentes tratados endodonticamente (MEZZOMO; MASSA; DALLA LIBERA, 2003, AKKAYAN, 2004, PEROZ et al., 2005, TAN et al., 2005). Tan et al. (2005), numa avaliação *in vitro*, encontraram diferença significativa entre os dentes que receberam férula uniforme de 2 mm de altura e os que receberam férula não-uniforme de 0,5/ 2 mm de altura. Os valores obtidos com a férula uniforme foram estatisticamente semelhantes aos obtidos para os dentes sem tratamento endodôntico e restaurados com coroa fundida e também aos obtidos para os dentes que foram tratados endodonticamente e receberam apenas a coroa fundida, sem pino. A presença da cinta coronária é mais importante do que o material ou o desenho do pino (PEROZ et al., 2005), Sorensen e Engelman (1990), Isidor, Brondum e Ravnholt (1999) e do que o agente cimentante utilizado (MEZZOMO; MASSA; DALLA LIBERA, 2003) na resistência à fratura dos dentes com tratamento endodôntico. Mezzomo, Massa e Dalla Libera (2003) submeteram 40 dentes pré-molares hígidos extraídos a uma carga estática, sob ângulo de 45°, até a fratura. Os dentes que receberam pino metálico fundido em níquel-cromo, com abraçamento e cimentados com cimento resinoso mostraram os maiores valores de carga necessários para que ocorresse a fratura, porém sem diferença estatisticamente significante com relação aos dentes que receberam o mesmo pino com abraçamento e foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. Em contrapartida, Peroz et al. (2005) recomendam expressamente a fixação adesiva de qualquer tipo de pino, uma vez que as raízes onde os pinos foram cimentados adesivamente foram significativamente mais resistentes à fratura do que aquelas onde o cimento de fosfato de zinco foi utilizado.

De acordo com Pierrisnard et al. (2002), a presença da férula reduz drasticamente os valores de estresse e faz com que a escolha do material de reconstrução não tenha impacto sobre o nível de estresse na região cervical. Sua ausência é considerada fator negativo, fornecendo subsídios para níveis de estresse consideravelmente maiores. Já McAndrew e Jacobsen (2002) consideram desnecessária a confecção da férula, pois acreditam que a coroa desempenha um papel fundamental na redução do estresse interno da raiz, agindo por si própria como uma férula. Saupe et al. (1996) não encontraram

benefícios adicionais da férula com relação à retenção e resistência à fratura de incisivos centrais estruturalmente enfraquecidos com paredes cavitárias delgadas de 0.5 mm a 0.75 mm de espessura.

A condição clínica em que se encontra a raiz de um dente tratado endodonticamente nem sempre viabiliza a confecção de um abraçamento. Procedimentos clínicos adicionais, como cirurgia para aumento de coroa clínica ou extrusão ortodôntica podem ser necessários para que o dente receba uma férula (PEROZ et al., 2005). Porém, essas manobras não devem injuriar o periodonto, o espaço biológico ou causar danos aos dentes adjacentes e a avaliação periodontal deve confirmar se há adequado suporte para o dente - o nível ósseo é considerado suficiente quando o pino se estende abaixo da crista alveolar (ZIEBERT, 1991). A necessidade de realizar um aumento de coroa clínica para a confecção da férula pode diminuir a resistência do dente à fratura. Gegauff (2000), em um estudo *in vitro*, encontrou diferenças estatisticamente significantes entre os dentes com a coroa aumentada e com férula e os dentes com a coroa sem aumento cirúrgico e sem férula. Isso se deve principalmente, segundo o autor, à aumentada relação coroa/raiz, uma vez que sempre que se deseja aumentar a coroa de um dente cirurgicamente, o comprimento de sua raiz diminui.

Segundo Pegoraro et al. (2000), quando não existe estrutura coronária suficiente para propiciar uma base de sustentação, as forças que incidem sobre o núcleo são direcionadas no sentido oblíquo, tornando a raiz mais suscetível à fratura. Neste caso, os autores recomendam a preparação de uma caixa no interior da raiz com aproximadamente 2 mm de profundidade a fim de direcionar as forças predominantemente no sentido vertical, diminuindo as tensões nas paredes laterais da raiz. Shillingburg et al. (1998) colocam que quando um pré-molar que deva funcionar como pilar para prótese parcial fixa ou removível não puder receber uma coroa que cubra no mínimo 1,0 mm de parede axial vertical, este deverá ser removido. Os autores são receosos quanto à hipótese de utilizar dentes desvitalizados como pilares para próteses parciais removíveis com extensão distal, pois a probabilidade de fracasso é quatro vezes maior do que nos dentes despulpados que não funcionam como

pilar. Mesmo com o efeito cinta ou férula, é duvidoso usar um dente sem polpa como pilar de prótese parcial fixa com mais de um pântico, pois o dente está estruturalmente comprometido e poderá fraturar em caso de sobrecarga.

2.4 MATERIAIS DE PREENCHIMENTO

A rigidez dos materiais utilizados como preenchimento coronário exerce, da mesma forma, papel importante na resistência à fratura e característica da fratura de dentes tratados endodonticamente. Enquanto Lovdahl e Nicholls (1977) encontraram que materiais de preenchimento com valores de módulo de elasticidade mais baixos (amálgama e compósito) exigiram valores médios de carga de fratura maiores do que os materiais com módulo de elasticidade mais altos (ligas fundidas), Sirimai, Riis e Morgano (1999) encontraram o oposto - os materiais de preenchimento feitos à base de ligas metálicas fundidas mostravam maiores valores médios de carga para a fratura.

A explicação que os materiais de preenchimento com baixo módulo de elasticidade não devem ser utilizados devido ao fato que esses materiais permitem uma rotação da coroa quando o ponto de apoio ou fulcro localiza-se na margem vestibular é justificada por Vasconcelos (1998). Uma concentração de tensões ocorreria na margem palatina, podendo causar um defeito entre a coroa e a superfície da raiz, levando à desintegração do cimento e à infiltração marginal. Entretanto, Pilo et al. (2002) defendem a utilização do compósito como material de preenchimento do núcleo, uma vez que, em seu estudo *in vitro* com raízes, todas as fraturas que aconteceram com o compósito foram passíveis de reparo, enquanto que as fraturas com outros materiais de preenchimento não foram passíveis de reparo. Esta colocação é suportada por Peroz et al. (2005), que afirmam que pinos/ núcleos diretos devem utilizar os compósitos como material de núcleo, independente do material do pino, pois apresentam os menores índices de defeitos e falhas e a melhor resistência à fratura.

2.5. CIMENTOS ODONTOLÓGICOS

As propriedades físicas e biológicas dos cimentos odontológicos são de significativa relevância para o sucesso das restaurações do tipo pino-núcleo. A variedade de cimentos disponíveis possibilita a escolha pelo material que melhor se adapta à condição clínica específica. Estudos têm mostrado resultados contraditórios quanto ao tipo de cimento mais indicado para cada situação, e a cimentação de pinos às paredes do canal radicular constitui-se em uma situação particular de grande desafio para o clínico. A transferência de carga do pino para a estrutura da dentina difere de acordo com os diferentes cimentos usados, confirmando a ocorrência de uma redistribuição dos estresses por toda a raiz e o seu papel na atenuação de regiões específicas de altas concentrações de estresse, especialmente na interface pino-dentina (LANZA et al., 2005).

De acordo com Li et al. (2006), o cimento utilizado na cimentação do pino com módulo de elasticidade similar ao da dentina é capaz de reforçar a raiz enfraquecida e reduzir o estresse na dentina. Para tal, os autores modelaram tridimensionalmente no software Ansys[®] um incisivo central superior tratado endodonticamente com o canal supostamente alargado e restaurado com pino de liga de titânio em combinação com diferentes cimentos. Os modelos foram submetidos a uma carga oblíqua de 100 N em um ângulo de 45° em relação ao seu longo eixo. As raízes com o canal ampliado pela técnica endodôntica ou pela própria desobturação do canal durante o preparo para o pino poderiam ser reforçadas com a utilização de um cimento com módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, reduzindo a concentração de estresse no interior da raiz. Quanto maior o módulo de elasticidade do cimento, menor a concentração de tensões na dentina e maior no interior da camada de cimento. Lanza et al. (2005) observaram que os estresses máximos equivalentes ocorreram no lado vestibular da camada de cimento de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente e restaurados com diferentes tipos de pino. O uso de um cimento resultou em uma distribuição uniforme do estresse por toda a superfície externa da raiz e não foram encontradas diferenças nas medidas de tensão entre os diferentes meios de cimentação para os dentes

restaurados com pino de fibra de vidro. Os autores concluíram que quanto mais flexíveis forem os pinos, menos relevante é a rigidez da camada do agente cimentante. Embora os estresses gerados alcançassem valores diferentes com as diferentes modalidades restauradoras analisadas, nenhum dos valores absolutos alcançou os valores limites de falha dos materiais; entretanto, esses valores diferem significativamente na condução de diferentes habilidades dos sistemas restauradores para sustentar a carga de fadiga. Asmussen, Peutzfeldt e Sahafi (2005) observaram com o Método dos Elementos Finitos uma redução das tensões na dentina utilizando cimentos adesivos quando comparado ao cimento de fosfato de zinco. Os resultados mostraram que os estresses máximos de corte localizaram-se na interface pino-cimento-dentina, corroborando os resultados de Lanza et al. (2005), e que os pinos cimentados com cimento de fosfato de zinco poderiam apresentar perda de retenção num limiar mais baixo de tensões que variam de 5 a 25 MPa, enquanto que pinos cimentados adesivamente suportariam tensões na ordem de 15 a 30 MPa.

2.6 MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

As inovações no campo do cuidado com a saúde humana surgidas em outras áreas do conhecimento contribuíram significativamente para o grande progresso científico e tecnológico obtido pela Odontologia nas últimas décadas. A aplicação da Física tem desempenhado um papel essencial em avanços nessa área. Uma alternativa cada vez mais viável, dados os avanços da informática, está centrada nos métodos numéricos de computação que, aplicados a um problema e valendo-se de equacionamento teórico similar, produzem resultados confiáveis (ROCHA, 2000).

Atualmente o MEF é uma ferramenta extremamente sofisticada para a solução de problemas da engenharia e é amplamente utilizado e aceito em diversos setores da indústria. Sua aplicação abrange as engenharias automobilística, aeroespacial, civil, elétrica, hidráulica, mecânica e nuclear (FAGAN, 1992). Seu desenvolvimento não tem sido equiparado por nenhum outro procedimento de análise numérica, e este método tem tornado muitas outras técnicas de análises numéricas e métodos de testes experimentais

redundantes (ROCHA, 2000). Baseando-se na confiabilidade, as ciências biomédicas importaram da engenharia a utilização do MEF a fim de analisar o estresse sobre os tecidos ósseo, dentário e cardíaco.

O método possui duas características especiais: os elementos finitos e as funções de interpolação. Os elementos finitos são subdivisões do modelo, pequenas o suficiente para tornar viáveis as abordagens analíticas em cada um desses elementos e na combinação dos seus efeitos. Esses elementos são montados, formando uma estrutura de forma determinada e logo em seguida são interconectados por seus pontos nodais ou nós, que são os pontos de união entre os elementos. Quanto maior a quantidade de elementos e nós para um determinado modelo que o programa puder proporcionar, maior a confiabilidade deste (AYKUL; TOPARLI; DALKIZ, 2002). As funções de interpolação permitem, uma vez determinados os deslocamentos em cada ponto nodal, interpolar deslocamentos e calcular deformações e tensões em qualquer ponto da estrutura. As informações essenciais requeridas para o estudo de uma estrutura através dos elementos finitos são: criação da geometria da estrutura, fixação do modelo, aplicação das cargas e as propriedades dos materiais a serem utilizados (ROCHA, 2000).

