

ERON TOSHIO COLAUTO YAMAMOTO

**DESENVOLVIMENTO DE PINO INTRA-RADICULAR, RESISTÊNCIA À
FRATURA E ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES ATRAVÉS
DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em DENTÍSTICA.

ERON TOSHIO COLAUTO YAMAMOTO

**DESENVOLVIMENTO DE PINO INTRA-RADICULAR, RESISTÊNCIA À
FRATURA E ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES ATRAVÉS
DO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em DENTÍSTICA.

Orientador: Prof^o. Dr. Clovis Pagani
Coorientador: Prof^o. Dr. Eduardo Galera da Silva

São José dos Campos
2008

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

Bellini AB. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2006.

Y14e	<p>Yamamoto, Eron Toshio Colauto Desenvolvimento de pino intra-radicular, resistência à fratura e análise da distribuição de tensões através do método dos elementos finitos / Eron Toshio Colauto Yamamoto. __ São José dos Campos, s.n.; 2008. 93f. ; il.</p> <p>Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2008. Orientador Clovis Pagani ; coorientador Eduardo Galera da Silva.</p> <p>1. Pinos Intra-radiculares – 2. Resistência à fratura - 3. Análise de tensões. I. Pagani, Clovis. II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. III. Título.</p> <p style="text-align: right;">BLACK TD15</p>
------	---

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, / /

Assinatura: _____

E-mail: eron.yamamoto@fosjc.unesp.br

FOLHA DE APROVAÇÃO

Yamamoto ETC. Desenvolvimento de Pino Intra-radicular, resistência à fratura e análise da distribuição de tensões através de elemento finito [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP; 2008.

São José dos Campos, 16 de julho de 2008.

Banca examinadora

1)Prof. Dr. Clovis Pagani

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP

2)Prof. Dr. Eduardo Shigueyuki Uemura

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP

3)Dr. Pedro Yoshito Noritomi

CenPRA – Centro de Pesquisas Renato Archer (Ministério da Ciência e Tecnologia)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho

Ao meu pai **Yassuo**, por todo incentivo e confiança depositada em mim todos esses anos de estudos. Obrigado pela cobrança também. Essa cobrança eu sei que é para que eu crescer e não me acomodar. Quantas vezes eu teria desistido se você não insistisse. Obrigado por muitas vezes renunciar aos seus sonhos e realizar os meus. Você é um exemplo de dignidade e um grande orgulho para mim.

A minha mãe **Neide**, pelo carinho, compreensão e pelo colo que me deu desde o momento que nasci, e que ainda me dá todas as vezes que volto para casa. Obrigado por mesmo morando longe não ter se esquecido do meu prato favorito, de me ligar para saber se estou bem e por me visitar toda vez que pode. Obrigado também pelo meu quarto da sua casa continuar sendo uma extensão da minha. Este OBRIGADO é pequeno por tudo que você me fez e faz, mas é profundo, sincero e caloroso.

AGRADECIMENTOS

A minha irmã **Celene**, pela amizade, carinho, incentivo e apoio por este trabalho. Apesar de nos encontrarmos pouco, você sempre procura me agradar e me dar atenção. Você mora no meu coração.

A minha sobrinha **Jéssica**, a paixão da minha vida. A pessoa mais fofa que conheço. Sem esforço consegue me fazer sorrir e fazer feliz. Você faz parte deste trabalho também. Toda vez que estava escrevendo este trabalho, você passava perto e perguntava: titio Eron, eu posso te ajudar? Muitas palavras foram escritas por você, viu!

A minha namorada **Éfani**, que acredita no meu potencial, que me apóia nos momentos difíceis e que comemora até mais que eu nos meus momentos felizes. Amo-te hoje ainda mais que ontem e agora mais que pouco tempo atrás. Você está em tudo que vivo. Hoje a nossa distância, nos deixa longe apenas fisicamente. A saudade é apenas a ausência de sua presença, pois sua lembrança permanece viva em minha memória a todo momento.

Assim como o rio precisa das corredeiras para chegar ao mar e como a lua precisa do sol para ter brilho, minha vida precisa da tua para ser vida. Muito obrigado por ser minha companheira por toda essa caminhada e que seja por toda a minha vida.

Ao meu orientador prof. **Clovis Pagani**, pelo constante apoio e efetiva orientação neste trabalho. Você me trilhou por um crescimento profissional e acadêmico que eu julgava impossível em tão pouco tempo.

Este trabalho é resultado da sua garra, determinação e coragem de enfrentar qualquer desafio que a vida lhe propõe. Além de ser um grande orientador você é um grande amigo.

Ao meu coorientador prof. **Eduardo Galera**, por oferecer estímulos e, principalmente, a percorrer novos caminhos, ouvir com interesse e ânimo todas as questões, dúvidas e problemas que surgiam durante a execução deste trabalho. Por ousar trabalhar com novas idéias e conceitos, correndo os riscos inerentes a esta atitude. Por sua amizade, principalmente. Pela compreensão silenciosa dos momentos difíceis pelos quais passei. Pela alegria de trabalharmos juntos.

Aos meus amigos de graduação e de república **Otávio, Renato, Bruno e Raphael**, que me ajudaram no crescimento pessoal e indiretamente à esse trabalho. Sinto saudades de todas as conversas jogadas fora, das descobertas que fizemos, dos sonhos que tivemos, dos tantos risos e momentos que compartilhamos. Mas essas saudades só existem porque estes momentos foram muito importantes para mim. Apesar de alguns eu encontrar pouco, lembro de vocês muitas vezes ao dia, pois assim como antigamente, associo muitos acontecimentos atuais com situações nossas antigas. Obrigado pela amizade e fazerem parte da minha história.

Aos meus amigos **Alessandro, Daniel e João**, por vibrar em minhas conquistas e por estarem juntos nesta também. Vocês foram as pessoas que me inspiraram, motivaram e me ajudaram no ingresso ao mestrado. Obrigado pelos momentos felizes que passamos juntos, que não foram poucos e com certeza daria para escrever um livro.

Ao amigo **Daniel Takahashi**, pela amizade e pelos momentos de descontração.

Ao amigo **Virgílio**, por esses 7 anos de amizade e por estar ao meu lado comemorando vitórias em nossas vidas. Indiretamente você fez parte deste trabalho e quero fazer parte da sua também.

A minha amiga **Taciana**, por sua simpatia e pela alegria que me passava toda vez que nos encontrávamos no curso. Obrigado por ter dividido comigo os momentos de angústia, medo, vitória e derrota que eventualmente surgiam em nossos caminhos. Uma pessoa que conheço tão pouco tempo, mas que já se tornou minha grande amiga.

Aos meus amigos da pós-graduação **Ana Carolina, Luis Gustavo, Lucas, Regina, Lilian Maekawa, Alessandra, Ana Carolina Botta, Lia, Andressa e Leily**, pela amizade, pela simpatia, por cada um ter me ajudado no crescimento pessoal e pelo companheirismo no decorrer do curso.

Ao **José Mário** por ter me ajudado no desenvolvimento deste estudo e por me acolher junto com a **Maria Antônia** em sua casa nos ótimos finais de semana que passo lá.

Ao prof. **Alexandre Borges**, por ser grande amigo, uma pessoa especial e por ter semeado a idéia do aprendizado da análise dos elementos finitos que hoje se torna uma realidade.

Aos professores da disciplina de Prótese Parcial Removível **Prof. Dr. Marcos Maekawa, Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli, Prof. Dr. Eduardo Uemura e Prof. Dr. Lafayette Nogueira Júnior**. Vocês foram as primeiras pessoas a quem tive contato logo após o término da graduação e até hoje não consegui ficar longe desta disciplina. Tenho grande admiração pela competência e profissionalismo. Vocês são exemplos de sabedoria, humildade e grandeza. Uma disciplina que serve

de exemplo de como trabalhar em grupo mesmo possuindo quatro professores com características tão distintas. Posso dizer com grande segurança que uma porção muito grande do meu conhecimento de Prótese devo a vocês. Muito Obrigado.

Ao Amigo e professor **Eduardo Shigueyuki Uemura** por ter me iniciado nesta jornada acadêmica e despertado em mim a vontade de crescer e aprender. Admiro muito seu conhecimento, sua simpatia, gentileza e paciência. Obrigado por desde a graduação ter acreditado em mim e fazer parte de um dia tão importante.

Aos estagiários da disciplina de Prótese Parcial Removível **Andrey, Cinara, Mariana Bedin, Denise, Mariana, Seiji, Camila, Henrique, Marcos(Kazu) e Júlio** por fazerem parte da minha família dentro da faculdade e por animarem minhas quintas-feiras.

À amiga **Luzia Sakaguti Umetsubo**, pela amizade, pelos ensinamentos e incentivos tanto acadêmicos quanto profissionais e por ajudar nos momentos de dúvida.

À empresa **Conexão – Sistemas de Prótese** que fabricou os pinos pré-fabricados desenvolvidos neste estudo. Obrigado pela atenção, por me apoiar e a investir no meu potencial.

Ao **prof. Dr. Marco Antonio Bottino** por ajudar a entrar em contato com a empresa Conexão.

Ao **CenPRA** (Centro de Pesquisa Renato Acher), em especial ao **Pedro, André, Daniel e César**, por me ajudar na execução desta pesquisa, pela receptividade, simpatia e grande dedicação. Muito obrigado pelo lado profissional e por tornarem também meus amigos.

Ao **Marcos Jacob** por me auxiliar na revisão da língua portuguesa deste trabalho.

À **Faculdade de Odontologia de São José dos Campos**, pela oportunidade de realizar o curso de Pós-graduação.

Às **funcionárias da Biblioteca “Profª. Leila Novaes”** por terem auxiliado na aquisição de materiais literários durante todo o curso.

Ao Professor **Ivan Balducci** pela paciência, colaboração e disponibilidade em ajudar na parte estatística deste e de outros trabalhos.

Às funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora, em especial, às secretárias **Rosângela, Eliane e Nair**, às técnicas **Josiane e Clélia**, por estarem sempre prontas a ajudar e a **D. Marinete** pela simpatia e o sorriso amigo.

Às secretárias do curso de pós-graduação **Erena, Rosemary, Lilian e Cida**, pela amizade, pelos esclarecimentos e constante colaboração durante o curso.

À **CAPES**, pelo apoio à pesquisa e concessão de bolsa de estudo.

A todos os **funcionários e pacientes** da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos da UNESP que direta ou indiretamente contribuíram para o início desta carreira acadêmica.

SUMÁRIO

RESUMO	13
1. INTRODUÇÃO	14
2. REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1 Análise de tensões e resistência à fratura	19
2.2 Dentes bovinos	30
3. PROPOSIÇÃO	32
4. MATERIAL E MÉTODO	33
4.1 Desenvolvimento do pino	33
4.2 Teste de Resistência à Fratura	36
4.2.1 Descrição dos materiais	36
4.2.2 Confeção dos corpos de prova	37
4.3 Verificação de trincas	42
4.4 Elementos Finitos	44
4.4.1 Modelagem Geométrica	44
4.4.2 Modelagem das estruturas	46
4.4.3 Análise	50
4.4.4 Definição das propriedades dos elementos da malha	52
4.4.5 Carregamento e condições de contorno	53
4.4.6 Propriedades Mecânicas	53
4.4.7 Análise de tensões	55
5 RESULTADOS	56
5.1 Resistência à Fratura	56
5.2 Análise de Elementos Finitos	57
6 DISCUSSÃO	64
7. CONCLUSÃO	79

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	80
ABSTRACT	90
ANEXO	91

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Projeto do pino metálico.....	40
FIGURA 2 - Projeto do pino metálico modificado	41
FIGURA 3 - Pino usinado.....	41
FIGURA 4 - Encaixe para chave quadrada.....	41
FIGURA 5 - Pino modificado.....	41
FIGURA 6 - Marcações no dente.....	45
FIGURA 7 - Dente envolvido com cera.....	45
FIGURA 8 - Dente fixo ao delineador.....	46
FIGURA 9 - Modelo de poliuretano após o dente e a cera serem removidos.....	46
FIGURA 10 - Corpo de prova terminado	47
FIGURA 11 - Corpo de prova na máquina de ensaio universal EMIC.....	47
FIGURA 12 - Corpo de prova à 45°.....	47
FIGURA 13 - Dente incluído em resina acrílica.....	48
FIGURA 14 - Máquina de corte Labcut.....	49
FIGURA 15 - Bloco sendo fatiado.....	49
FIGURA 16 – Estereomicroscópio.....	49
FIGURA 17 - Pino Projetado na UNESP - São José dos Campos.....	51
FIGURA 18 - Pino Projetado modificado na UNESP - São José dos Campos.....	51
FIGURA 19 - Pino Flexipost (EDS).....	52
FIGURA 20 - Pino Parapost (Coltène Whaledent).....	52
FIGURA 21 - Scanner tridimensional – MODELA.....	54
FIGURA 22 - Pino 1 Projetado na UNESP – São José dos Campos (tridimensional).....	54
FIGURA 23 - Pino 2 Projetado modificado na UNESP – São José dos Campos (tridimensional).....	55
FIGURA 24 - Pino 3 Flexipost (tridimensional).....	55
FIGURA 25 - Pino 4 Parapost (tridimensional).....	55
FIGURA 26 - Exemplo de aproximação de uma geometria real.....	57

FIGURA 27 - Tipos de Elementos.....	57
FIGURA 28 - Imagem da malha do modelo terminado.....	58
FIGURA 29 - Aplicação do carregamento.....	59
FIGURA 30 - Mapa de cores de máxima tensão principal da dentina do grupo 1.....	64
FIGURA 31 - Mapa de cores de máxima tensão principal na dentina radicular do grupo 2.....	64
FIGURA 32 - Mapa de cores de máxima tensão principal na dentina radicular do grupo 3.....	65
FIGURA 33 - Mapa de cores de máxima tensão principal na dentina radicular do grupo 4.....	65
FIGURA 34 - Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 1.....	66
FIGURA 35 - Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 2.....	66
FIGURA 36 - Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 3.....	67
FIGURA 37 - Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 4.....	67
FIGURA 38 - Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 1 na região do pescoço (escala bloqueada em 150 MPa)..	68
FIGURA 39 - Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 1 na região do pescoço (escala bloqueada em 150 MPa).....	68
FIGURA 40 - Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 2 na região do pescoço (escala bloqueada em 150 MPa).....	69
FIGURA 41 - Sobreposição da imagem da fratura sobre a imagem do mapa de cores de máxima tensão principal do grupo 2.....	69
FIGURA 42 - Regiões circundadas de áreas críticas de concentrações de tensões na dentina do grupo 3.....	81
FIGURA 43 - Regiões circundadas de áreas de concentrações de tensões na dentina do grupo 1.....	82

- FIGURA 44 - Regiões circundadas de áreas de concentrações de tensões na dentina do grupo 2.....82
- FIGURA 45 - Região de transição entre compressão e tração.....83

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 - Materiais utilizados.....	42
QUADRO 2 - Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas.....	60
QUADRO 3 - Região de fratura.....	63

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Valores individuais, médias e desvios-padrão (DP) referentes à análise de resistência à fratura (kgf).....	62
TABELA 2 - Análise de Variância um fator.....	63

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

mm = milímetro

GPa = giga Pascal

Cu-Al = cobre-alumínio

N = Newton

°C = graus Celsius

ANOVA = Análise de variância

MPa = mega Pascal

UNESP = Universidade Estadual Paulista

SJC = São José dos Campos

Cenpra = Centro de Pesquisas Renato Acher

CAD = Computer Aided Design

CAE = Computer Aided Engineering

DP = Desvio Padrão

kgf = kilograma força

µm = micrometro

kg = kilograma

MEF = Método dos Elementos Finitos

Yamamoto ETC. Desenvolvimento de Pino Intra-radicular, resistência à fratura e análise da distribuição de tensões através do método dos elementos finitos [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP; 2008.

RESUMO

A proposta do estudo foi avaliar um pino intra-radicular pré-fabricado metálico em titânio puro com rosca, projetado e desenvolvido na faculdade de odontologia de São José dos Campos - UNESP. O pino desenvolvido tem como objetivo, minimizar tanto as tensões que são encontradas quando do uso de pinos pré-fabricados quanto o custo benefício. Para a análise do pino utilizou-se o teste de resistência à fratura do conjunto pino/munhão/raiz, análise da fratura por microscopia e análise de tensões por elementos finitos. Foram analisados quatro sistemas de pinos metálicos pré-fabricados, divididos nos seguintes grupos: Grupo 1 – Pino desenvolvido, Grupo 2 – Pino desenvolvido modificado, Grupo 3 – Flexi Post, Grupo 4 – Para Post. Na resistência à fratura foram utilizados 40 dentes bovinos distribuídos aleatoriamente pelos grupos (n=10) e utilizados para a confecção de corpos de prova simulando a situação encontrada em boca. Os corpos de prova foram levados para uma máquina de ensaio universal (EMIC) e realizado o teste de compressão até sua fratura. Após a fratura dos corpos de prova, aquelas raízes que fraturaram foram fatiadas e analisadas microscopicamente. No método dos elementos finitos foram simulados os corpos de prova do teste de resistência à fratura em modelos computacionais para verificar a distribuição de tensões dos pinos estudados. Os três testes realizados tiveram resultados que interagiram. Conclui-se que os pinos desenvolvidos obtiveram bons resultados diante da análise de resistência à fratura e da análise de tensões com os melhores resultados.

PALAVRAS-CHAVE: Pinos intraradiculares; elementos finitos; resistência à fratura.

1 INTRODUÇÃO

O conceito de usar pinos no interior de raízes de dentes, como forma de retenção de coroas, não é recente. Em 1700 Fauchard inseria pinos de madeira no interior de raízes para promoverem retenção às coroas (Shillinburg⁶⁰, 1982). O problema do uso de pinos de madeira é que ocorria a expansão da madeira causando desta forma a fratura da raiz. A partir do século XIX começaram a utilizar estruturas metálicas, pois segundo Black⁵ em 1869 o metal era mais favorável, por ser mais resistente e não causar a expansão, principalmente com a utilização de ligas nobres.

A odontologia na atualidade tem como objetivo a diminuição de etapas e fases clínicas, porém mantendo a qualidade do tratamento (Smith⁶¹, 1998).

Quando ocorre uma grande perda tecidual coronária, comprometendo a manutenção das estruturas do dente e não sendo possível restaurá-lo com os materiais restauradores usuais, torna-se necessária a utilização de meios auxiliares de retenção no interior do conduto radicular (Stockton⁶⁸, 1999). Esse tratado endodonticamente, deve ser preparado com dilatação mínima e necessária para oferecer retenção e resistência à restauração, bem como manter a integridade dos tecidos dentários remanescentes. Na maioria das situações clínicas, a ausência de remanescente coronário não possibilita a restauração imediata da coroa dental tendo necessidade de se utilizar um meio de retenção intra-radicular.

Restaurar estas situações clínicas é um grande desafio para os cirurgiões-dentistas, devido ao elevado número de técnicas

disponíveis, tornando difícil a tarefa de selecionar a melhor opção de tratamento, visando uma maior longevidade (Carlini¹⁰, 1999).

O advento da técnica de tratamento endodôntico possibilitou a utilização de forma mais eficaz de núcleos intra-radulares, que eram indicados para reforçar a estrutura dentária enfraquecida pelos procedimentos executados durante as fases de limpeza e alargamento dos canais radiculares.

Sabe-se hoje que não ocorre aumento da resistência à fratura do elemento dental (Christensen¹⁵, 1996; Carlini¹⁰, 1999) e ainda, que grande quantidade de falhas clínicas, dentre elas a fratura do remanescente, pode estar relacionada à presença de núcleos intra-radulares (Sirimai⁵⁹, 1999). Assim, faz-se necessário o desenvolvimento de técnicas e materiais capazes de promover, concomitantemente, retenção do material restaurador e resistência ao remanescente dentário.

Uma das alternativas é a utilização de núcleos metálicos fundidos associados às coroas protéticas, que vêm sendo utilizados para a solução de situações em que, após o tratamento endodôntico, o remanescente coronário não permite a indicação isolada de restauração direta ou indireta. Os pinos metálicos fundidos apresentam como vantagem a utilização por muitos anos e comprovação por estudos científicos e clínicos. Dentre outras situações clínicas, eles podem ser indicados para dentes com canais radiculares amplos (Hunter ; Flood²⁷, 1989). Para a realização desse procedimento são necessárias no mínimo duas sessões clínicas, uma para obtenção do padrão de resina acrílica ou moldagem do canal radicular, intermediada pela fase laboratorial para a fundição, e outra sessão para ajuste e cimentação. Essa necessidade pode elevar o custo da restauração final (Christensen¹⁵, 1996). Ainda, não apresentam estética adequada para a confecção de coroas livres de metal, e os passos para sua confecção podem causar a recontaminação do canal radicular, possibilitando a ocorrência de insucesso do tratamento com aparecimento de lesões no ápice radicular.

Devido a estes fatores, pinos pré-fabricados foram desenvolvidos. Esses apresentam fácil instalação e tempo clínico reduzido quando comparados aos núcleos metálicos fundidos (Christensen¹⁶, 1998). A grande variedade de apresentações comerciais dificulta a seleção e indicação clínica, pois nenhum sistema pode ser aplicado para todas as situações (Terry et al.⁶⁶, 2001).

Os núcleos pré-fabricados mais utilizados atualmente são os de fibra de carbono e o de fibra de vidro. Possuem um módulo de elasticidade próximo do módulo de elasticidade da dentina, e dessa forma causam menor tensão e menor risco de fratura à estrutura radicular. Os núcleos metálicos fundidos chegam a apresentar um módulo de elasticidade 11 vezes maior, não se flexionam com a raiz durante a ação das forças mastigatórias, aumentando o risco de fratura (Burguess e Xu⁶, 1999; Ferrari²⁰, 2000).

Para a utilização dos pinos de fibra de vidro e de carbono é imprescindível a conservação da estrutura dentária e a presença de um remanescente coronário de pelo menos 2 mm. Isto é necessário devido ao seu baixo módulo de elasticidade. Durante a carga mastigatória em dentes sem remanescente coronário o risco é grande, pois pode ocorrer a flexão do pino e, conseqüentemente, a falha adesiva do cimento, sem sinais clínicos. Ocorre então a penetração de bactérias e saliva nas fissuras e formação de cáries secundárias, provocando o desprendimento do pino e o fracasso completo da restauração protética. Pinos que possuem um módulo de elasticidade baixo, a raiz suporta as cargas da mastigação. O que pode falhar é o retentor intra-canal. Se o módulo de elasticidade do pino for alto, esse normalmente suportará as cargas, mas com a possibilidade de causar danos à raiz.

Para Ulbrich⁷⁴ (2005), o módulo de elasticidade ideal de pinos deveria ser calculado considerando as necessidades contrastantes de um pino delgado, de um núcleo suficientemente sustentado e de um comportamento mecânico similar àquele dos tecidos dentais.