As propriedades dos materiais necessárias para que o programa possa resolver o sistema de equações são, segundo Beer e Johnston (1999):

- a) Módulo de Elasticidade “E” ou Módulo de Young: é definido como a relação existente entre o esforço específico e a elongação específica (unitária). Este valor é obtido geralmente mediante um ensaio físico de tração ou compressão. Também pode ser definido basicamente como o grau de elasticidade de um material, ou seja, quando o módulo de elasticidade de um material for grande para uma força aplicada, a deformação linear do material será pequena.
- b) Coeficiente de Poisson “ ν ”: é definido como a relação existente entre o sentido da aplicação de uma carga sobre um corpo e sua deformação no sentido contrário, isto é, quando se produz uma força

ao longo do eixo x de um material, produz-se também uma deformação nos eixos x e y .

O método dos elementos finitos pode ser descrito da seguinte forma, para um dado caso de uma estrutura real:

- a) Modelagem Geométrica: cria-se um modelo matemático (geométrico) do objeto em estudo. Normalmente, isto é realizado em um programa de computador capaz de reproduzir um modelo matemático da estrutura mecânica em consideração.
- b) Modelagem por Elementos Finitos: subdivide-se o modelo geométrico em elementos, interconectados por seus pontos nodais ou nós, os quais se encontram no sistema de coordenadas x , y e z . O conjunto resultante é chamado de malha. É necessária também a designação das propriedades dos materiais representados pela malha.
- c) Definição do ambiente: durante esta fase, são conferidas ao modelo matemático as condições de fixação e carregamento, que simularão o modelo físico real.
- d) Análise: calculam-se os resultados (deslocamentos, tensões e deformações), ou seja, as respostas do modelo às solicitações de maneira elástica, dinâmica ou térmica.
- e) Verificação dos resultados: apresentação dos resultados em forma gráfica ou tabelas.

A análise por elementos finitos pode ser sintetizada em três passos: pré-processamento, processamento propriamente dito e pós-processamento.

No pré-processamento, modela-se a estrutura a ser analisada, informando-se características físicas dos materiais envolvidos. As estruturas são divididas em elementos e nós para que, posteriormente, possam ser aplicadas as condições de fixação e carregamento. No módulo de processamento propriamente dito, há o desenvolvimento de um algoritmo para uma solução de máxima precisão, velocidade e confiança. Finalmente, no pós-

processamento tem-se uma perfeita visualização dos resultados, apresentando ferramentas para procurar mostrar e conseguir novos cálculos através dos resultados obtidos na análise. Uma análise descritiva é feita, e os pontos onde ocorrem as maiores concentrações de tensões são, provavelmente, as regiões onde há o maior risco de fratura na estrutura. Alguns autores (HUYSMANS; VAN DER VARST, 1993, ESKITASCIOGLU; BELLI; KALKAN, 2002, BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006) sugerem a validação do método através de um estudo nos mesmos moldes *in vitro* ou até mesmo *in vivo* para efeitos de comparação.

2.6.1 Meios de Obtenção de Imagem Tridimensionais

A utilização do Método dos Elementos Finitos para a análise da distribuição do estresse em modelos tridimensionais requer, em primeira ordem, a obtenção da imagem tridimensional do sólido em estudo, uma vez que modelos bidimensionais eram utilizados no passado (YANG et al., 2001, ESKITASCIOGLU; BELLI; KALKAN, 2002, PROOS et al., 2002) e os resultados das análises de tensões revelavam-se pouco confiáveis, não permitindo o correto acesso à distribuição espacial de estresses e deformações que afetam um sistema restaurador (SORRENTINO et al., 2006). O aperfeiçoamento dos programas de imagens e do próprio MEF fez com que surgisse a necessidade da utilização de modelos tridimensionais, com dimensões muito mais próximas da estrutura real nos eixos x , y e z , para a obtenção de resultados mais realistas e com maior credibilidade. Técnicas cada vez mais precisas têm sido utilizadas para tal, como a digitalização a laser (LANZA et al., 2005, SORRENTINO et al., 2006, ZARONE et al., 2006), fotografias digitais de secções do sólido montadas em um estereomicroscópio (BOSCHIAN PEST et al., 2006), além da tecnologia CAD/CAM (BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006).

Coward et al. (2005, 2006) compararam a utilização de ressonância magnética, tomografia computadorizada e digitalização a laser para o modelamento da imagem a partir de sólidos. Num primeiro estudo, um cubo plástico serviu como sólido padrão, e suas medidas foram verificadas diretamente e na imagem do computador através de dados capturados

digitalmente pelos três métodos. A digitalização a laser revelou uma pequena vantagem, fornecendo uma imagem com dimensões ligeiramente mais precisas. Os autores concluíram que os três métodos resultaram em imagens reconstruídas que possuem medidas dimensionais similares às daquelas da fonte original, não mostrando diferenças estatisticamente significantes entre elas. Esses resultados foram certificados em um estudo posterior, onde os mesmos pesquisadores utilizaram orelhas naturais e modelos de orelhas para fazer as mensurações. Ainda, consideram estes três métodos apropriados para a fabricação de modelos tridimensionais que podem ser utilizados na fabricação de próteses craniofaciais.

2.6.2 Aplicação do MEF na Análise de Tensões de Dentes Tratados Endodonticamente

Os estudos com o Método dos Elementos Finitos mostram que a colocação de um pino no interior da raiz de um dente tratado endodonticamente reduz a concentração de estresse na dentina (DAVY; DILLEY; KREJCI, 1981, YANG et al., 2001, PIERRISNARD et al., 2002, McANDREW; JACOBSEN, 2002; PEREZ et al., 2005). Para Davy, Dilley e Krejci (1981), o próprio pino absorveria as tensões no seu interior não as transmitindo para a dentina, o que pode ser considerado uma vantagem quando comparado a um dente com tratamento endodôntico e sem pino. Cailleateau, Rieger e Akin (1992) lembram, todavia, que a colocação de um retentor intra-radicular não estaria recomendada em todos os casos em que um dente tratado endodonticamente seja submetido à restauração, especialmente nos dentes que possuam estrutura suficiente para receber uma simples restauração. A decisão pela colocação ou não de um retentor no interior da raiz vai depender basicamente do remanescente dentário. Ho et al. (1994) afirmam que a colocação de um retentor intra-radicular não traz vantagem no que diz respeito a reforço da estrutura remanescente, quando a estrutura coronária for preservada e o preparo do canal for o mais conservador possível. Muitas vezes, uma simples restauração sem pino é o suficiente para devolver forma e função para o dente sem aumentar seu risco de fratura.

O módulo de elasticidade dos materiais do pino/núcleo afeta o padrão de distribuição de estresse na dentina, e os estudos com o método dos elementos finitos mostram resultados bastante controversos. Enquanto alguns autores contra-indicam a utilização de pino/núcleo metálico fundido em ouro (PEGORETTI et al., 2002) porque alegam que produz uma maior concentração de estresse na interface pino-dentina, outros (AYKUL; TOPARLI; DALKIZ, 2002) indicam sua utilização por mostrar os menores valores de estresse na dentina, na interface dentina-metal e na interface metal-porcelana. Toparli (2003) encontrou que a combinação de ligas para o pino/ núcleo que mostrou os menores valores de estresse na dentina foi a de Ti/Ni-Cr, ao passo que os maiores valores de estresse foram obtidos quando do teste da combinação Ti/Ti para o pino/núcleo e para a coroa metalocerâmica. Chen et al. (2004) puderam observar que os maiores aumentos de distribuição de estresse na dentina foram observados com um pino de Ni-Cr, ao passo que quando um pino de compósito reforçado por fibra de polietileno foi testado, a distribuição de estresse não variou significativamente, o que levou os autores a indicarem a escolha desse material para a confecção de um retentor intra-radicular. O pino de fibra de vidro parece ser uma excelente opção na restauração de dentes tratados endodonticamente, devido seu módulo de elasticidade ser semelhante ao da dentina e ocasionar uma menor concentração de estresse no interior da raiz dentária (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; SAHAFI, 2005, LANZA et al., 2005, BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006, NAKAMURA et al., 2006).

A discussão sobre qual o formato mais indicado do pino ainda gera muita polêmica. Alguns autores recomendam a utilização de pinos com formato cilíndrico, de paredes paralelas e com o maior comprimento possível, pois esses apresentam melhor retenção (TEIXEIRA et al., 2006) e parecem distribuir melhor as tensões sobre a raiz, ao passo que os pinos com formato cônico criam um efeito de cunha que pode levá-la à fratura (DAVY; DILLEY; KREJCI, 1981, ROCHA, 2000, ASMUSSEN; PEUTZFELDT; SAHAFI, 2005, PEROZ et al., 2005, NAKAMURA et al. 2006). Nakamura et al. (2006) encontraram menores concentrações de estresse com pino de fibra longo e estreito. A colocação de um pino reduz a concentração de estresse na região cervical de dentes com canal alargado; todavia, pinos curtos e largos tendem a

um comportamento contrário - eles aumentam a concentração de estresse nesta região. Pinos que ultrapassam os 2/3 do comprimento da raiz não reduzem o estresse cervical, mas tendem a aumentar o estresse na região apical (PEROZ et al. 2005). Yang et al. (2001) e Torbjorner e Fransson (2004) afirmam que o desenho do pino não é o fator principal na concentração máxima de estresse, e sim a direção da carga funcional. Os autores lembram que uma oclusão ideal deva ser obtida após a restauração do dente para evitar as forças não-axiais. Peroz et al. (2005) complementam que o efeito férula ou abraçamento também é mais importante do que o desenho do pino na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Ainda, os autores contra-indicam a utilização de pinos em forma de parafuso (rosqueados), pois uma maior incidência de fraturas radiculares reduz significativamente sua taxa de sobrevivência.

Utilizando o método dos elementos finitos em modelos bidimensionais, Vasconcellos (1998) analisou o comportamento de duas próteses fixas de três elementos, suportadas por um pré-molar e um molar inferior com os canais tratados endodonticamente, comparando um modelo com retentores intra-radulares fundidos e outro com retentores intra-radulares pré-fabricados e núcleo de preenchimento em resina composta. Os resultados mostraram que, devido ao movimento de deflexão da prótese parcial fixa, tensões se concentram na região disto-cervical do pré-molar, sendo maiores nos modelos com pinos pré-fabricados e núcleo de preenchimento, e que, neste modelo, concentra-se maiores tensões sobre os retentores intra-radulares, provavelmente pelo menor módulo de elasticidade da resina composta quando comparada com o ouro do núcleo fundido.

No estudo de Eskitacioglu, Belli e Kalkan (2002), não foi possível observar diferença estatisticamente significativa entre os pinos metálicos fundidos e pinos laminados de fibra de compósito com o método convencional de teste de força de fratura. A análise de elementos finitos mostrou que o estresse ficou acumulado dentro do pino fundido e a transmissão de estresse aos tecidos de suporte e ao dente foi baixa. Isso pode ser considerado uma vantagem para a estrutura do dente e os tecidos de suporte, mas uma

desvantagem para o terço apical da raiz e a região coronal. O contrário foi encontrado com o pino de fibra de compósito, que transmitiu os estresses ao dente e estruturas de suporte e não teve estresse acumulado em seu interior, além de ter ocasionado um acúmulo de estresse em torno da região cervical do dente e dos tecidos de suporte de praticamente o dobro quando comparado ao pino metálico fundido. Baseado nos resultados obtidos pelo método dos elementos finitos, os autores indicam a utilização do pino metálico fundido em detrimento ao pino de fibra.