O objetivo primário da utilização de pino intra-radicular é promover retenção para a parte coronária (Xible⁷⁸, 2000). Pinos retidos primariamente por roscas, mecanicamente retidos na dentina, são considerados ativos. Aqueles que não são rosqueados à parede do canal e são suportados por cimento, são considerados passivos. Os pinos intra-radulares ativos são mais retentivos que os passivos, e os de paredes paralelas serrilhadas são mais retentivos que os cônicos. O autor menciona que os pinos intra-radulares convencionais são fabricados em aço inoxidável, em titânio e ligas de titânio, em ligas de ouro-platina-paládio e também aqueles que contêm cromo e bronze.

Entre os pinos pré-fabricados metálicos mais utilizados estão os pinos metálicos rosqueados paralelos (Morgano e Bracket⁴², 1999), por que fornecem retenção superior para o núcleo metálico fundido devido à sua forma e ao tipo de superfície.

A dureza e a resistência à corrosão são consideradas de maior relevância na seleção do metal do pino intra-radicular. O titânio e as ligas de titânio são os mais resistentes à corrosão, todavia a resistência do titânio é muito menor do que as ligas de cobalto-cromo-molibdênio e aço inoxidável. Os de bronze e aço inoxidável são pouco resistentes à corrosão.

O módulo de elasticidade do titânio é por volta de 117 GPa, bem menor quando comparado com uma liga Cu-Al para retentores fundidos que é 162 GPa (O'Brien⁴⁶, 1997; Ho et al²⁵. 1994)

Diversos fatores influenciam na escolha do retentor intra-radicular: alimentação, sexo e idade do paciente, comprimento e diâmetro da raiz e presença de remanescente dentário.

A escolha do tipo de retentor intra-radicular pode variar. Para o caso de raízes que possuem boa estrutura radicular, nada impede que recebam um pino fundido ou pré-fabricado metálico. Em raízes pequenas, de pouco diâmetro, o ideal é colocação de um pino com baixo módulo de elasticidade como os de fibra de vidro. Caso esse dente sofra

uma carga mastigatória muito grande, o risco de ocorrer a fratura na coroa é maior que o de ocorrer na raiz.

Observando vantagens e desvantagens da utilização de pinos ativos metálicos, foi desenvolvido um pino pré-fabricado metálico com rosca em titânio. O teste de resistência à fratura, análise microscópica da trinca e a análise de elementos finitos serão os métodos de estudo para avaliar o pino desenvolvido.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Análise de tensões e resistência à fratura

Standlee et al⁶⁶. em 1972, Trabert et al⁷². em 1973 e Caputo⁸ et al. em 1973 realizaram estudos com biomecânica, envolvendo pinos intraradiculares e utilizando análise de fotoelasticidade. Nestes estudos foram utilizadas três formas de pinos: (1) liso e afilado de 1,5 mm de diâmetro, (2) liso e paralelo com 1,4 mm de diâmetro e (3) pino rosqueado com 1,5 mm de diâmetro. As conclusões foram as seguintes:

- a) A concentração de forças diminui com o aumento do comprimento do pino;
- b) Pinos rosqueados demonstraram melhor distribuição de forças em pinos curtos;
- c) Pinos rosqueados demonstraram maiores níveis de concentração de forças quando as roscas estão totalmente engajadas na dentina;
- d) Pinos afilados produziram efeito de cunha aumentando a concentração de forças;
- e) Severas tensões são geradas com o uso impróprio de pinos rosqueados;
- f) Ângulos agudos produzem níveis altos de tensões na região apical durante o carregamento.

Deutsch et al¹⁸. (1983) definiram que os núcleos intraradiculares reforçam a estrutura dentária contra fratura quando existe estrutura coronária remanescente suficiente. Na falta de remanescente coronário, o núcleo intra-radicular é usado para repor a estrutura

coronária perdida, suportando e retendo a restauração protética. Após revisão de literatura, eles classificaram os pinos intra-radulares quanto à retenção, sendo os mais retentivos os que possuem paredes paralelas rosqueáveis, vindo, em seguida, os de paredes paralelas serrilhados e os de paredes paralelas lisos.

Peters et al.⁴⁷, em 1983, observaram que o sucesso pino/dente depende da espessura de dentina remanescente, da magnitude e direção da força aplicada, da geometria do pino, a adaptação do pino na parede radicular e da cimentação. Assim, os autores resolveram analisar a distribuição de tensões utilizando a análise de elementos finitos. Foi simulado um segundo pré-molar superior. A análise foi dividida em duas partes, a primeira analisou o diâmetro (2, 1.5, 1mm), o comprimento e a forma de cimentação, considerando a superfície cimento/pino perfeitamente aderida. A segunda análise considerou a interface dente/cimento como friccionada, para verificar a influência da adesão e neste caso três formatos de pino foram utilizados: cilíndrico longo, cilíndrico curto e cônico. Quando foi considerada a presença de fricção, os níveis de tensão foram cerca de 20 a 40% maiores do que com a interface aderida. Os autores observaram que a distribuição de tensões quando a carga era aplicada sobre a coroa era a mesma quando aplicada somente sobre o núcleo. De acordo com os resultados os pinos cilíndricos de maior diâmetro promoveram maiores valores de tensão. Quando determinada adesão perfeita não houve diferença quanto ao diâmetro. Quando considerada fricção, diâmetro duas vezes maior promoveu uma diminuição de 20% na tensão. Os pinos cônicos aumentaram as tensões em 25% no ápice do pino quando comparados com os pinos cilíndricos.

Reinhardt et al.⁵¹ em 1983 estudando a distribuição de forças de pinos intraradulares na dentina, observaram que há uma maior concentração de tensões na região apical do pino, pois, nesse local, ficam as tensões máximas de flexão, podendo desencadear a formação de

trincas nos dentes. Os autores enfatizaram a necessidade de minimizar a concentração de tensões no local através de um desenho apropriado do ápice do pino, evitando ângulos agudos.

Sorensen e Martinoff⁶⁴, em 1984, realizaram um estudo clínico. Avaliaram 6000 pacientes. Observaram 1273 dentes tratados endodonticamente, que foram analisados quanto à presença de pinos intraradiculares, tipo do pino, comprimento do pino e a presença de fratura. Do total 65,4% dos dentes não possuíam pinos intraradiculares, sendo que a taxa de sucesso foi de 89,9%. Os pinos mais encontrados foram os pinos metálicos fundidos (19,2%) e a taxa de sucesso foi 87,3%, menor que a taxa de sucesso encontrado nos dentes sem a presença de pinos. Observaram que os pinos que obtiveram mais sucesso foram os pinos paralelos serrilhados que atingiram 100% de sucesso. A frequência de utilização destes pinos foi muito baixa, apenas 38 dentes. Através de radiografias os autores observaram o comprimento dos pinos. Verificaram que pino com o comprimento menor que o comprimento da coroa tem taxa de insucesso superior aos dentes com pinos ausentes. Pinos com comprimento superior ao comprimento da coroa, a taxa de insucesso fica abaixo de 2,5%.

Kayser et al.³¹, em 1987, analisaram as vantagens e desvantagens de núcleos metálicos fundidos e dos núcleos pré-fabricados. Segundo os autores, a fabricação de núcleo fundido apresenta a desvantagem de custo alto, a necessidade de uma sessão extra e a insuficiente retenção em várias situações clínicas. Os autores recomendaram que, apesar dos bons resultados obtidos com núcleos pré-fabricados, os dentistas deveriam ser cuidadosos na sua indicação, limitando o seu uso em dentes isolados.

Segundo Christensen¹⁵, em 1996, pinos pré-fabricados em aço inoxidável são mais resistentes que pinos de titânio, porém a resistência das ligas de titânio já é suficiente para a produção de pinos

pré-fabricados para uso intraradicular, além de o titânio ser mais biocompatível que as ligas de aço inoxidável.

No ano de 1997, Marchi³⁶ comparou a resistência à fratura de raízes íntegras e debilitadas restauradas com núcleos fundidos ou pinos pré-fabricados metálicos. Para fixar as amostras, foi desenvolvida uma base metálica com um plano inclinado de 45°, cujo centro possuía uma perfuração central para fixação dos blocos de resina onde se encontravam as amostras. Dessa maneira, formava-se ângulo de 45° entre a superfície palatina do dente e a ponta em que incidia o carregamento compressivo durante o ensaio. Os resultados foram analisados estatisticamente e constatou-se que os pinos pré-fabricados apresentaram valores de resistência à fratura superiores aos de núcleos metálicos fundidos quando cimentados em raízes debilitadas, não apresentando diferença estatística quando comparados com o grupo contendo raízes íntegras. Concluiu seu trabalho afirmando que o agente adesivo associado à resina composta foi efetivo em reforçar raízes debilitadas.

Os pinos pré-fabricados apresentam vantagens tais como fácil instalação, tempo clínico reduzido, simplicidade e resistência quando comparados aos núcleos metálicos fundidos. Porém, a grande variedade de apresentações comerciais destes dificulta a seleção e indicação clínica, devido ao fato de que nenhum sistema pode ser aplicado em todas as situações (Terry et al.⁶⁶, 2001; Christensen¹⁶, 1998).

Martinez-Insua et al.³⁷ em 1998, compararam a resistência à fratura de 44 pré-molares tratados endodonticamente, divididos da seguinte forma: a) pinos pré-fabricados de fibra de carbono com núcleo em resina composta; b) núcleos fundidos em ouro. Todos os dentes foram posteriormente restaurados com uma coroa metálica em níquel-cromo. A resistência à fratura foi determinada em uma Máquina de Teste Universal Instron, aplicando-se a força, em uma angulação de 45° em relação ao longo eixo do dente. Os autores concluíram que, os dentes restaurados

com pinos de fibra de carbono e núcleo de resina composta, falharam na junção pino - núcleo antes de ocorrer fratura do dente. Em contraste, os dentes restaurados com núcleo fundidos em ouro, apresentaram fratura do dente, muito embora em resposta às cargas que não ocorrem normalmente na boca.

Em 1998, Mentink⁴⁰ et al. avaliaram a distribuição do esforço quantitativo durante a inserção dos pinos endodônticos em material fotoelástico. Um dos aspectos de importância foi a retentividade das roscas dos pinos. A amostra de tensão dentro do material fotoelástico revelou homogeneidade da distribuição de tensão ao longo de todo o comprimento das roscas, e que, quanto maior o número de roscas, maior era a tensão. A tensão foi registrada com um orifício, sendo a altura da rosca for de 0.8-1,0mm, é classificado como suave. Outra característica geométrica considerada foi a extensão coronária dos pinos. Mínimo estresse foi registrado no material em contato com a cabeça e a parte final do pino quando o contato desta face foi mais de 3 mm².

Segundo Morgano e Bracket⁴² (1999), na utilização de pinos metálicos cilíndricos, esses obtiveram 4,5 vezes mais retenções quando comparados com pinos cônicos, além de ocorrer uma melhor distribuição das cargas, quando comparados aos desenhos cônicos, pois provocou efeito de cunha na raiz. Foi verificado que o percentual de uso de pinos pré-fabricados tem se tornado muito popular entre os dentistas dos Estados Unidos, sendo que 40% desses dentistas usam pinos pré-fabricados e os mais usados são os serrilhados.

Em 1999, Burgess e Xu⁶, fizeram uma revisão para saber qual pino intracanal seria o ideal. Segundo os autores, um passo muito importante para o sucesso do procedimento restaurador é a correta seleção do pino intra-radicular. Na escolha do pino devem ser considerados alguns fatores do elemento dentário como posição do dente no arco, remanescente, configuração e diâmetro do canal e oclusão. Devem ser consideradas também, as características do pino como

comprimento, diâmetro, formato, configuração superficial e material de fabricação. Para o formato de pino os autores sugeriram que se utilize pino intracanal individualizado para canais ovóides e elípticos; e pino intracanal pré-fabricado para canais retos e paralelos. Sugeriram a manutenção de 5 mm de material obturador na porção apical do pino para preservar o selamento do canal.