De acordo com Lanza et al. (2005), os sistemas de pinos mais rígidos parecem trabalhar contra a função natural do dente. Zonas de tensão e de corte seriam criadas na dentina e nas interfaces do agente cimentante e do pino. Ainda, os autores colocam que a influência da elasticidade da camada de agente cimentante na redistribuição do estresse é menos relevante à medida que a rigidez do pino diminui. Para chegar a essas conclusões, os pesquisadores estudaram com o Método dos Elementos Finitos o comportamento de três diferentes materiais de pino (aço inoxidável, fibra de carbono e fibra de vidro) e dois agentes cimentantes (cimento resinoso e cimento de fosfato de zinco) em um incisivo central superior tratado endodonticamente e restaurado com coroa de ouro. O dente foi submetido à uma carga estática de 10 N em um ângulo de 125° em relação ao seu eixo longitudinal, sobre a superfície palatina. O pino menos rígido (fibra de vidro) mostrou as menores concentrações de estresse na dentina.

Asmussen, Peutzfeldt e Sahafi (2005) analisaram a distribuição de estresse em um dente tratado endodonticamente frente a variações de material, diâmetro, desenho e comprimento do pino, além da variação no agente cimentante. Uma carga de 100 N foi aplicada sob um ângulo de 45° em um modelo tridimensional axi-simétrico. Quanto ao material do pino, os menores valores de estresse concentrados na dentina foram mostrados pelo pino de zircônia, Ainda, o estresse foi maior com o pino afilado do que com o pino de lados paralelos. Além disso, um maior diâmetro e comprimento do pino mostraram valores de estresse reduzidos.

Toksavul et al. (2006) avaliaram a distribuição de estresse em sete modelos tridimensionais de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente e restaurados com diferentes sistemas de pino-núcleo e coroa cerâmica. Cada modelo recebeu uma carga oclusal oblíqua simulada de 100 N em 45°. As concentrações de estresse na dentina criadas por dois diferentes sistemas de pinos cerâmicos de zircônia foram aproximadamente as mesmas. Os sistemas de pinos de cerâmica zircônia criaram uma concentração de estresse ligeiramente menor na dentina dos que os pinos de fibra de vidro e os pinos de titânio.

Sistemas de pinos que possuem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina e do núcleo possuem um comportamento biomecânico melhor. Barjau-Escribano et al. (2006) compararam o comportamento de dentes incisivos centrais superiores tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de vidro e pino de aço inoxidável, pelos testes convencionais de fratura e pelo Método dos Elementos Finitos. Para os dentes restaurados com pinos de aço inoxidável, uma carga de fratura significativamente menor foi encontrada, quando comparada com os dentes restaurados com pinos de fibra de vidro (520 N versus 803 N). A análise de estresse confirmou o desempenho mecânico inferior nos dentes restaurados usando pinos de aço inoxidável, com uma alta concentração de estresse devido à significativa diferença entre o módulo de elasticidade do aço e os materiais circunvizinhos. Sorrentino et al. (2006), analisando pelo método dos elementos finitos dezoito modelos tridimensionais de incisivos centrais superiores tratados endodonticamente e restaurados com diferentes materiais de pino-núcleo que em todos os modelos os valores de estresse no terço médio da face vestibular da superfície da raiz foram ao seu máximo. Ao contrário, os valores mínimos foram notados ao nível da porção apical do pino e do ápice da raiz. Os estresses máximos foram evidenciados ao nível da junção cimento-esmalte tanto nos aspectos vestibular e lingual do cimento e dentina radicular. O estresse decresceu progressivamente da parte externa para a parte interna da raiz e a partir da junção cimento-esmalte para a margem incisal da coroa da mesma forma.

A fratura radicular é uma das mais sérias complicações que seguem a restauração de um dente tratado endodonticamente, e seu acontecimento está associado tanto aos dentes posteriores quanto aos dentes anteriores. Mesmo que algumas destas fraturas pudessem ser relacionadas à concentração de forças associada com a restauração com pinos, a carga de fadiga pode ser considerada como uma causa adicional de fratura radicular. A força estática de fratura de um dente anterior endodonticamente tratado intacto não é afetada ou até mesmo reduz com a colocação do pino (LANZA et al., 2005). A possibilidade de recuperação de uma raiz fraturada é remota e invariavelmente a exodontia apresenta-se como uma alternativa de solução. Diversas pesquisas têm sido realizadas com o intuito de estudar os métodos restauradores mais apropriados para estes dentes, devido às alterações sofridas em seu comportamento mecânico após a desvitalização. A literatura apresenta alguma disparidade dos resultados considerando como o material do pino afeta o desempenho de dentes restaurados. Alguns autores alegam que os pinos metálicos apresentam um desempenho melhor do que os pinos de fibra (ESKITASCIOLU; BELLI; KALKAN, 2002, MACCARI et al., 2007); outros, no entanto, colocam o oposto (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; SAHAFI, 2005, LANZA et al., 2005, BARJAU-ESCRIBANO et al., 2006). Porém, alguns conceitos parecem ser unânimes, como a necessidade de máxima preservação da estrutura dental na ocasião da preparação do conduto para receber o pino/núcleo, além da necessidade da existência de uma quantidade de no mínimo 2 mm de altura de dentina coronária para proporcionar uma melhor distribuição de tensões e aumento da resistência à fratura do dente.



3. OBJETIVO

3 OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi analisar descritivamente, através do Método dos Elementos Finitos Tridimensionais, a distribuição de tensões de Von Mises sobre um incisivo central superior hígido, restaurado com pino-núcleo fundido em liga de ouro e restaurado com pino de fibra de vidro e resina composta, sendo um com o canal preparado em dimensões ideais e outro com o canal preparado com dimensões aumentadas.



4. ARTIGO CIENTÍFICO

Este artigo foi formatado de acordo com as instruções para autores do periódico *The International Journal of Prosthodontics* (Qualis A Internacional/ CAPES 2006), que está indexado ao *Medline*.

3-D Finite Element Analysis of post-and-core materials and root canal flarening on stress distribution of endodontically treated teeth

Luis André Mezzomo, DDS^a/ Leandro Corso, Eng^b/ Rogério José Marczak, Eng, PhD^c/ Elken Gomes Rivaldo, DDS, PhD^d

^a MSc Student, Department of Prosthodontics, Pos-Graduating Program in Dentistry, Faculty of Dentistry, Lutheran University of Brazil, Canoas, Brazil. Phone: +55 51 32079866/ Fax: +55 51 32321066/ E-mail: lmezzomo@hotmail.com

^b MSc Student, Applied Mechanical Group, Mechanical Engineering Department, Engineering School, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil.

^c Associate Professor, Applied Mechanical Group, Mechanical Engineering Department, Engineering School, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil.

^d Associate Professor, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Lutheran University of Brazil, Canoas, Brazil.

Purpose: The aim of this study was to compare by means of 3D FEA the tensile distribution on an endodontically treated tooth restored with two post and core systems and with different root canal configurations.

Materials and Methods: A 3D FE model of a laser-digitalized maxillary central incisor is presented. Internal morphology data and mechanical properties of the materials were added to the software from the literature. Four models were created: sound tooth (1), gold alloy cast post and core restored tooth (2) and two teeth restored with glass fiber post and composite core, one with normal (3) and other with flared root canal (4). A static load of 100 N was applied in the middle of palatal

surface in a 45° angle and stress distribution pattern was analysed through Ansys® software. **Results:** With the insertion of posts with thin cement layer (models 2 and 3), stress concentrations of radicular dentin decreased and of interface post-cement-dentin increased. These models exhibited great stress peak values in the incisal margin of gold alloy core (189 MPa) and in the cement layer (47 MPa), respectively. In model 4, stress peak value was in porcelain crown (46,2 MPa), and there was no stress concentration inside cement layer. **Conclusion:** Within the limitations of this study, it is suggested that the use of posts and cements with mechanical properties similar to those of dentine, increasing cement layer thickness as seen in model 4, exhibits mechanical behavior similar to the physiological behavior of sound tooth. **Key-Words:** endodontically treated tooth; finite element analysis; post and core technique; endodontic restorations; multiaxial stress.

Introduction

Endodontic treatment allows the tooth to be kept once it is devitalized, although its mechanical properties are altered¹ due to extensive structural defects resulting from caries, cavity access and excessive removal of radicular dentin during the instrumentation of the root canal^{2,3}. Dentin dehydration makes teeth up to 69% less fracture resistant⁴, and internal root stress can cause a sequel like root fracture caused by undetectable functional loadings⁵.

Remaining tooth structure appears to be a key factor in the use of post-and-core restorations^{3,6}. Many of endodontically treated teeth planned for restoration require post-and-core systems for retention purposes^{1,5}, and these systems have proven not to reinforce the endodontically treated tooth; instead, they can weaken it^{1,7,8}, contradicting what was thought to be true previously^{9,10}. It is believed that when an endodontically treated tooth is subjected to

occlusal loads, stress was mostly concentrated at the cervical area¹¹, and the placement of posts reduced stress in this area^{3,6,12}.

The reinforcement of endodontically treated teeth can be obtained with a device known as ferrule. It has been defined as a circumferential area of axial dentin superior to the shoulder and is suggested on the final preparation of a tooth because reduces the posts' wedge effect on the root walls and allows a redistribution and dissipation of occlusal forces¹³. A 2 mm ferrule has been shown to be more efficient on the fracture resistance of the endodontically treated teeth than post material or design^{8,14,15} and luting agent used¹⁶. Another resource employed to reinforce these teeth is the use of materials with mechanical properties similar to those of dentine. A particular situation involving teeth with this necessity makes reference to the restoration of endodontically treated teeth with flared root canal and thin walls near the cervical region. Some clinicians have been reported favorable clinical results with resin reinforcement in structurally weakened teeth. To avoid the extraction of weakened roots, filling of the radicular defects with adhesive materials has been suggested^{6,17,18}.

Some disparity of results concerning how the post material affects the fracture resistance of restored teeth has been observed in the literature. Some studies claim that metallic posts perform better than fiber posts^{8,19,20}, but restorative materials which are more rigid are more stress resistant and transfer a large part of the burden onto less rigid structures like dentin; others, however, state that the nonmetallic prefabricated posts have a best performance²¹⁻²³. Because of this, clinicians are opting ever more frequently for materials which have an elastic modulus similar to that of dentin, in detriment to metallic posts^{24,25}. Their conservative property due to the non-necessary deep insertion in the root canal due to the adhesive luting is one reason to their rising use⁴. Furthermore, post design seems to exert a great influence in the mechanical behavior of the tooth and cylindrical posts perform a best stress distribution while tapered posts can create a wedge effect in the apical third of the root^{12,18}.

The finite element method has a great advantage in relation to the photoelastic analysis – the stress distribution can be expressed numerically on the state of single components of the sample (post, cement, dentin, enamel, etc.), and not visually only^{1,4}. This study compared the stress distribution of tridimensional finite element models of a sound (control) and endodontically treated maxillary central incisors that received a crown ferrule preparation and were restored with ceramic crown, gold alloy post-and-core or glass fiber posts and composite cores, with and without flared root canal.

Materials and Methods

Two different post systems, including two different core materials, were applied to a maxillary central incisor with ferrule and with or without flared root canal. Models analysed in this study are described in Figure 1.