Cohen et al.¹⁴, em 1999 compararam a retenção e a distribuição de tensões por fotoelasticidade sob carregamento vertical e oblíquo de dois sistemas de pinos pré-fabricados. Os pinos estudados foram o Flexi-Post (rosqueável e metálico) e o C-Post (passivo de fibra de carbono). O pino Flexi-Post mostrou-se mais retentivo (1180 N) do que o pino C-Post (171 N). Quanto à análise de fotoelasticidade, indicou que ambos os pinos tiveram mínimas tensões, mas o pino Flexi-Post distribuiu as tensões mais simetricamente que o pino C-Post. Os autores concluíram que o pino Flexi-Post é mais favorável que o pino C-Post quanto à retenção e à distribuição de tensões.

Em 2000, Smith et al.⁶² fizeram uma revisão sobre o uso dos pinos intra-radulares. Segundo os autores, os núcleos metálicos fundidos são indicados para dentes com canais elípticos ou excessivamente desgastados e os pinos pré-fabricados para dentes com canais circulares pequenos.

Os autores relatam que a seleção de um pino intra-radicular deve basear-se em: biocompatibilidade, propriedades físicas, características de manipulação, estética e economia.

A dureza e a corrosão são características de grande relevância na seleção do metal do pino intra-radicular. O titânio e as ligas de titânio são os mais resistentes à corrosão. Porém, a resistência do titânio é muito menor que as ligas de cobalto-cromo-molibdênio e aço inoxidável. No entanto, bronze e aço inoxidável são pouco resistentes à corrosão.

Os autores preconizaram que o pino intra-radicular ideal é aquele que tem alta resistência mecânica, material resistente à corrosão, que possua boas características retentivas e de distribuição de tensão e seja capaz de ser instalado com risco mínimo, tanto no que se refere à perfuração radicular quanto à perda de estrutura dental remanescente.

De acordo com Geng et al.²¹ (2001), Henry²⁴ (1977) e Oliveira⁴⁵ (2002), os métodos de Fotoelasticidade e Elementos Finitos têm se mostrado instrumentos valiosos na análise da distribuição de tensões relacionados com pinos intraradiculares. Estes métodos analisam propriedades mecânicas auxiliando no estudo de novos materiais e diminuindo riscos de falhas e fraturas da estrutura em estudo.

Vasconcellos et al.⁷⁵ em 2002, utilizando a análise de elementos finitos, analisaram a distribuição de tensões em uma prótese fixa de três elementos alternando os sistemas de pinos intraradiculares. Os autores simularam uma prótese fixa de três elementos com a ausência do segundo pré-molar, sendo os dentes suportes o primeiro pré-molar e o primeiro molar. O estudo foi dividido em dois grupos: no grupo 1, os dentes suportes receberam núcleos metálicos fundidos em ouro e no grupo 2, os dentes suportes receberam pinos pré-fabricados metálicos (Flexi-Flange) com núcleo de preenchimento em resina composta. Foi aplicada uma carga estática de 100N distribuída em 10 pontos ao longo de toda a estrutura. Observaram que o dente que sofre maior tensão é o dente pré-molar. Atribuíram esse fato à menor área da coroa comparada a do molar. As regiões de maiores concentrações foram a médio-inferior dos conectores e a disto-cervical do pré-molar. Grandes tensões na região disto-cervical do retentor podem ocasionar uma desadaptação da coroa e uma possível microinfiltração. As tensões na região disto cervical do pré-molar foram maiores no grupo 2. Segundo os autores isso ocorreu pelo menor módulo de elasticidade apresentada pela resina composta quando comparado ao ouro. Observaram também que a região apical do pino teve a maior concentração de tensões. Os autores concluíram a

necessidade do cuidado ao indicar pinos pré-fabricados em prótese parcial fixa principalmente em regiões onde o espaço protético é de grande extensão.

Zhi-Yue e Yu-Xing⁸⁰ em 2003, realizaram um estudo para investigar o efeito do formato do pino e a influência da presença de remanescente coronário na resistência à fratura de dentes humanos. O estudo foi dividido em 4 grupos (n=12). Todos os grupos receberam coroas metalo-cerâmicas. O grupo A foi o de controle, o dente recebeu apenas uma coroa metalo-cerâmica; o grupo B ficou com 2 mm de remanescente coronário e pino metálico fundido; o grupo C, sem remanescente coronário e pino metálico fundido; o grupo D com 2 mm de remanescente coronário, pino pré-fabricado (Parapost) e núcleo de preenchimento de resina composta. Só houve diferença estatística entre o grupo B e os outros. As médias e desvio-padrão foram: grupo B (1793,59 ± 387,93 N), grupo A (958,49 ± 286,02 N), grupo C (992,98 ± 291,00 N) e grupo D (994,94 ± 285,04 N). O grupo B que foi restaurado com pino metálico fundido e com presença de remanescente coronário obteve melhores resultados que os outros grupos. O grupo C que também foi restaurado com pino metálico fundido, mas sem remanescente coronário não diferiu dos grupos A e D.

Lewgoy et al.³³ em 2003 avaliaram, utilizando o método de elementos finitos, como pinos intraradiculares pré-fabricados metálicos podem alterar o padrão das tensões geradas de Von Mises. A comparação foi realizada entre os pinos pré-fabricados Flexi Post e Flexi Flange, sendo estes de aço inoxidável ou de titânio. Os pinos foram fixados com cimentos resinosos, preenchimento com resina composta e cobertos com coroas de cerâmica. Os autores puderam concluir que tanto os pinos em aço inoxidável quanto em titânio tiveram distribuições homogêneas das forças. Pinos de aço inoxidável causaram maior tensão que os de titânio. Com o pino Flexi Flange consegue-se distribuir melhor a carga, isto ocorre devido à presença da franja na parte coronária.

Ulbrich⁷⁴ em 2003 realizou dois estudos. O primeiro estudo foi realizado para simular dente tratado endodonticamente, sem remanescente coronário e restaurado com diferentes retentores, sendo núcleo metálico fundido (NMF), núcleo de resina (NR), pino de fibra de carbono (FC), pino de fibra de vidro (FV) e pino de titânio (TI) com preenchimento de resina composta. O segundo estudo foi realizado para simular a utilização de diferentes pinos em dentes com remanescente coronário. Uma carga estática à 45° de 100 N para o incisivo central superior (ICS) ou de 250 N para o canino superior (CS) foi aplicada próxima à borda incisal da superfície palatina para simular o esforço mastigatório. A maior concentração de tensões para os núcleos sem remanescente coronário foi decrescente na ordem TI, NMF, FV, FC e NR. No caso dos pinos pré-fabricados, utilizados nos dentes com remanescente coronário, o TI apresentou maior tensão, seguido pelo FV e FC. Isto sugere que os componentes intraradiculares não metálicos geram menor tensão radicular.

Mitsui et al.⁴¹, em 2004, estudaram a resistência à fratura de dentes bovinos restaurados com 5 diferentes pinos intraradiculares. Setenta e cinco dentes bovinos com dimensões similares foram divididos em 5 grupos (n=15) de acordo com o sistema de pino utilizado: pinos metálicos fundidos, pinos de titânio, pinos de fibra de vidro, pinos de fibra de carbono e pinos de zircônia. Os dentes foram incluídos em resina de polietileno e submetidos ao teste de resistência à fratura com compressão de 135°. Os pinos de titânio apresentaram maior valor de média de resistência à fratura quando comparados aos pinos de fibra de vidro e pinos de zircônia e valores similares comparados com os pinos de fibra de carbono. Com os pinos metálicos fundidos foram obtidos resultados similares aos pinos pré-fabricados. Os autores concluíram que os pinos de titânio e os pinos de fibra de carbono são mais indicados.

Soares et al.⁶³ em 2005, avaliaram a influência do material de inclusão e da simulação de ligamento periodontal na resistência à

fratura de dentes bovinos. Oitenta incisivos bovinos foram divididos em 8 grupos ($n = 10$) e, então, incluídos em cilindros com dois materiais, resina acrílica ou resina de poliestireno, usando-se quatro tipos de simulação do ligamento periodontal: 1 - ausência do ligamento; 2 - material de moldagem à base de poliéster; 3 - material de moldagem à base de polissulfeto; e 4 - material elastomérico à base de poliuretano. As amostras foram armazenadas em 100% de umidade a 37°C por 24 horas e então submetidas a carregamento tangencial na superfície palatina com velocidade de 0,5 mm/minuto até a fratura. Os padrões de fratura foram analisados de acordo com: 1 - fraturas coronais; 2 - fratura da junção esmalte-cimento; 3 - fratura parcial da raiz; 4 - fratura radicular total. A análise estatística empregou análise de variância fatorial e teste de Tukey ($p < 0,05$). Os resultados mostram que o método de inclusão e a simulação do ligamento periodontal tiveram efeito significativo na resistência à fratura. O ligamento periodontal artificial modificou os padrões de fratura.

Genovese et al.²², em 2005 investigou um novo sistema de pinos intraradiculares, comparando-o com outros sistemas e materiais utilizados para pinos. A análise teve como base verificar o comportamento biomecânico dos pinos. Com isso os autores utilizaram a análise de elementos finitos tridimensionais e validação com base em uma análise experimental. Na análise experimental ele utilizou 24 incisivos centrais humanos divididos em dois grupos: grupo 1 restaurados com pinos TV-CCPS e o grupo 2 restaurados com pinos TV-STAN, ambos os pinos fabricados pela Ivoclar-Vivadent sendo o primeiro um novo pino e o segundo o pino já presente no mercado. Os corpos-de-prova foram levados para uma máquina de ensaio universal e aplicados força à 135° até a fratura. Verificou-se que os tipos de fratura do grupo 1 foram mais favoráveis para reparo do que o grupo 2. A fratura do grupo 2 aconteceu no seu longo eixo seguindo a interface pino/dentina. No grupo 1 a fratura aconteceu obliquamente ao dente, iniciando no local da carga e

terminando na altura óssea. Na análise de elementos finitos foram realizados três tipos de carregamento: 1) simulando a mastigação com força de 500N à 45°, 2) simulando bruxismo com força de 100N no sentido vertical, e 3) simulando um impacto com força de 100N no sentido horizontal. Para esses testes, utilizaram-se pinos de fibra de vidro, pinos de carbono e pinos metálicos. Os resultados provaram que os valores máximos de tensões não alteraram quanto ao tipo de pino ou o material.

Rodriguez-Cervantes et al.⁵⁵ em 2007, tiveram como objetivo testar as seguintes hipóteses: se o desempenho biomecânico (resistência à fratura e distribuição de forças) de dentes restaurados com pinos de fibra de vidro são menos sensíveis ao diâmetro e comprimento do pino do que aqueles restaurados com pinos de aço inoxidável. Primeiramente um teste de resistência à fratura foi realizado com 80 incisivos centrais humanos: as coroas dos dentes foram removidas, os dentes tratados endodonticamente e restaurados (40 com pinos de fibras de vidro e 40 com pinos de aço inoxidável) de forma que o comprimento e o diâmetro variaram uniformemente. Os resultados foram analisados usando a análise de ANOVA. Em seguida, a técnica de elementos finitos foi usada para analisar modelos restaurados com diferentes tamanhos de pinos. Os autores concluíram que o diâmetro do pino tem efeito significativo no desempenho biomecânico de dentes restaurados com pinos de aço inoxidável. Menores falhas foram encontradas em pinos com diâmetros menores. Entretanto o diâmetro dos pinos dos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e o comprimento dos pinos para ambos os sistemas não afetaram o desempenho biomecânico. A distribuição de forças analisadas pelos elementos finitos corroborou para confirmar o teste laboratorial e confirmar a hipótese de que os pinos de fibra de vidro são menos sensíveis na escolha de seu tamanho.