Solid and FE models preparation

A sound maxillary central incisor with the most approximated dimensions to those described in the literature²⁶ was chosen among a group of teeth extracted for periodontal or prosthetic reasons. Three pinballs were adapted to the tooth to obtain the external shape by laser-based 3D digitizing (Digimill 3D, Tecnodrill[®], Novo Hamburgo, Brazil) in three planes and to supply to the software the distances references. A “.TXT” file format was generated with the x, y and z coordinates of each digitalized point. The file was opened in the software Geomagic[®] v. 7.0 (Raindrop, Research Triangle Park, USA), where a cloud of points with 0.07 mm between each point was obtained. A previous cleaning of the image was performed and the tridimensional image of the tooth was mounted joining the three balls. A second and definitive cleaning and a

treatment of the cloud of points with the software's tools were performed and a ".STL" file format was generated. At this point, only the external shape of the tooth was available. A ".IGES" file format was exported to the Rhinoceros® v. 3.0 software (McNeel and Associates, Seattle, USA), where the literature data²⁶ were used to generate a solid model for each one of the structures: dentine, pulp, enamel, root canal, cortical bone, cancellous bone and periodontal ligament.

Due to the comparative aim of the structural evaluations, the post and core systems had the arbitrary geometry described in Table 1. The glass fiber post had an additional 1.0 mm in relation to gold alloy post length for core retention purposes. A 5.0 mm gutta percha was kept in models with endodontic treatment to preserve apical seal, and ceramic crown had the same dimensions of enamel (2.0 mm thickness at incisal region, 1.5 mm thickness at buccal and palatal aspects of cervical region). The core in models just above the ferrule in the endodontically treated teeth had the same dimensions of the sound tooth's model coronal dentin. The average thickness of the periodontal ligament, cortical bone around the root and cortical bone covering the cancellous bone were 0.175 mm, 0.3 mm and 2 mm, respectively. Cement layer in models 2 and 3 with an average thickness of 0.4 mm was considered in this study, due to its important mechanical properties¹⁷. All models of endodontically treated teeth also contained 2 mm circumferential ferrules and 1 mm shoulder margins. Many studies^{2,10,16} reported that the ferrule effect is more important than post material or design^{6,10,14} and than luting agent used¹⁶ in the fracture resistance and stress distribution of endodontically treated teeth.

In model 4, a simulated flare of the root canal was performed. In order to turn the root weaker, the canal was extended in an angle of 1° from its most apical point just above gutta percha until the most incisal point of the ferrule. Thus, the root canal diameter increased progressively from the apical to the cervical third of the tooth, preserving the 1-mm thickness of dentinal walls around root canal recommended in the literature⁶. The dentinal volume of model 3

was 268,69 mm³, while model 4 had a volume of 246,43 mm³, resulting in a dentinal volume reduction of 8,28%.

Stress Analysis

The FEM model was obtained by importing the solid models into ANSYS® v. 10.0 FEM software (Ansys Inc., Houston, USA) using '.IGES' file format. The models were mounted in a tissue support block containing periodontal ligament, cancellous bone and cortical bone at level of 2 mm apical to CEJ and the contacts between the solids were established. Solid tetrahedral elements were used for the mesh, and ideal adherence was assumed between adjacent components; that is, nodes from adjacent elements belonging to different components were shared to ensure continuity.

Mechanical properties of the different components of the model were obtained from the literature^{5,19,23,27,28} and are listed in Table 2. For purposes of simplification, materials were considered homogeneous, isotropic and linearly elastic, except the glass fiber post which was considered orthotropic, with different properties on fiber in parallel and perpendicular directions¹¹. Fibers were aligned to the post on the longitudinal axis. E_x , E_y and E_z represent the elastic moduli along the three dimensional directions while ν_{xy} , ν_{xz} and ν_{yz} and G_{xy} , G_{xz} and G_{yz} are the Poisson's ratios and the shear moduli in the orthogonal planes (xy, xz and yz), respectively. Glass fiber post properties are listed in Table 3.

Fixation condition was determined to the cancellous bone and lateral part of cortical bone. The software generated a Model 1 with 23.196 elements and 30.895 nodes, a Model 2 with 30.478 elements and 39.284 nodes, a Model 3 with 33.628 elements and 42.485 nodes and a Model 4 with 33.226 elements and 42.026 nodes. An arbitrary static masticatory load of 100 N was applied at 45° two millimeters 2 mm below the incisal edge of the palatal surface of the

modeled crown (Figure 2). The 100 N load was determined from the current literature^{3,21} establishing the normal chewing force as one third of the maximum biting force³. In order to analyze stress location and distribution, the tooth was isolated from the support tissue block.

Results

The Von Mises stresses, which were estimated by using the model for each point of the central longitudinal section of the restored tooth, are represented in Figure 3 and use a color scale (warmer colors represent higher stresses). The model predicted significantly different stress distributions patterns for both post systems.

In Model 1 (control), the maximum stresses were evidenced at coronal third of buccal (23,2 MPa) and palatal aspects of radicular dentin. The stress peak value of the model (24,5 MPa) occurred on palatal aspect of enamel at level of the cemento-enamel junction.

In Model 2, maximum stresses of the radicular portion were evidenced in the two coronal thirds of root on buccal and palatal aspects of post and interface post-cement-dentine (34,2 MPa). The stress peak value of the model (189 MPa) occurred in the incisal edge of the core. There was a decreasing of stress on root dentin (peak = 19,2 MPa) in relation to model 1.

In Model 3, the maximum stresses were evidenced at cement layer around the post in the coronal third of root and on buccal (peak = 47 MPa) and palatal aspects of root canal. A relative increasing of stress was observed in the buccal and palatal aspects of coronal third of radicular dentin (21,18 MPa) in relation to model 2, but the stress concentration in this region was lower than in model 1.

In Model 4, a little increasing of stress on radicular dentin was observed in relation to models 2 and 3, as well as the stress concentration was slightly lower than in model 1. The stress peak value of the model occurred in the porcelain crown (46,2 MPa) and of the radicular portion

of the model in the buccal aspect of the coronal third of the root (22,2 MPa). Stress concentration was significantly low within the post and the core in models 3 and 4, and within cement layer in model 4.

In all models, stress progressively decreased from the outer to the inner part of the root and from cervical third of root dentin to the apical region and incisal margin of tooth crown as well. A medium (models 1, 3 and 4) and medium-to-high (model 2) stress concentration was observed on palatal aspect of enamel or porcelain crown just under the load application point.

Discussion

In this study the 3D FEA was used to analyze the stress distribution pattern of maxillary central incisors endodontically treated and restored with ceramic crown and two post and core systems. Under a simulated masticatory load, sound tooth showed a concentration of Von Mises equivalent stress in the buccal and palatal aspects of coronal third of radicular dentin, with the peak occurring at level of cemento-enamel junction, while endodontically treated and dowel restored teeth exhibited a slight decreasing of stress concentration in that point. Post insertion as well as cement layer was of utmost importance in the stress distribution pattern of endodontically treated teeth, and these factors seem to have contributed to the lower stress peak values in the radicular dentin. This parallels the experiences reported by other studies^{3,9,28}.

Some studies report that when a post is inserted into root canal, some of its force is directed along the post length and it may assist in protecting the remaining tooth structures, decreasing the Von Mises equivalent stresses in dentin^{3,12}. The decrease of stress concentration on root dentin in comparison to sound tooth was better observed in this study with the gold alloy post and core system. Little information is available in the literature concerning the mechanical behavior of gold alloy as a material of post and core system. In one study³¹, gold alloy was used

as post and core material and stress reduction on radicular dentin was low. Other study²⁹ suggested that this alloy is a good material when employed in the porcelain-fused to metal crowns because of smaller stress values showed in dentin. On the other hand, there are many studies regarding the best mechanical behavior of glass fiber posts in the literature^{1,3,21-25,30}. Toksavul et al (2006) state that glass fiber post system may demonstrate deformations under simulated masticatory loading that could result in greater stress concentration in dentin thus probably leading to fracture. It contradicts our findings, once glass fiber post deformed together with the root, probably reducing the risk of fracture.

However, the small reduction of stress concentration on radicular dentin observed in the models of endodontically treated and post-restored teeth was insignificant near the tensile zones created in the interfaces of the restorative system. Stress concentration occurs where a non-homogeneous material distribution is present, such as the interface regions, but it must not to be the only factor to be considered concerning the risk of failure. The interfaces of materials with different modulus of elasticity represent the weak point of a restorative system, as the toughness/stiffness mismatch influences the stress distribution²⁸. The stress concentration at post-cement-dentin interfaces in model 2 and 3 could be explained considering the higher elastic modulus of the posts compared with the lower elastic modulus of dentin. The post increases the rigidity of the root and reduces its deformability, and the lower dentin deformation determines a decrease in physiological stress concentration²⁸. The concept of failure includes root fracture and/or decementation of the post, and the high stress concentration occurred in the interface post-cement-dentin in models 2 and 3 could predict them to a previous failure.

The stress peak values offer great risks to the restorative unit and are related to the area of the structures and to the modulus of elasticity of the materials. Tensions are calculated in one point dividing the force by the area, and the thin cement layer in models 2 and 3 contributed to the greater stress peak values inside the interfaces post-cement-dentin. The smaller the area of

the cement layer, the greater is the stress concentration inside it and the smaller is the stress concentration in dentin. The option for materials with mechanical properties similar to that of dentine is favorable to the success of the restoration of endodontically treated teeth²⁸. This 3D FEA demonstrated that gold alloy post and core system was loaded more frequently and resisted bending forces more than glass fiber and composite core system, consequently decreasing stresses on the dentin. Some authors^{3,31} state that the greater the modulus of elasticity of posts, the greater the decrease in dentinal stress distribution during masticatory loading, and the findings of this study corroborate those of previous studies. The stress peak value found in the incisal margin of gold alloy core could be explained based on its reduced area at that point. It was not observed with the resin cores, probably due to the different core material, once the area was the same. Wedging effect attributed to tapered posts reported in the literature^{6,12,18,21} could not be observed in this study, once the stress concentration in the apical region of the root, which was considerably low, was similar to sound tooth in both post systems.

The option for the Finite Element Method can be explained for the advantages that it offers as a research tool. The tests can be performed without the need for human materials, samples can be standardized on maximum and variables can be changed easily. A 3D model with actual dimensions was preferred for a reliable analysis due to the high irregularity of the human tooth and asymmetric distribution of its various materials. Tooth structures could not be considered as homogeneous and with linear behavior to loads. In a living organism, the response of these structures to stress is more complex, and the accuracy of a 3D FEA relies on the precision of the simulation model³. This study was conducted by considering the 3D Von Mises criteria, and the reason for selecting it, which apparently results in a tensile type normal stress, lies in the fact that brittle materials, of which the tooth is a member, fail primarily due to tensile-type normal stresses³. Because the tensile strength values of all the materials concerned are not available for comparison, the likelihood of a failure is determined by accepting the fact that a

higher Von Mises stress value is a strong indication of a greater possibility of root fracture or decementation of the post.

In this study, endodontically treated teeth without post and core restoration and ferrule were not considered. Further studies must be done considering these aspects besides varying the post diameter and cement layer thickness for comparison purposes. Tridimensional FEA is used as an initial step and *in vitro* or *in vivo* studies are necessary to validate the findings of this study.