2.2 Dentes bovinos

Estudos empregando dentes de diferentes animais têm sido realizados e os dentes bovinos têm demonstrado resultados comparáveis aos humanos em testes laboratoriais de adesão (Pioch et al.⁴⁸, 1996; Donassolo¹⁹ et al., 2007; Oesterle et al.⁴⁴ 1998).

Pioch e Staehle⁴⁸ (1996) realizaram um estudo comparando a resistência ao cisalhamento em dentes humanos e bovinos, na região amelo-dentinária. A média para os dentes humanos foi de 38,99 Mpa e para os dentes bovinos foi 37,40 MPa. Diante dos resultados, não houve diferença estatística entre os dentes.

Donassollo et al.¹⁹ em 2007 realizou um estudo que teve como objetivo testar a microdureza superficial do esmalte (E) e da dentina (D) em molares humanos decíduos (grupo d), molares humanos permanentes (grupo p) e incisivos bovinos (grupo b). Foram selecionados 4 espécimes de cada tipo de dente os quais foram mantidos em solução salina até o teste. Os espécimes foram incluídos em uma matriz com resina e polidos com papel metalográfico (até granulação 600) para planificar o esmalte. O teste de dureza Knoop foi realizado em um microdurômetro com carga de 200 g, sendo realizadas 5 leituras por dente. Os espécimes foram novamente submetidos ao polimento para expor dentina (próxima ao LAD), sendo novas leituras realizadas. Os dados foram submetidos à análise estatística (testes ANOVA e Tukey). Os valores médios de dureza (kg/mm^2) e desvio padrão foram os seguintes: Ed $338 \pm 30,1$; Ep $341 \pm 32,8$; Eb $326 \pm 25,5$; Dd $104 \pm 9,7$; Dp $93,3 \pm 8,7$; Db $91,2 \pm 7,3$. A dureza do esmalte foi maior que a da dentina nos três tipos de dentes ($p < 0,001$). Considerando o tipo de substrato, não houve diferenças estatísticas. Os autores concluíram então que os valores de dureza para esmalte ou dentina foram similares para dentes humanos decíduos e permanentes e dentes bovinos.

Oesterle et al.⁴⁴ em 1998 estudando a adesão de materiais ortodônticos ao esmalte humano e bovino, não encontraram diferença estatística. Os autores concluíram que esses achados devem-se à similaridade na microestrutura dos dois substratos.

Schilke et al.⁵⁸ (1998) em estudo da morfologia do tecido, não encontraram diferenças entre a dentina bovina e a dentina humana de dentes permanentes. Dentes bovinos apresentam dureza similar aos dentes humanos, em esmalte e em dentina superficial.

Tagami et al.⁶⁹ em 1990 notaram um aumento na permeabilidade dentinária devido a uma diferença nas dentinas profunda e superficial em ambas as dentinas humana e bovina. Concluíram que incisivos bovinos possuíam túbulos dentinários mais largos e com conseqüente aumento da micro-porosidade, todavia eram similares quando comparada com a dentina da raiz do molar humano.

Os resultados desses trabalhos permitem inferir que os dentes bovinos podem ser considerados substitutos aceitáveis dos dentes humanos, em estudos laboratoriais. Adicionalmente, o uso de dentes bovinos permite o aumento do número amostral e o emprego de dentes em fase similar de maturação (Mota et al.⁴³, 2003).

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar e comparar com outro dois sistemas de pinos pré-fabricados, o pino intra-radicular pré-fabricado rosqueado em titânio projetado e desenvolvido na Faculdade de Odontologia de São José dos Campos por meio da utilização do teste de resistência à fratura e do método dos elementos finitos.

A hipótese é que os pinos intra-radiculares desenvolvidos terão resultados semelhantes ou melhores que os resultados dos outros dois sistemas de pinos estudados.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Desenvolvimento do pino

Por intermédio de revisão bibliográfica e estudos científicos pôde-se chegar ao comprimento, diâmetro do pino e passo de rosca, formando a parte ativa do pino que estará no canal radicular e em contato com a dentina. A rosca foi projetada com forma cortante para induzir pouca tensão à dentina radicular durante sua inserção e também para possibilitar retenção no conduto radicular. Foram realizados frisos laterais na rosca para aumentar seu poder de corte (Figura 1 e 2 – Corte AA).

A cabeça é a parte responsável do pino pela retenção do núcleo de preenchimento ou de restauração. Nela foi realizado um sistema de encaixe de chave quadrada utilizada em implantes (Figura 1, 2 – Corte BB e Figura 4). A cabeça foi projetada de forma que ela se apóie no remanescente coronário, distribuindo melhor as tensões para a raiz. O corpo da cabeça possui frisos horizontais e verticais para a retenção do material de preenchimento ou restauração.

Tanto o preparo do conduto quanto o método de parafusar o pino foram planejados para serem de fácil manipulação pelo profissional e que seja acessíveis comercialmente. Para o preparo do conduto é necessário a utilização de brocas tipo Largo e para a inserção do pino, o uso de chave quadrada utilizada em implante, para ser rosqueado.

Com o projeto do pino intra-radicular pré-fabricado terminado (Figura 1 e 2) foi realizado contato com o fabricante para que fosse possível realizar a usinagem do pino. A empresa Conexão, que fabrica

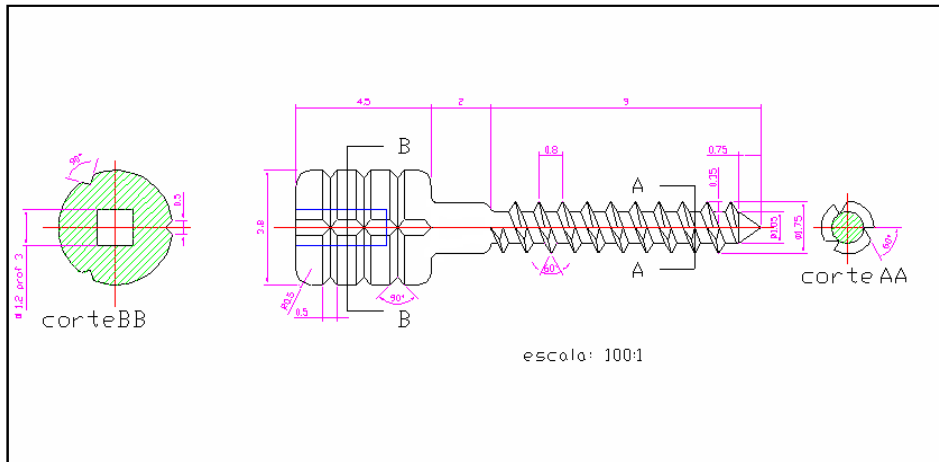


FIGURA 2 – Projeto do pino metálico modificado



FIGURA 3 – Pino usinado



FIGURA 4 – Encaixe para chave quadrada



FIGURA 5 – Pino modificado

4.2 Teste de Resistência à Fratura

4.2.1 Descrição dos materiais

Para a realização desta pesquisa foram utilizados os materiais descritos no QUADRO 1.

Quadro 1 – Materiais utilizados (continua)

Material	Nome Comercial	Fabricante
Disco diamantado	Disco diamantado dupla face nº7020	KG Sorensen do Brasil – São Paulo –SP
Paquímetro digital	Paquímetro digital	Starrett Ind. e Com. Ltda, Itu – SP – Brasil
Solução isotônica de cloreto de sódio a 0,9%	Soro fisiológico	Laboratório Tayuyana Ltda, Nova Odessa-SP-Brasil
Hipoclorito de sódio 1%	Solução de Milton	Asfer – São Caetano do Sul – SP – Brasil
Limas endodônticas	Hedstrom, K-file	Maillefer- Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil
Cones de papel Absorvente	Pontas de papel ISO	Maillefer- Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil
Cones de guta percha primário e secundário	Guta ISO Calibrada	Maillefer- Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil
Cimento endodôntico	Sealapex	Kerr® Corporation, Romulus, Michigan – USA
Cimento provisório	Cavit	ESPE, Saint Paul – USA
Delineador	Delineador Bio-Art	Bio-Art, Equipamentos Odontológicos, São Carlos, SP, Brasil
Broca de Largo	Largo Peeso Reamer	Maillefer- Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil
Ponta diamantada	Ponta diamantada cilíndrica nº 2094	KG Sorensen do Brasil – São Paulo –SP
Ácido fosfórico 37%	Ácido fosfórico Dentsply	Dentsply – Rio de Janeiro – RJ – Brasil
Sistema adesivo Fotopolimerizável	Single Bond 3M	3M Sumaré, SP, Brasil
Resina composta híbrida Fotopolimerizável	Filtek Z250	3M, Sumaré, SP, Brasil

QUADRO 1 – Materiais utilizados (conclusão)

Aparelho Fotopolimerizador	Ultra Lux	Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil
Broca Lentulo	Lentulo	Maillefer- Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil
Adesivo para silicona	Universal trya adhesive	Zhermack – Italy
Silicona de condensação	Xantopren	Heraus Kulzer – Alemanha
Cera	Cera rosa 7	Polidental, Cotia – SP –Brasil
Resina de poliuretano	F16 AXSON A e B	Saint-Ouen l'Aumône – France
Pino projetado de titânio	Pino intraradicular	Unesp – São José dos Campos
Pino projetado modificado de titânio	Pino Intraradicular	Unesp – São José dos Campos
Pino de aço inoxidável	Flexipost	EDS (Essential Dental Systems), S. Hackensack, NJ – USA
Pino de titânio	Parapost	Coltène/Whaledent Altstätten/Switzerland
Máquina de ensaios Universal	Emic DL 2000	São José dos Pinhais, PR – Brasil
Máquina de corte	labcut 1010	Extec Corp., Enfield – USA
Cimento	Cimento de fosfato de zinco	SSWhite – Rio de Janeiro – RJ – Brasil
Resina acrílica quimicamente ativada	Jet	Clássico
Estereomicroscópio	Stemi 2000 C	Zeiss

4.2.2 Confeção dos corpos de prova

Foram coletados 144 dentes incisivos bovinos no frigorífico Mantiqueira em São José dos Campos, destes, 46 dentes possuíam anatomia, dimensões discrepantes e ápices abertos foram descartados. Os demais, 98 dentes, foram limpos e raspados com curetas periodontais e bisturi. Estes dentes foram seccionados, com um disco de diamante montado em uma cortadeira, padronizando o comprimento radicular em 16 mm. Após os cortes, foram descartados os que possuíam canais amplos ou atrésicos. Os 79 dentes restantes foram mensurados com uso de um paquímetro digital na região cervical e foram selecionados os 40

dentes que mais se aproximavam da média do diâmetro dos dentes no sentido mesio-distal e vestibulo-lingual.

Após a padronização das raízes, as polpas foram removidas por limas Hedström, tratadas endodonticamente empregando instrumentação até a lima Kerr 50 e irrigadas com hipoclorito de sódio a 1%.

Os dentes foram lavados com soro fisiológico e aspirados com cânulas de sucção metálica e secos com cones de papel absorvente nº 50. Posteriormente foram obturados com cones de guta percha nº50, cones acessórios, cimento à base de hidróxido de cálcio, a 1 mm aquém do ápice radicular, restaurados com cimento provisório e armazenados em estufa à 36° C por 24 horas.

Os dentes foram divididos em 4 grupos de 10 dentes cada e distribuídos aleatoriamente para cada grupo. Esses grupos foram divididos de acordo com o tipo de pino intra-radicular utilizado: grupo 1 - pino projetado (UNESP-SJC), grupo 2 – pino projetado modificado (UNESP-SJC), grupo 3 – Flexi Post (EDS) nº2 e grupo 4 – Para Post (Coltène Whaledent) nº7.

No grupo 1 o preparo radicular foi realizado com broca de Largo nº6 na profundidade de 11 mm. O grupo 2 o preparo radicular foi realizado com broca de Largo nº6 na profundidade de 11 mm e para a adaptação do pescoço foi utilizado uma ponta diamantada cilíndrica nº 2094 (KG Sorensen) de 2 mm de profundidade. No grupo 3 e 4 os canais foram preparados com 11 mm de comprimento com broca própria do fabricante.

Para a simulação do ligamento periodontal, foi utilizada cera 7 para conseguir um espaço de 0,3 mm em torno de toda a raiz, que forneceu espaço a ser preenchido por silicona de condensação. Para este passo, os dentes foram marcados por duas linhas, uma 3 mm aquém da região cervical e outra 11 mm aquém da região cervical. Esta linha serviu como referência para a mensuração com o paquímetro digital antes

e após a aplicação da cera 7 (Figura 6 e 7). A cera 7 foi aquecida e o dente mergulhado na cera até que a espessura de 0,3 mm de espessura fosse conseguida.



FIGURA 6 – Marcações no dente



FIGURA 7 – Dente envolvido com cera

Para o embutimento do dente na resina de poliuretano, as respectivas brocas, que realizaram o preparo do conduto radicular de cada dente, foram travadas no canal radicular de cada dente e os extremos das brocas, presos a um delineador. Dessa forma, o longo eixo do dente está sempre à 90° em relação à base do bloco de poliuretano.

O dente fixado ao delineador foi posicionado no centro de um cilindro ligeiramente cônico, metálico, dotado de 26 mm de diâmetro de base superior, 24 mm de diâmetro de base inferior e 30 mm de altura (Figura 8).

O líquido A e o B do poliuretano foram misturados na mesma proporção. A mistura foi vertida dentro do cilindro previamente vaselinado envolvendo o dente até o limite de 3 mm aquém da sua cervical do dente, até a primeira marcação. Após a presa final do bloco de poliuretano, este foi removido do cilindro.

Os dentes embutidos no poliuretano foram removidos com um fórceps. A cera que envolvia o dente e que ficou fixado no poliuretano foi removida com água e o dente foi limpo com pedra pomes e água (Figura 9).



FIGURA 8 – Dente fixo ao delineador



FIGURA 9 – Modelo de poliuretano após o dente e a cera serem removidos

A superfície radicular e a cavidade do poliuretano receberam adesivo universal para silicona. O xantopren foi espatulado, injetado na cavidade do bloco de poliuretano e pincelado sobre a superfície radicular. A raiz foi então posicionada dentro da cavidade no bloco de poliuretano.

A cimentação dos pinos foi realizada com cimento de fosfato de zinco. Nos grupos 1, 2 e 3 os pinos eram ativos e não precisaram de peso para cimentação. No grupo 4, o pino é passivo. Para a cimentação do pino foi necessário o uso de um delineador, a qual foi acoplado um peso de 500 gramas sobre sua haste vertical para padronizar a força de cimentação do grupo.

Após a cimentação foi realizado um núcleo de preenchimento de resina composta através de uma matriz cilíndrica plástica de 5 mm de diâmetro e 5 mm de altura. Inicialmente foi realizado condicionamento com ácido fosfórico 37% na superfície radicular por 20 segundos, para, em seguida, ser lavado abundantemente e seco com bolinhas de algodão. Foi então aplicado adesivo Scotchbond® e construído o núcleo de preenchimento em resina composta (Figura 10).



FIGURA 10 – Corpo de prova terminado

Os corpos-de-prova foram novamente posicionados dentro dos cilindros metálicos e embutidos em dispositivo metálico de aço inoxidável formando um ângulo de 45° entre o braço vertical da máquina de ensaio universal e o longo eixo das raízes (simulando a oclusão dos dentes anteriores superiores e inferiores de um paciente Classe I de Angle). Todo o conjunto foi adaptado em máquina de ensaio universal (Emic DL 2000, São José dos Pinhais, PR - Brasil) e recebeu aplicação do carregamento na velocidade de 0,5 mm/min (Figura 11 e 12).

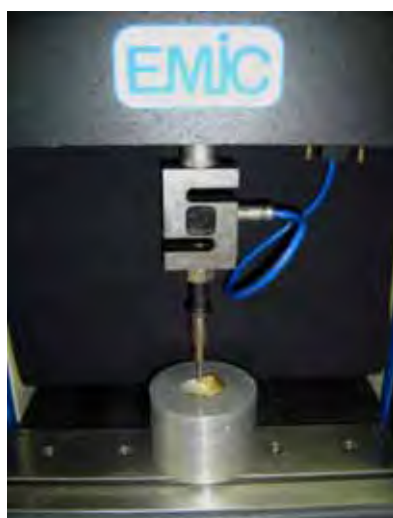


FIGURA 11 – Corpo de prova na máquina de ensaio universal EMIC.

FIGURA 12 – Corpo de prova à 45° .

4.3 Verificação de trincas

Após os corpos de prova serem testados até a fratura, as raízes fraturadas foram analisadas microscopicamente para verificar o caminho percorrido por esta.

Os dentes fraturados foram incluídos em resina acrílica quimicamente ativada em um molde de silicona (Figura 13).



FIGURA 13 – Dente incluído em resina acrílica.

O conjunto, bloco e dente, foi levado para uma máquina de corte (labcut 1010 – Exttec) e fracionado em fatias de 1mm de espessura (Figura 14 e 15).



FIGURA 14 – Máquina de corte Labcut



FIGURA 15 – Bloco sendo fatiado.

As fatias dos dentes foram levadas à um estereomicroscópio (figura 16) para obtenção de imagens das trincas. A imagem foi fotografada e sobreposta sobre um mapa de cor de tensão principal obtido pelo método dos elementos finitos.



FIGURA 16 – Estereomicroscópio

4.4 Elementos finitos

A biomecânica é uma das áreas para aplicação do método dos elementos finitos, permitindo o estudo da interação dos tecidos vivos com estruturas reabilitadas. Estas complexas estruturas podem ser analisadas em relação à eficiência, integração e durabilidade segundo Geng²¹, em 2001.

O emprego de alta tecnologia, nas mais diversas áreas do conhecimento humano tem se tornado o cotidiano do desenvolvimento e da pesquisa. Essa tendência também tem atingido aplicações voltadas para a área de saúde, trazendo tecnologia antes exclusiva de outras áreas para modernizar técnicas e ferramentas dos profissionais de saúde. Esse tipo de aplicação tem exigido alterações na perspectiva dos profissionais envolvidos, expondo-os a um novo paradigma de integração multidisciplinar.

Os modelos computacionais e a análise dos elementos finitos foram realizados no CenPRA (Centro de Pesquisas Renato Archer do Ministério da Ciência e Tecnologia).

4.4.1 Modelagem geométrica

A geometria e as dimensões das estruturas foram baseadas no estudo experimental de resistência à fratura.

O poliuretano que simulava o osso tinha como dimensões: 26 mm de diâmetro de base superior, 24 mm de diâmetro de base inferior e 30 mm de altura.

Ao redor do dente foi realizado a simulação do ligamento periodontal de 0,3 mm de espessura.

Um dente bovino foi escaneado por um scanner tridimensional (MODELA) (Figura 21) e a imagem exportada para o programa CAD Rhinoceros.

O munhão tinha 5 mm de diâmetro e 5 mm de altura.

As dimensões dos pinos estão representadas da figura 17 à 20.

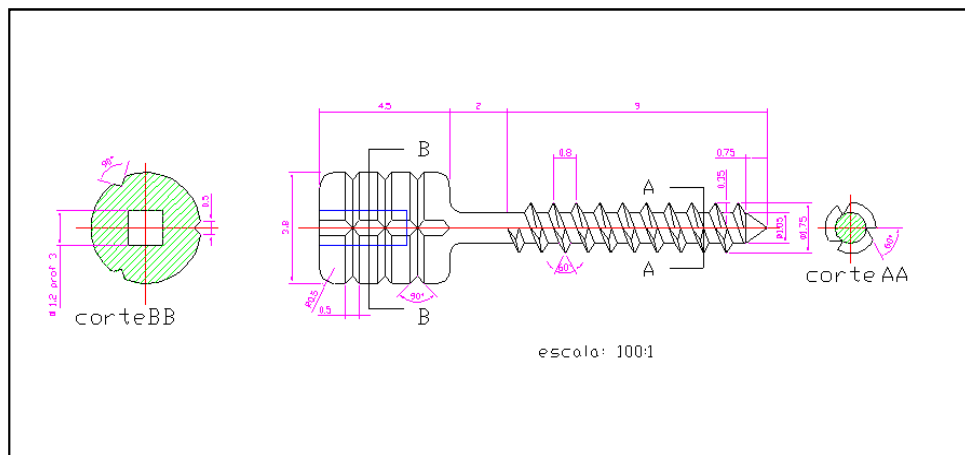


FIGURA 17 – Pino Projetado na UNESP - São José dos Campos

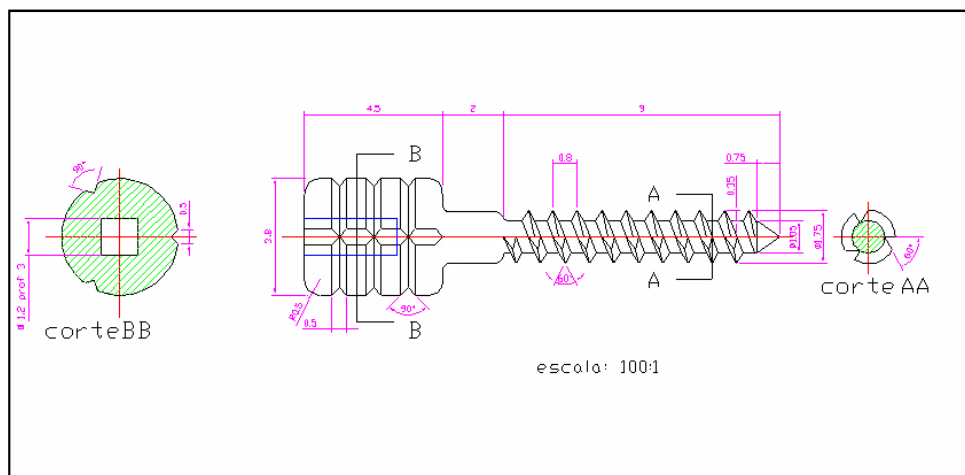


FIGURA 18 - Pino Projetado modificado na UNESP - São José dos Campos

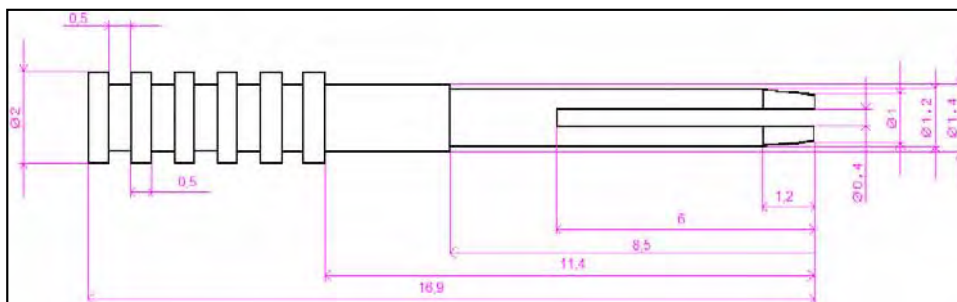


FIGURA 19 – Pino Flexipost (EDS)

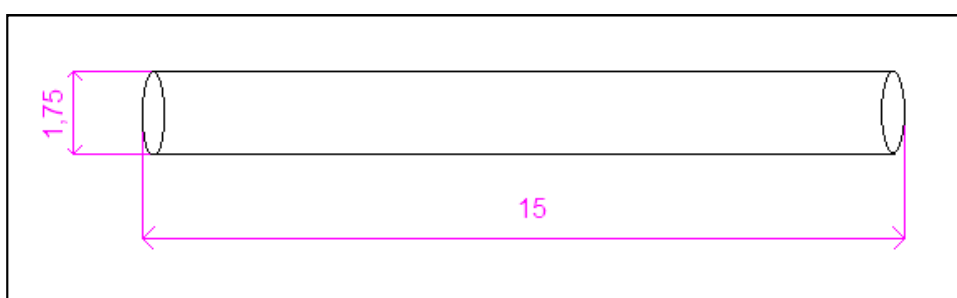


FIGURA 20 – Pino Parapost (Coltène Whaledent)

4.4.2 Modelagem das estruturas

Para a realização desta etapa foram utilizados no CenPRA, os programas CAD Rhinoceros e Solidworks.