Within the limitations of this 3D FEA study, the following conclusions can be drawn:

- Endodontic treatment and restoration with post and core and ceramic crown increase stress concentration in the post-cement-dentin interface and decrease stress concentration in root dentin, but did not affect the region where it occurs;
- gold alloy cast post and core creates the lowest equivalent Von Mises stress in the dentin of maxillary central incisors and causes a stress concentration in the post-cement-dentin interface;
- a thin cement layer tends to concentrate tensions inside it, while a thicker layer tends to transmit tensions to radicular dentin;
- tooth restored with glass fiber post and composite core system with a thicker cement layer exhibits the most similar mechanical behavior under a masticatory loading to the physiological behavior of sound tooth.

Acknowledgment

The authors gratefully acknowledge to Mr. Luiz Romani and to Mr. Ivan Holler for the availableness of the Laser Digitalizing machine.

References

1. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. F.T. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent*. 2006;31(1):47-54.
2. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2002;88(4):442-8.
3. Toksavul S, Zor M, Toman M, Gungor MA, Nergiz I, Artunc C. Stress distribution analysis in dentin of maxillary central incisors submitted to various applications of post and core. *Oper Dent*. 2006;31(1):89-96.
4. Boschian-Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil*. 2006;33(9):690-7.
5. McAndrew R, Jacobsen PH. The relationship between crown and post design on root stress – a Finite Element Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2002;10(1):9-13.
6. Peroz I, Blanckstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores – a review. *Quintessence Int*. 2005;36(9):737-46.
7. Cailleteau J, Rieger MR, Akin J. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod*. 1992;18(11):540-4.
8. Schillenburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rd Ed. Chicago: Quintessence, 1998:175.
9. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporation various dowel designs. *J Dent Res*. 1981;60(7):1301-10.
10. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1990;63(5):529-36.
11. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. A. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater* (2006), doi:10.1016/j.dental.2006.08.006
12. Yang H-S, Lang LA, Molina A, Felton D. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):558-67.
13. Tan PLB, Aquilino S, Graton D, Stanford C, Tan S, Johnson W, Dawson D. Fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent*. 2005;93(4):331-6.

14. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont.* 1999;12(1):78-82.
15. Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent.* 2004;92(2):155-62.
16. Mezzomo E, Massa F, Dalla Libera S. Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: An in vitro study. Part I. *Quintessence Int.* 2003;34:301-6.
17. Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin H, et al. 3-D Finite Element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J.* 2006;119(4):305-11.
18. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J.* 2006; 25(1):145-50.
19. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite element stress analysis). *J Endod.* 2002;28(9):629-33.
20. Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnett LH Jr, Shinkai RS. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(1):30-6.
21. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite Element Analysis in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):321-9.
22. Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont.* 2005;18(5):399-404.
23. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater.* 2005; 21:709-15.
24. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials.* 2002;23:2667-82.
25. Manocci F, Qualtrough AJE, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TR. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or fiber posts and resin composite: five-year results. *Oper Dent.* 2005;30(1):9-15.
26. Della Serra F, Ferreira F. *Anatomia Dental [in portuguese].* 3rd Ed. São Paulo: Artes Médicas, 1981: 86.
27. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Contemporaneous Fixed Prosthodontics.* 3rd Ed. São Paulo: Mosby, 2004:272-312.

28. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite element analysis. *Dent Mat.* 2006;22(11):1035-44.
29. Aykul H, Toparli M, Dalkiz M. A calculation of stress distribution in metal-porcelain crowns by using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 2002;29:381-6.
30. Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater.* 2006;22(5):477-85.
31. Ho M-H, Lee S-Y, Chen H-H, Lee M-C. Three dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1994;72(4):367-72.

Table 1 Arbitrary geometry used for the post and core systems

Solid	Type	Intra-canal Length	Conicity	Diameter
Gold Alloy Post	Tapered	10 mm	1°	1.5 mm cervical region 0.8 mm apical region
Glass Fiber Post	Parallel-sided	10 mm	0°	1.5 mm

Table 2 Mechanical properties of materials analysed in this study

Solid	Elastic moduli "E" (GPa)	Poisson's Ratio "ν"	Reference
Enamel	84.1	0.33	Zarone et al, 2006
Dentin	18.6	0.32	Zarone et al, 2006
Gold Alloy Type IV [¶]	120	0.44	Rosenstiel et al, 2004
Composite [§]	12	0.33	Lanza et al, 2005
Resin Cement [¶]	18.6	0.28	Zarone et al, 2006
Feldspathic Ceramic [†]	69	0.30	Zarone et al, 2006
Gutta Percha	0.69	0.45	McAndrew and Jacobsen, 2002
Cortical Bone	13.7	0.30	Eskitascioglu et al, 2002
Cancellous Bone	1.37	0.30	Eskitascioglu et al, 2002
Periodontal Ligament	0.069	0.45	McAndrew and Jacobsen, 2002

[¶]The "E" value makes reference to commercial trade Veritas (Degussa Ney®, USA). [§]The "E" value makes reference to commercial trade BisCore (Bisco®, USA). [¶]The "E" value makes reference to commercial trade Panavia F (Kuraray CO®, JPN). [†]The "E" value makes reference to commercial trade IPS Empress (Ivoclar Vivadent®, LIE).

Table 3 Orthotropic Properties of the Glass Fiber Post*: elastic moduli (E expressed in GPa), Poisson's ratios (ν) and shear moduli (G) (Sorrentino et al., 2006)

E_x	37
E_y	9.5
E_z	9.5
ν_{xy}	0.27
ν_{xz}	0.27
ν_{yz}	0.34
G_{xy}	3.1
G_{xz}	3.1
G_{yz}	3.5

*The "E" and "G" values make reference to the commercial trade FibreKor Post (Jeneric Pentron®, USA).

FIGURES LEGEND

Figure 1. Resume of the four models. Sound tooth (Model 1), endodontically treated tooth with a crown ferrule preparation restored with ceramic crown and gold alloy post and core system (Model 2), glass fiber post and composite core system (Model 3) and glass fiber post and composite core system with flared root canal (Model 4).

Figure 2. Fixation and loading conditions of the model. A support tissue block was considered, including cortical bone, cancellous bone and periodontal ligament. An arbitrary static masticatory loading of 100 N was applied in a 45° angle in the middle of the palatal surface of the tooth, 2 mm above the incisal margin.

Figure 3. Equivalent (Von Mises) stress in the four models.

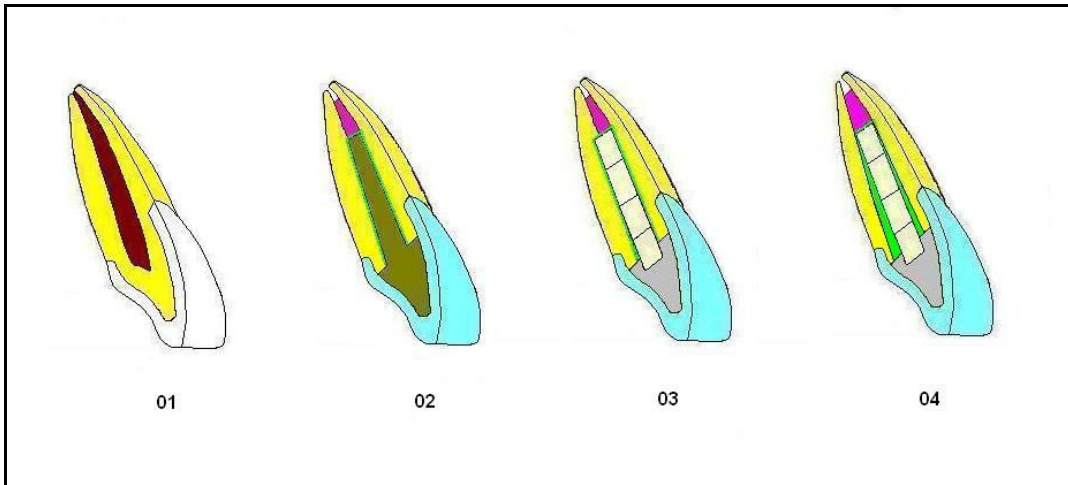


Figure 1

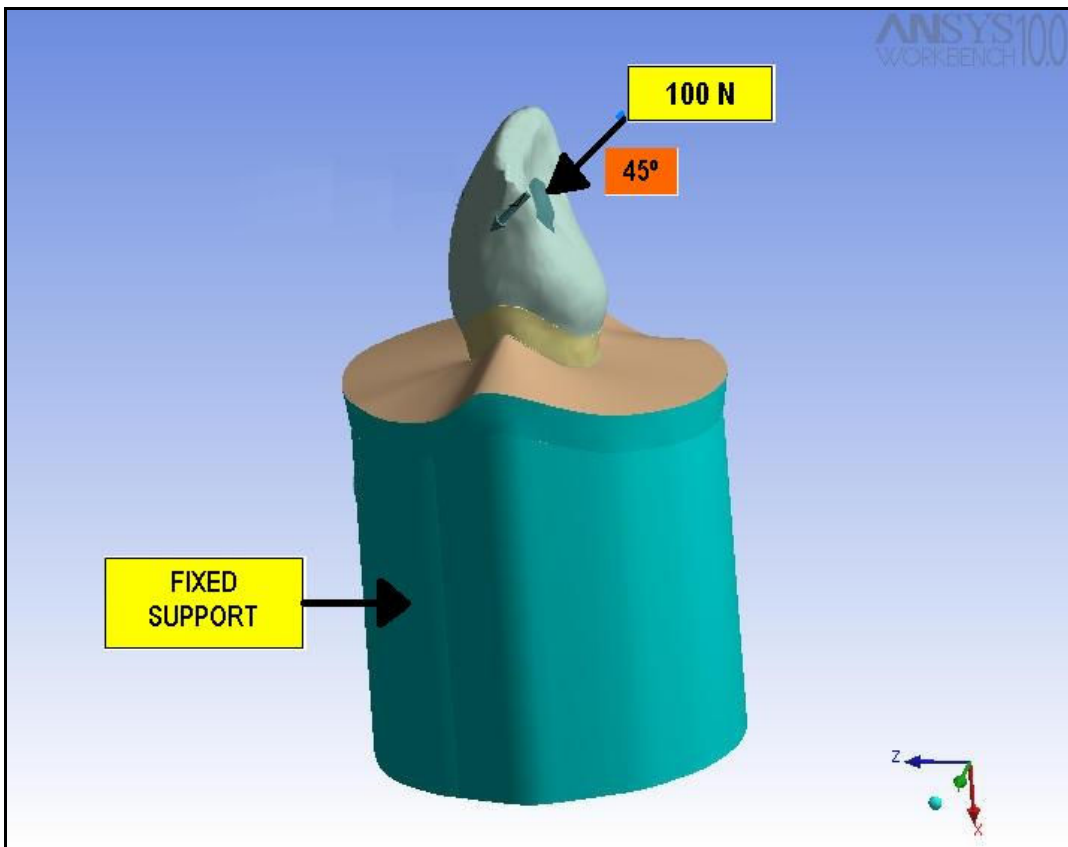


Figure 2

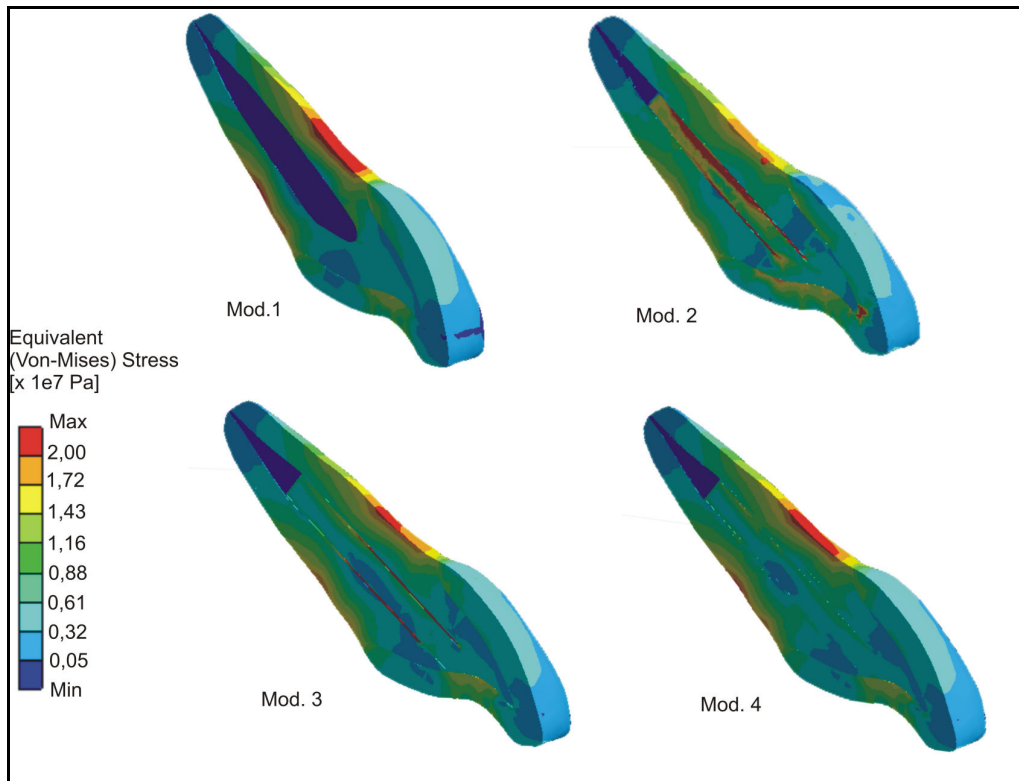


Figure 3



5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Dentro das limitações deste estudo de Análise de Elemento Finito Tridimensional, as seguintes conclusões podem ser estabelecidas:

- a) O tratamento endodôntico e a restauração com pino-núcleo e coroa cerâmica aumentam a concentração de estresse na interface pino-cimento-dentina e diminuem na dentina radicular, mas não afetam a região onde ela ocorre;
- b) pino e núcleo fundido em liga de ouro criam o mais baixo estresse equivalente de Von Mises na dentina de incisivos centrais superiores e provocam uma concentração de estresse na interface pino-cimento-dentina;
- c) uma pequena camada de cimento tende a concentrar as tensões em seu interior, enquanto que uma camada maior tende a transmitir as tensões para a dentina radicular;
- d) o dente restaurado com sistema de pino de fibra de vidro e núcleo de resina composta com uma camada mais espessa de cimento apresenta o comportamento mecânico mais próximo ao comportamento fisiológico do dente hígido.

Neste estudo, dentes tratados endodonticamente sem restauração com pino e núcleo e sem férula não foram considerados. Mais estudos devem ser realizados considerando estes aspectos para propostas comparativas. A Análise de Elemento Finito Tridimensional é usada como um passo inicial e estudos *in vitro* ou *in vivo* são necessários para confirmar os achados deste estudo.



REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Akkayan B. An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. *J Prosthet Dent.* 2004;92(2):155-62.
- Anusavice, KJ. *Phillips Materiais Dentários.* 10.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998:248-270.
- Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite Element Analysis in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent.* 2005;94(4):321-9.
- Aykul H, Toparli M, Dalkiz M. A calculation of stress distribution in metal-porcelain crowns by using three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 2002;29:381-6
- Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin FT. F.T. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent.* 2006;31(1):47-54.
- Beer FP, Johnston ER. *Resistência dos materiais.* 3.ed. São Paulo: McGraw-Hill;1999:356-357.
- Boschian-Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 2006;33(9):690-7
- Cailleateau J, Rieger MR, Akin J. A comparison of intracanal stresses in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Endod.* 1992;18(11):540-4
- Chen XT, Li XN, Guan ZQ, Liu XG, GU YX. Effects of post material on stress distribution in dentine [abstract]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2004;39(4):302-5. [acesso em 2005 Nov 24]. Disponível em: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?db=pubmed&cmd=Retrieve&dopt=AbstractPlus&list_uids=15454015&query_hl=4&itool=pubmed_docsum

Coward TJ, Scott BJ, Watson RM, Richards R. A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3-dimensional data from a natural ear to aid rehabilitation. *Int J Prosthodont.* 2006;19(1):92-100.

Coward TJ, Scott BJ, Watson RM, Richards R. A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3-dimensional data from an object of standard form. *Int J Prosthodont.* 2005;18(5):405-13.

Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporation various dowel designs. *J Dent Res.* 1981;60(7):1301-10.

Delattre JP, Resmond-Richard F, Allanche C, Perrin M, Michel JF, Le Berre A. Dental injuries among schoolchildren aged from 6 to 15, in Rennes (France). *Endod Dent Traumat.* 1995;11(4):186-8.

Deutsch A, Musikant BL, Cohen BI. Rational predictable posthole preparation. *Compendium.* 1997;18(6):626-34.

Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite element stress analysis). *J Endod.* 2002;28(9):629-33.

Fagan MJ. *Finite Element Analysis – Theory and Practice.* Essex: Longman Scientific & Technical;1992:38.

Fokkinga WA, Kreulen WA, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont.* 2004;17(4):476-82.

Gegauff AG. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84(2):169-79.

Grandini S, Goracci C, Tay FR, Grandini R, Ferrari M. Clinical evaluation of the use of fiber posts and direct resin restorations for endodontically treated teeth. *Int J Prosthodont.* 2005;18(5):399-404.

Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. *Dent Mater.* 2006;22(5):477-85.

Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):380-6.

Ho M-H, Lee S-Y, Chen H-H, Lee M-C. Three dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1994;72(4):367-72.

Huysmans MCD, Van Der Varst PGT. Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. *J Dent.* 1993;21:57-64.

Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont.* 1999;12(1):78-82.

Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater.* 2005; 21:709-15.

Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin H, et al. 3-D Finite Element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J.* 2006;119(4):305-11.

Lovdahl PE, Nicholls JI. Pin-retained amalgam cores vs. cast-gold dowels-cores. *J Prosthet Dent.* 1977;38:507-514.

Maccari PC, Cosme DC, Oshima HM, Burnett LH Jr, Shinkai RS. Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19(1):30-6.

Manocci F, Qualtrough AJE, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TR. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or fiber posts and resin composite: five-year results. *Oper Dent.* 2005;30(1):9-15.

McAndrew R, Jacobsen PH. The relationship between crown and post design on root stress – a Finite Element Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2002;10(1):9-13.

Mezzomo E, Massa F, Dalla Libera S. Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: An in vitro study. Part I. *Quintessence Int.* 2003;34:301-6.

Mitsui FHO, Marchi GM. Sistemas de pinos intra-radiculares: revisão. *Rev ABO Nacional.* 2005;13(4):220-224.

Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, et al. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J.* 2006; 25(1):145-50.

Pegoraro LF, Valle AL, Araújo CRP, Bonfante G, Conti PCR, Bonachella V. *Prótese Fixa.* São Paulo: Artes Médicas; 2000:164.

Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fiber reinforced composite endodontic post. *Biomaterials.* 2002;23:2667-82.

- Peroz I, Blanckstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores – a review. *Quintessence Int.* 2005;36(9):737-46.
- Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4):442-8.
- Pilo R, Cardash H, Levin E, Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. *J. Prosthet Dent.* 2002;88(3):302-6.
- Proos KA, Swain MV, Ironside J, Steven GP. Finite Element Analysis Studies of a Metal-Ceramic Crown on a First Premolar Tooth. *Int J Prosthodont.* 2002;15:521-527.
- Rocha IJPB. Estudo das tensões em dente restaurado com coroa metalocerâmica e dois formatos de retentores intra-radulares. [Tese]. São Paulo; 2000.
- Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Prótese Fixa Contemporânea*. 3.ed. São Paulo: Santos; 2004:206.
- Saupe WA, Gluskin AH, Radke Jr RA. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowels and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int.* 1996;27:483-491.
- Schillinburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentos de Prótese Fixa*. 3.ed. Chicago: Quintessence, 1998:175.
- Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81:262-269.
- Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;63(5):529-36.
- Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. A. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater* (2006), doi:10.1016/j.dental.2006.08.006.
- Tan PLB, Aquilino S, Graton D, Stanford C, Tan S, Johnson W, Dawson D. Fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. *J Prosthet Dent.* 2005;93(4):331-6.
- Teixeira EC, Teixeira FB, Piasick JR, Thompson JY. An in vitro assessment of prefabricated fiber post systems. *J Am Dent Assoc*, v. 137, n. 7, p. 1006-1012, 2006.

Toksavul S, Zor M, Toman M, Gungor MA, Nergiz I, Artunc C. Stress distribution analysis in dentin of maxillary central incisors submitted to various applications of post and core. *Oper Dent*. 2006;31(1):89-96.

Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Oral Rehabil*. 2003;30:470-6.

Torbjorner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont*. 2004;17(3):369-76.

Vasconcellos AB. Estudo das tensões internas em prótese parcial fixa, com dois sistemas de retenção corono-radicular: pinos pré-fabricados e retentores intra-radulares fundidos – método dos elementos finitos. [Dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 1998.

Yang H-S, Lang LA, Molina A, Felton D. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):558-67.

Ziebert GJ. Restauração de Dentes Tratados Endodonticamente. In: Malone WFP, Koth DL, Kavazos E, Kaiser DA, Morgano SM. *Teoria e Prática de Prótese Fixa de Tylman*. 8.ed. São Paulo: Artes Médicas; 1991:451-463.



APÊNDICES

APÊNDICE A - Normas para Publicação no Periódico *The International Journal of Prosthodontics* (Estados Unidos da América)

The International Journal of Prosthodontics

Author Guidelines

The International Journal of Prosthodontics will consider for publication original articles on relevant prosthodontic clinical research and patients' oral rehabilitative needs. The submitted articles must not have been published or submitted for publication elsewhere. Articles may be submitted as Long (LC) or Short Communications (SC), with both formats undergoing identical review processes. Papers dealing with the clinical management of prosthodontic patients or clinically relevant biomaterials investigations are more likely to be accepted as LCs, while laboratory investigations, pilot or preliminary studies, and case history reports should be preferably submitted as SCs. The Editor-in-Chief reserves the right to request that an author change a submission from an LC to an SC, or vice versa.

Review/editing of manuscripts.

Manuscripts will be reviewed by the editor-in-chief, one associate editor, and one or two reviewers or consultants with expertise within the scope of the article. Papers that draw conclusions from statistical evidence may be reviewed by a statistical consultant. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines.

Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

Submit manuscripts in the following order of preference:

1. **Via online submission service** (www.manuscriptmanager.com/ijp)
Manuscripts should be uploaded as PC Word (doc) files with tables and figures preferably embedded within the document. No paper version is required.
2. **Via e-mail as a PC Word or PDF document** (ijp.submit@quintbook.com)
Illustrations should be embedded in the PC Word document but can be attached in any format that can be opened using Adobe Photoshop (tif, eps, jpg) or as Microsoft PowerPoint documents (ppt).
No paper version is required.
3. **Via mail: one paper copy of the manuscript and figures plus a floppy disk or CD-ROM (mandatory)**
The disk/CD-ROM should contain a word file of the manuscript text and tables. Figures should be embedded in the PC Word document but can be included as separate files on the disk in any format that can be opened using Adobe Photoshop (tif, eps, jpg) or as Microsoft PowerPoint documents (ppt).