O desafio da utilização de ferramentas CAD comerciais para aplicações em bioengenharia está no caráter singular das estruturas anatômicas e na alta complexidade envolvida em sua representação digital. Ao contrário de estruturas projetadas, que podem ser representadas por operações geométricas simples, organizadas em atributos como furos e rasgos de encaixe, as estruturas anatômicas são altamente complexas e individuais, necessitando uma representação muito mais complexa.

CAD, da língua inglesa, *Computer Aided Design*, ou projeto assistido por computador, corresponde a uma classe de programas de

computador utilizados pelos mais diversos ramos do conhecimento humano. Contudo, atualmente, este tipo de ferramenta é, na maior parte das vezes, utilizada para a otimização e desenvolvimento de projetos técnicos.

Os sistemas CAD permitem a construção de uma série de entidades geométricas como pontos, curvas, superfícies e sólidos, assim como ocorreria na elaboração de um desenho técnico tradicional nas antigas pranchetas de desenho. Somado a isso, além de construir, também é possível editar estas entidades de tal forma que, caso haja necessidade, possíveis alterações possam vir a ser realizadas no projeto antes de sua concepção final, de maneira ágil e com custo relativamente baixo.

Em se tratando de programas CAD, estes podem ser subdivididos nas categorias bidimensional e tridimensional. Quanto aos tridimensionais, o protocolo utilizado para a modelagem das superfícies pode variar dependendo do programa e da finalidade. Dentre estes, tem destaque o protocolo NURBS (Non Uniform Rational B Spline).

Este protocolo faz uso das “*bsplines*” que, assim como qualquer curva, são definidas matematicamente por dois ou mais pontos de controle denominados nós, diferenciando-se das demais em função de sua formulação matemática mais complexa que justamente permitiu a representação das geometrias orgânicas complexas utilizadas neste trabalho.

O dente que é uma estrutura orgânica e de anatomia complexa após ser escaneado (Modela – Roland – Figura 20) teve sua imagem exportada para o programa CAD Rhinoceros a fim de que as geometrias fossem modeladas. Esse programa é mais fácil para a modelagem de estruturas orgânicas complexas, sendo esse o motivo de seu uso na modelagem do dente e do ligamento periodontal.



FIGURA 21 – Scanner tridimensional – MODELA

Para partes geométricas, como por exemplo, a geometria do corpo de poliuretano, os pinos (Figura 22-25) e o munhão foi utilizado o programa CAD Solidworks, por ser um programa para realização de estruturas geométricas.

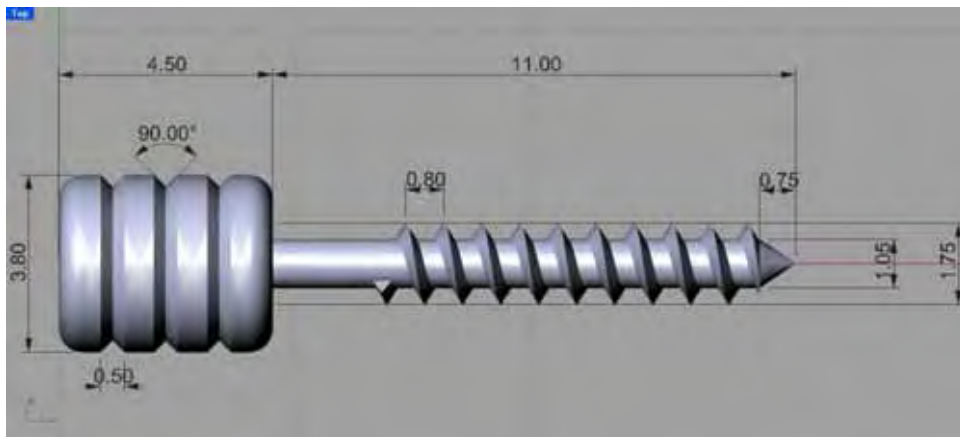


FIGURA 22 – Pino 1 Projetado na UNESP – São José dos Campos (tridimensional)

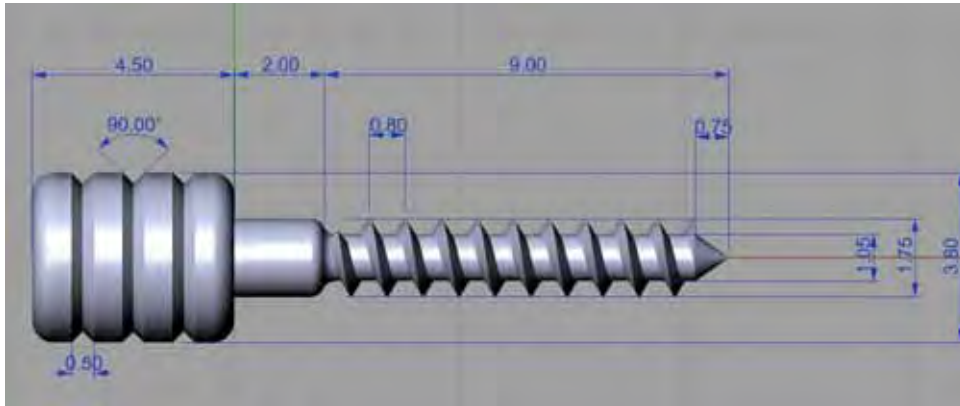


FIGURA 23 – Pino 2 Projetado modificado na UNESP – São José dos Campos (tridimensional)

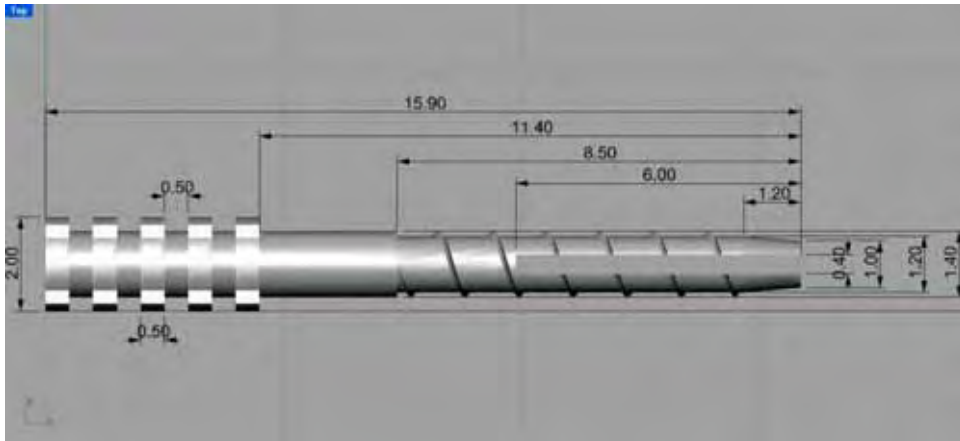


FIGURA 24 – Pino 3 – Flexipost (tridimensional)

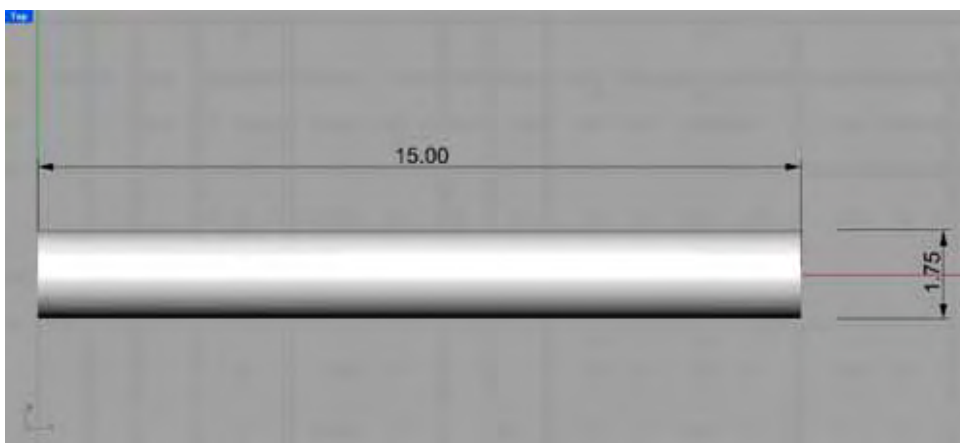


FIGURA 25 – Pino 4 Parapost (tridimensional)

4.4.3 Análise

O processo de análise consiste basicamente, na modelagem inicial do problema mecânico por meio da utilização de uma equação diferencial analítica, seguido de um tratamento numérico. Este tratamento numérico é uma simplificação do equacionamento analítico inicial por avaliações numéricas que usam hipóteses simplificadoras, influenciando na qualidade final dos resultados obtidos.

O cálculo destas equações é realizado por meio da utilização de geometrias. Estas geometrias são descritas por funções conhecidas e pontos definidos denominados nós, tendo por objetivo a padronização e simplificação dos procedimentos de cálculo.

Teoricamente, quanto maior a quantidade de nós presentes na malha, mais rica será a qualidade de análise. Entretanto, uma maior quantidade de nós implica em maior custo computacional, pois cada nó adiciona um conjunto de equações ao sistema, e conseqüentes propagações de erros de truncamento numérico, devido aos cálculos adicionais (Figura 26).

Por outro lado, uma quantidade muito pequena de nós pode comprometer a modelagem do problema mecânico e a qualidade dos resultados, pois a representação do modelo passa a ser insuficiente.

Ciente destes pormenores, uma solução de compromisso consiste em refinar a malha nas regiões de maior solicitação mecânica, em detrimento das outras menos solicitadas, tal abordagem acaba por demandar conhecimento multidisciplinar das áreas envolvidas no estudo, como é o caso das aplicações voltadas para a área de Bioengenharia.

Neste trabalho as áreas mais importantes foram os pinos intraradiculares e o dente. Nestas áreas foi realizado o refinamento da malha e, por conseqüência, dos elementos finitos.

Os elementos podem ser uni, bi ou tridimensionais (Figura 27), dependendo do tipo de representação geométrica escolhida. Neste estudo a análise foi realizada tridimensionalmente.