Send submissions via mail to:
Dr George A. Zarb
Editor-in-Chief
The International Journal of Prosthodontics
Department of Prosthodontics
Faculty of Dentistry
University of Toronto
124 Edward Street
Toronto, Ontario, M5G 1G6 Canada

Manuscript Preparation

The Journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical

Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47). Short Communications must not exceed 700 words, 4 illustrations with concise legends, and 5 references.

Manuscripts should be typed double-spaced with a 1-inch margin all around. Number all pages.

- **Title page.** This should include the title of the article (descriptive but as concise as possible) and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.
- **Abstract/key words.** For Long Communications, include a maximum 250-word structured abstract (with headings Aims, Methods, Results, Conclusion) and five key words. Short Communications should include a 100-word abstract that can be published on PubMed.
- **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.
- **Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.
- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
- **Discussion.** Emphasize new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies; point out the implications of the findings and their limitations.
- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.
- **Figure Legends.** Figure legends should be grouped at the end of the text and typed double-spaced.
- **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer should be included parenthetically at first mention.

References

- All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.
- The reference list should appear at the end of the article in numeric sequence.
- Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- Avoid using abstracts as references.
- Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include the title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

1. Turp JC, Kowalski CJ, Stohler CS. Treatment-seeking patterns of facial pain patients: Many possibilities, limited satisfaction. *J Orofac Pain* 1998;12:61–66.

Book reference style:

1. Hannam AG, Langenbach GEJ, Peck CC. Computer simulations of jaw biomechanics. In: McNeill C (ed). *Science and Practice of Occlusion*. Chicago: Quintessence, 1997:187–194.

Illustrations and Tables

- All illustrations and tables should be numbered and cited in the text in order of appearance.
 - Illustrations and tables should be embedded in a PC Word document.
 - All illustrations and tables should be grouped at the end of the text.
 - High-resolution images must be sent to Dr Zarb's office.
 - Original artwork or slides may still be required of the author after acceptance of the article.
-

Mandatory Submission Form

The Mandatory Submission Form must be signed by all authors and faxed to Dr Zarb's office (+416-979-4936).

Permissions and Waivers

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
- Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked or cropped to prevent identification.
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to Dr Zarb's office (+416-979-4936).

APÊNDICE B - Figuras



Figura 1. Dente Incisivo Central Superior Hígido utilizado como modelo.



Figura 2. Dente preparado para a digitalização (observar o revelador aplicado e as esferas posicionadas)



Figura 3. Processo de digitalização do dente no aparelho Digimill 3D (Tecnodrill®, Novo Hamburgo, Brasil)

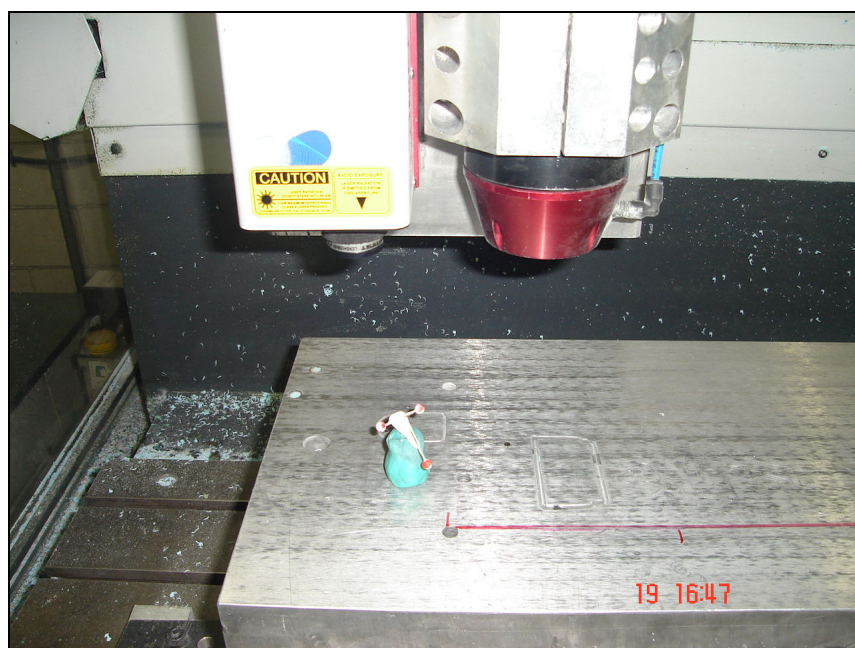


Figura 4. Detalhe da digitalização do dente.

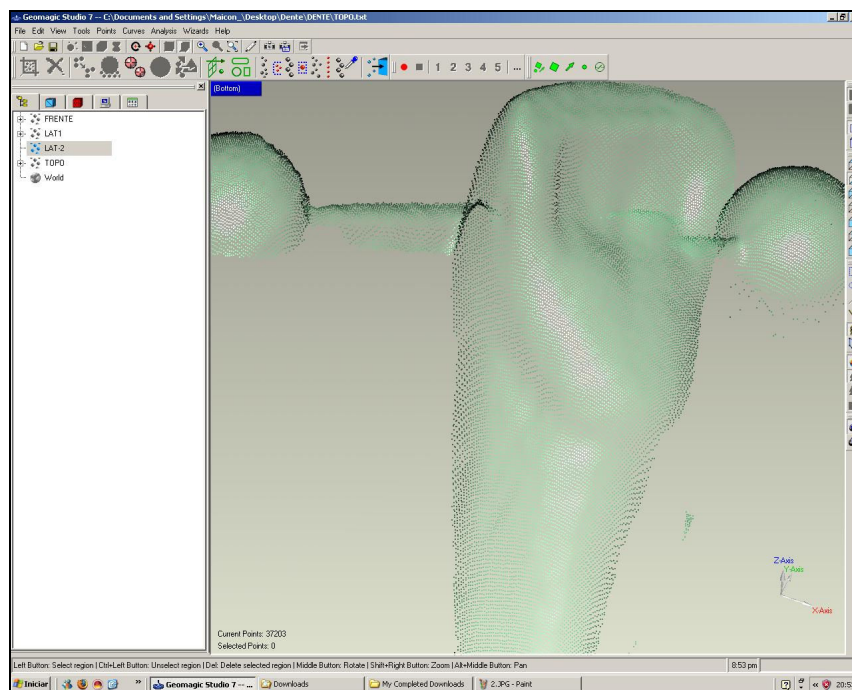


Figura 5. Nuvem de Pontos obtida a partir da digitalização.

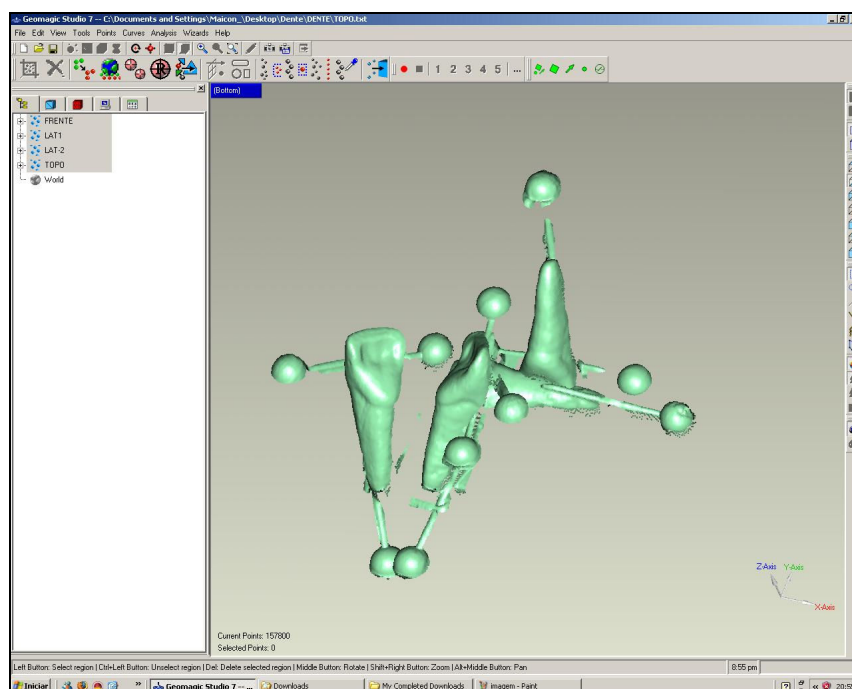


Figura 6. Imagem do dente em planos com as esferas de referência.

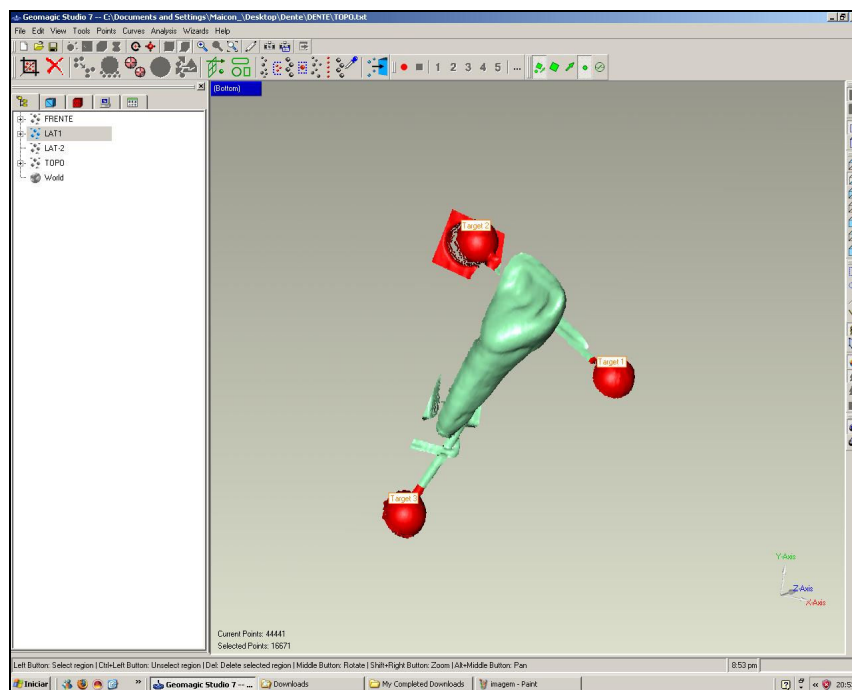


Figura 7. União das imagens em planos para formação da imagem tridimensional.

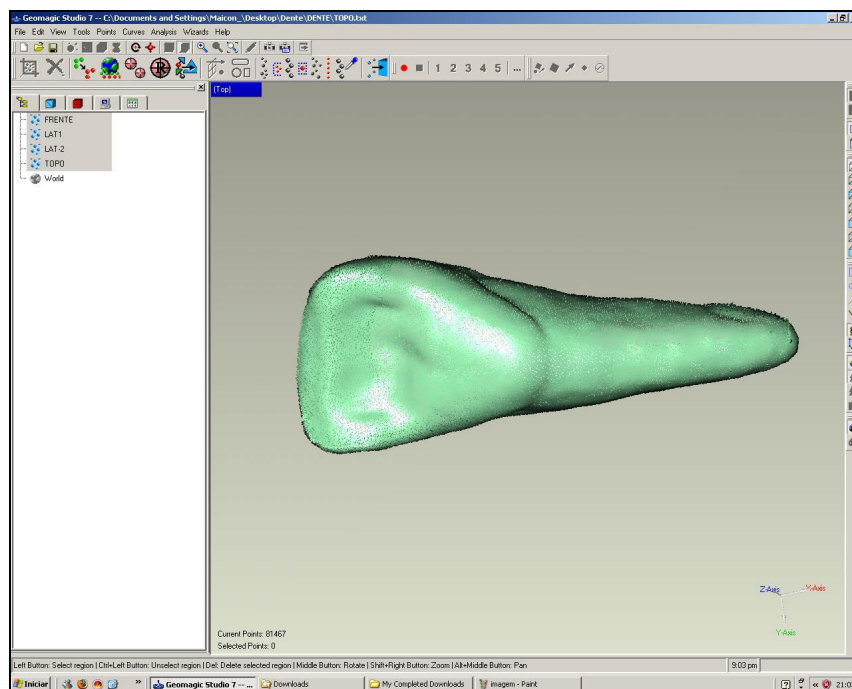


Figura 8. Aspecto tridimensional após a limpeza da imagem.

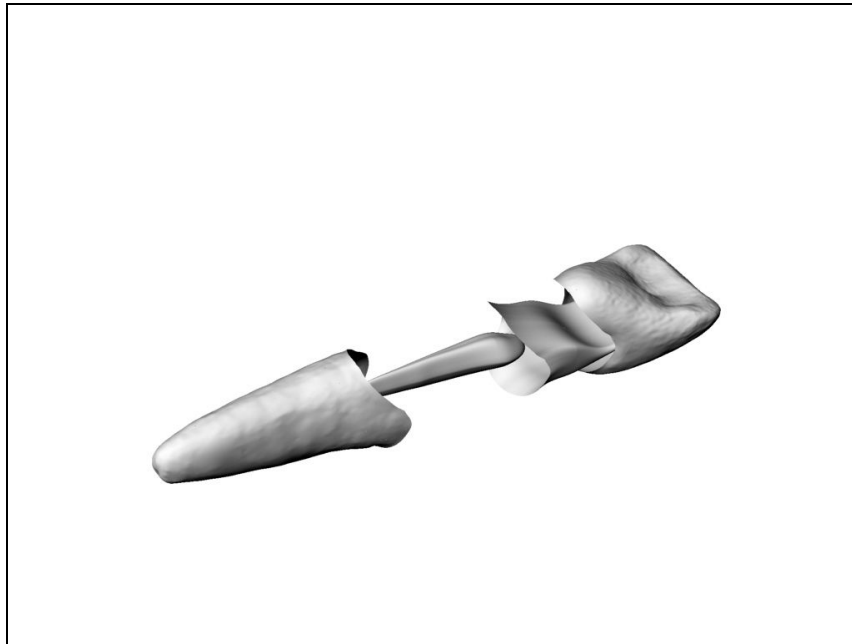


Figura 9. Separação dos sólidos tridimensionais do modelo 1 no software Rhinoceros®.

**APÊNDICE C - Relatório fornecido pelo programa Ansys® relativo ao
carregamento do modelo 1**

Import Summary

TABLE 1 - FE Model Summary	
Description	Quantity
Total Nodes	30895
Total Elements	23196
Total Body Elements	17708
Total Contact Elements	5488
Total Spot Weld Elements	0
Element Types	3
Coordinate Systems	0
Materials	6
Thicknesses	0
Layered Composites	0
Rod Properties	0
Bar Properties	0
Beam Properties	0
Mass Properties	0
Spring Properties	0
Components	0
Contacts	6
Spot Welds	0
Constraint Equations	0
Constraints	1
Forces	1
Pressures	0

TABLE 2 - Bodies Summary		
Body Name	Nodes	Elements
Osso2	7611	5009
Osso1	3705	2030
Carne	9059	4446
3	447	188
2	5581	3372
1	4492	2663

TABLE 3 - Element Types Summary				
Generic Element Type Name	NASTRAN Name	ANSYS Name	ABAQUS Name	Description
10-Node Quadratic Tetrahedron	Solid187	10-Node Tetrahedral Structural Solid		
Quadratic Triangular Contact	Conta174	Hi-order Surface to Surface Contact		
Quadratic Triangular Target	Targe170	Surface Contact Target		

TENSÕES

Table 3.3.1.1. Values						
Name	Scope	Minimum	Maximum	Minimum Occurs On	Maximum Occurs On	Alert Criteria
"Equivalent Stress"	All Bodies In "Model"	558.92 Pa	2.45×10^7 Pa	ESPONJOSO	esmalte	None
"Maximum Shear Stress"	All Bodies In "Model"	316.83 Pa	1.35×10^7 Pa	ESPONJOSO	esmalte	None
"Total Deformation"	All Bodies In "Model"	0.0 m	5.13×10^{-5} m	ESPONJOSO	esmalte	None
"Maximum Principal Stress"	All Bodies In "Model"	- 1.57×10^7 Pa	2.49×10^7 Pa	esmalte	dentina	None

APÊNDICE D - Relatório fornecido pelo programa Ansys® relativo ao carregamento do modelo 2

Import Summary

TABLE 1 - FE Model Summary	
Description	Quantity
Total Nodes	39284
Total Elements	30478
Total Body Elements	22197
Total Contact Elements	8281
Total Spot Weld Elements	0
Element Types	5
Coordinate Systems	0
Materials	8
Thicknesses	0
Layered Composites	0
Rod Properties	0
Bar Properties	0
Beam Properties	0
Mass Properties	0
Spring Properties	0
Components	0
Contacts	12
Spot Welds	0
Constraint Equations	0
Constraints	1
Forces	1
Pressures	0

TABLE 2 - Bodies Summary		
Body Name	Nodes	Elements
Raiz	366	56
Ouro	2022	1024
Osso2	7611	5009
Osso1	3705	2030
Porcelana	5587	3369
Dentina	6680	4218
Cimento	4254	2045
Carne	9059	4446

TENSÕES

3.3.1. Structural Results

Table 3.3.1.1. Values						
Name	Scope	Minimum	Maximum	Minimum Occurs On	Maximum Occurs On	Alert Criteria
<i>"Equivalent Stress"</i>	All Bodies In <i>"Model"</i>	533.05 Pa	1.89×10 ⁸ Pa 3.4202×10 ⁷ Pa	ESPONJOSO	Ouro	None
<i>"Maximum Shear Stress"</i>	All Bodies In <i>"Model"</i>	302.02 Pa	1.01×10 ⁸ Pa	ESPONJOSO	Ouro	None
<i>"Total Deformation"</i>	All Bodies In <i>"Model"</i>	0.0 m	4.18×10 ⁻⁵ m	ESPONJOSO	Porcelana	None
<i>"Maximum Principal Stress"</i>	All Bodies In <i>"Model"</i>	- 1.31×10 ⁸ Pa	1.53×10 ⁸ Pa	Ouro	Ouro	None

**APÊNDICE E - Relatório fornecido pelo programa Ansys® relativo ao
carregamento do modelo 3**

Import Summary

TABLE 1 - FE Model Summary	
Description	Quantity
Total Nodes	42485
Total Elements	33628
Total Body Elements	24148
Total Contact Elements	9480
Total Spot Weld Elements	0
Element Types	6
Coordinate Systems	0
Materials	9
Thicknesses	0
Layered Composites	0
Rod Properties	0
Bar Properties	0
Beam Properties	0
Mass Properties	0
Spring Properties	0
Components	0
Contacts	15
Spot Welds	0
Constraint Equations	0
Constraints	1
Forces	1
Pressures	0

TABLE 2 - Bodies Summary		
Body Name	Nodes	Elements
Oso2	7611	5009
Oso1	3705	2030
Carne	9059	4446
Raiz	506	88
Pino	536	249
Porcelana	5587	3369
Dentina	7715	4785
composito	4183	2387
Cimento	3583	1785

TABLE 3 - Element Types Summary				
Generic Element Type Name	NASTRAN Name	ANSYS Name	ABAQUS Name	Description
10-Node Quadratic Tetrahedron	Solid187	10-Node Tetrahedral Structural Solid		
20-Node Quadratic Hexahedron	Solid186	20-Node Hexahedral Structural Solid		
Quadratic Quadrilateral Contact	Conta174	Hi-order Surface to Surface Contact		
Quadratic Quadrilateral Target	Targe170	Surface Contact Target		
Quadratic Triangular Contact	Conta174	Hi-order Surface to Surface Contact		
Quadratic Triangular Target	Targe170	Surface Contact Target		

TENSÕES

Table 3.3.1.1. Values						
Name	Scope	Minimum	Maximum	Minimum Occurs On	Maximum Occurs On	Alert Criteria
"Equivalent Stress"	All Bodies In "Model 2 - Ortotrópico"	545.48 Pa	4.7×10^7 Pa	Esponjoso	Cimento	None
"Maximum Shear Stress"	All Bodies In "Model 2 - Ortotrópico"	309.11 Pa	2.71×10^7 Pa	Esponjoso	Cimento	None
"Total Deformation"	All Bodies In "Model 2 - Ortotrópico"	0.0 m	4.72×10^{-5} m	Esponjoso	Porcelana	None
"Maximum Principal Stress"	All Bodies In "Model 2 - Ortotrópico"	-1.43×10^7 Pa	3.39×10^7 Pa	Porcelana	Porcelana	None

**APÊNDICE F - Relatório fornecido pelo programa Ansys® relativo ao
carregamento do modelo 4**

Import Summary

TABLE 1 - FE Model Summary	
Description	Quantity
Total Nodes	42026
Total Elements	33226
Total Body Elements	23745
Total Contact Elements	9481
Total Spot Weld Elements	0
Element Types	6
Coordinate Systems	0
Materials	9
Thicknesses	0
Layered Composites	0
Rod Properties	0
Bar Properties	0
Beam Properties	0
Mass Properties	0
Spring Properties	0
Components	0
Contacts	15
Spot Welds	0
Constraint Equations	0
Constraints	1
Forces	1
Pressures	0

TABLE 2 - Bodies Summary		
Body Name	Nodes	Elements
Oso2	7611	5009
Oso1	3705	2030
Carne	9059	4446
Raiz	506	88
Pino	536	249
Porcelana	5587	3369
Dentina	5576	3395
composito	4183	2387
Cimento	5263	2772

TABLE 3 - Element Types Summary				
Generic Element Type Name	NASTRAN Name	ANSYS Name	ABAQUS Name	Description
10-Node Quadratic Tetrahedron	Solid187	10-Node Tetrahedral Structural Solid		
20-Node Quadratic Hexahedron	Solid186	20-Node Hexahedral Structural Solid		
Quadratic Quadrilateral Contact	Conta174	Hi-order Surface to Surface Contact		
Quadratic Quadrilateral Target	Targe170	Surface Contact Target		
Quadratic Triangular Contact	Conta174	Hi-order Surface to Surface Contact		
Quadratic Triangular Target	Targe170	Surface Contact Target		

TENSÕES

Table 3.3.1.1. Values							
Name	Figure	Scope	Minimum	Maximum	Minimum Occurs On	Maximum Occurs On	Alert Criteria
"Equivalent Stress"	A1.1	All Bodies In "Model"	553.59 Pa	4.62×10 ⁷ Pa 2.22×10 ⁷ Pa	Esponjoso	Porcelana	None
"Maximum Shear Stress"	None	All Bodies In "Model"	313.76 Pa	2.62×10 ⁷ Pa	Esponjoso	Porcelana	None
"Total Deformation"	None	All Bodies In "Model"	0.0 m	4.89×10 ⁻⁵ m	Esponjoso	Porcelana	None
"Maximum Principal Stress"	None	All Bodies In "Model"	-1.42×10 ⁷ Pa	3.54×10 ⁷ Pa	Porcelana	Porcelana	None

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)