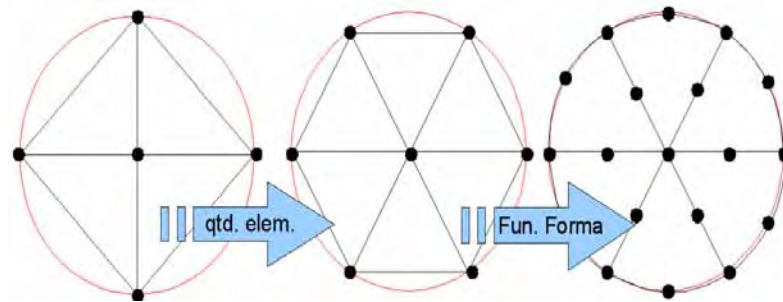


FIGURA 26 - Exemplo de aproximação de uma geometria real. (Uehara⁷³, 2008)

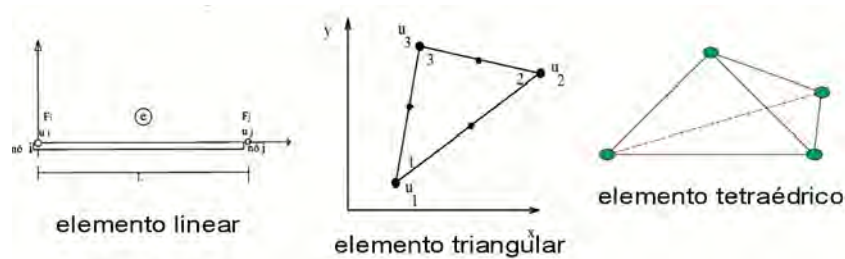


FIGURA 27 - Tipos de Elementos (Uehara⁷³, 2008)

Modelagem CAE (Computer Aided Engineering).

Importação da Geometria

Após serem concebidas no ambiente CAD do Rhinoceros[®], as geometrias foram exportadas no formato STEP 214 Automotive Design (*.stp) e, posteriormente, importadas para o ambiente CAE (Computer Aided Engineering) do NEi Nastran[®].

Este formato foi escolhido em função dos testes de importação que envolveram outras extensões CAD como ACIS (*.sat), IGES (*.igs) e PARASOLID (*.x_t); que, por fim, revelaram a melhor

compatibilidade do arquivo STEP com o NEi Nastran. Neste contexto, entende-se por “*boa compatibilidade*”, a capacidade de o programa conseguir realizar devidamente a importação da geometria sem que a mesma possua qualquer tipo de inconsistência, dentre as mais graves e freqüentes destacam-se as superfícies ou curvas degeneradas.

4.4.4 Definição das propriedades dos elementos da malha

A geração de malhas de elementos finitos em geometrias orgânicas relacionadas a aplicações em bioengenharia é um constante desafio, tendo em vista que essas aplicações demandam ferramentas e elementos para a representação destes volumes.

Desta forma, utilizou-se uma malha controlada definida por elementos tetraédricos quadráticos, caracterizados por pirâmides de base triangular, com um nó em cada vértice e outro no centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento, caracterizando-os assim como uma boa opção para a dada aplicação. Pode-se verificar a malha do modelo terminado na Figura 28.



FIGURA 28 – Imagem da malha do modelo terminado

4.4.5 Carregamento e condições de contorno

A análise foi realizada com o modelo fixado na região externa do cilindro e aplicado um carregamento de 500N aplicado no munhão com uma inclinação de 45° em relação ao longo eixo do dente (Figura 29). A ligação entre as estruturas do modelo foi considerada como sendo rigidamente acoplados.

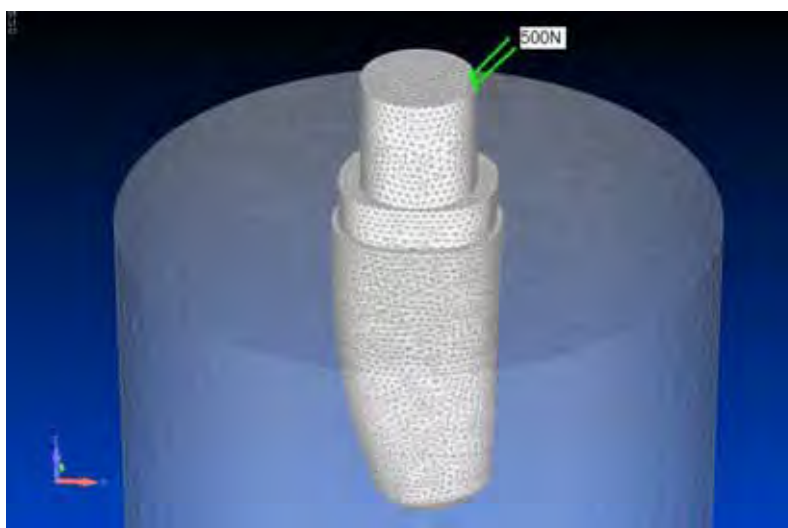


FIGURA 29 – Aplicação do carregamento

4.4.6 Propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas dos materiais estruturas são dados fundamentais para que o programa possa executar a análise e para que esta seja o mais fiel possível.

Segundo os trabalhos de Holmes²⁶ (1996), Joshi³⁰ (2001) e de acordo com programa de análise de elementos finitos são necessário dois dados: o módulo de elasticidade, representada pela letra “E” e o

coeficiente de Poisson, representada pela letra “ ν ”, já que os modelos foram considerados isotrópicos (apresentam as mesmas propriedades em qualquer direção considerada), elásticos (recuperam as dimensões originais quando retirada a carga) e contínuo (não apresentam espaços vazios).

Módulo de elasticidade é a relação existente entre a tensão e a deformação. É basicamente o grau de elasticidade do material.

Coeficiente de Poisson é um valor entre as deformações transversais e longitudinais. Quando aplicamos uma força no eixo X do material, haverá uma deformação nos eixos Y e Z.

As propriedades mecânicas dos materiais e das estruturas não possuem um tratamento consensual na literatura. Em razão disso, foram utilizados aqueles valores que mais apareceram nos estudos. Na revisão de literatura não foi encontrado o coeficiente de Poisson da dentina bovina e nem da sílica. Como a dentina bovina é muito semelhante à dentina humana tanto em suas propriedades quanto na sua estrutura (Donassolo¹⁹, 2007, Schilke⁵⁸, 1998) foi utilizado o coeficiente de Poisson da dentina humana. O mesmo aconteceu com a sílica, para a qual foi utilizado o coeficiente de Poisson do ligamento periodontal (QUADRO 2).

QUADRO 2 – Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas.

Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Dentina (bovino)	13,7	0,31(dent. humana)	Sano et al ⁵⁷
Silicona (ligamento periodontal)	0,088	0,45(lig period.)	Jamani et al ²⁹ .
Poliuretano	0,104	0,3	Completo et al ¹⁷ .
Resina Composta	21,2	0,24	O'Brien ⁴⁶
Titânio	117	0,33	O'Brien ⁴⁶
Aço inoxidável	200	0,33	Ho et al ²⁵

4.4.7 Análise de tensões

Um corpo submetido a esforços externos pode reagir a eles de maneira elástica, deformando-se e acumulando tensão. Esta tensão pode ser analisada internamente no corpo de acordo com alguns critérios, observando valores de tração, compressão e cisalhamento em cada eixo coordenado independente (x, y e z), para cada nó do problema analisado.

Existem diversos critérios de análise, mas dois deles costumam ser mais utilizados, são o critério de Von Mises e da tensão máxima principal. O critério de Von Mises baseia-se em uma composição da energia de distorção atuando no material, que é fortemente relacionada às tensões de cisalhamento, enquanto o critério de tensão máxima principal relaciona-se prioritariamente à tensão de tração, que são mais críticas em caso de materiais frágeis como ossos e dentes.

5 Resultados

5.1 Resistência à fratura

Os dados, as médias e desvios-padrão de cada grupo estudado estão apresentados no QUADRO 3 e a região de fratura na QUADRO 4.

Para a análise dos resultados, fez-se uso do teste de Análise de Variância (ANOVA) a um critério, $p < 0,05$ (TABELA 1). O programa utilizado foi o Minitab for Windows (Release 14 – 2004 – Minitab Inc.). A Análise de Variância mostrou não haver diferença estatística entre os grupos.

TABELA 1: Valores individuais, médias e desvios-padrão (DP) referentes à análise de resistência à fratura (kgf)

<i>Espécime</i>	<i>Grupo I</i>	<i>Grupo II</i>	<i>Grupo III</i>	Grupo IV
	<i>Pino Projetado</i>	<i>Pino Projetado modificado</i>	<i>Pino Flexipost</i>	Pino Parapost
1	50,89	54,68	50,35	58,48
2	52,87	55,32	40,21	36,70
3	49,57	40,40	42,32	42,50
4	35,04	52,06	35,71	48,19
5	37,16	58,58	49,47	50,85
6	59,36	52,48	35,67	40,57
7	51,53	58,00	50,80	50,71
8	32,34	42,38	45,67	56,70
9	45,57	41,38	43,90	50,67
10	42,00	44,57	44,30	40,80
Média	45,63	49,98	43,84	47,61
Desvio-Padrão	8,77	7,08	5,52	7,23

QUADRO 3: região de fratura

Espécime	Grupo I Pino Projetado	Grupo II Pino Projetado modificado	Grupo III Pino Flexipost	Grupo IV Pino Parapost
1	Fratura adesiva do munhão	Fratura coesiva do munhão	Raiz	Fratura coesiva do munhão
2	Fratura adesiva do munhão	Raiz	Raiz	Fratura coesiva do munhão
3	Fratura adesiva do munhão	Raiz	Fratura coesiva do munhão	Fratura coesiva do munhão
4	Fratura adesiva do munhão	Raiz	Raiz	Raiz
5	Fratura adesiva do munhão	Fratura coesiva do munhão	Raiz	Raiz
6	Fratura adesiva do munhão	Fratura coesiva do munhão	Raiz	Fratura coesiva do munhão
7	Fratura adesiva do munhão	Fratura coesiva do munhão	Raiz	Raiz
8	Fratura adesiva do munhão	Raiz	Raiz	Fratura coesiva do munhão
9	Fratura adesiva do munhão	Fratura coesiva do munhão	Fratura coesiva do munhão	Raiz
10	Raiz	Fratura coesiva do munhão	Fratura coesiva do munhão	Raiz

TABELA 2: Análise de Variância um fator.

Fator	F	P
Grupo	1,33	0,28

5.2 Análise de Elemento Finito

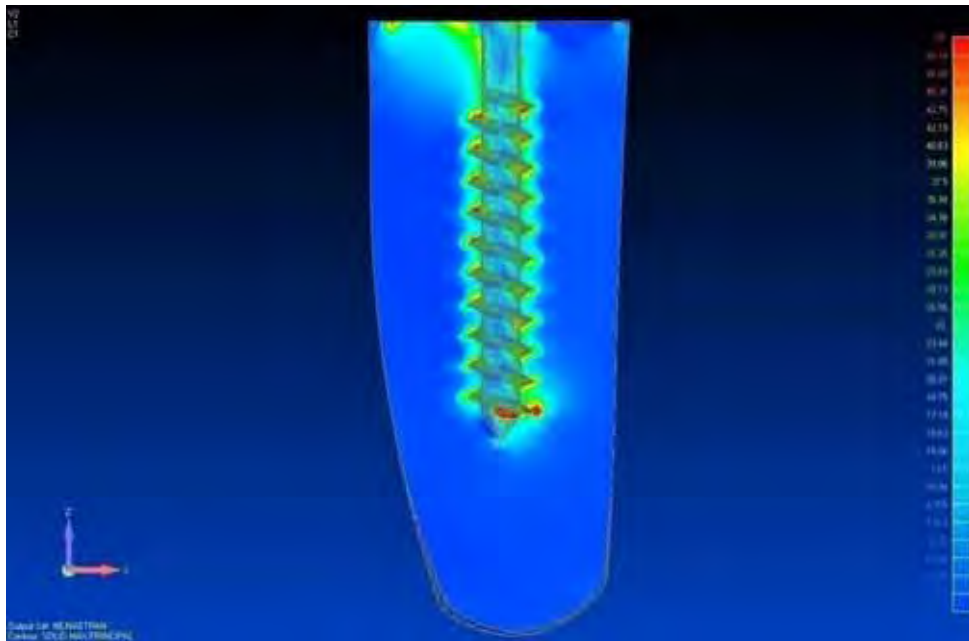


FIGURA 30 – Mapa de cores de máxima tensão principal da dentina do grupo 1

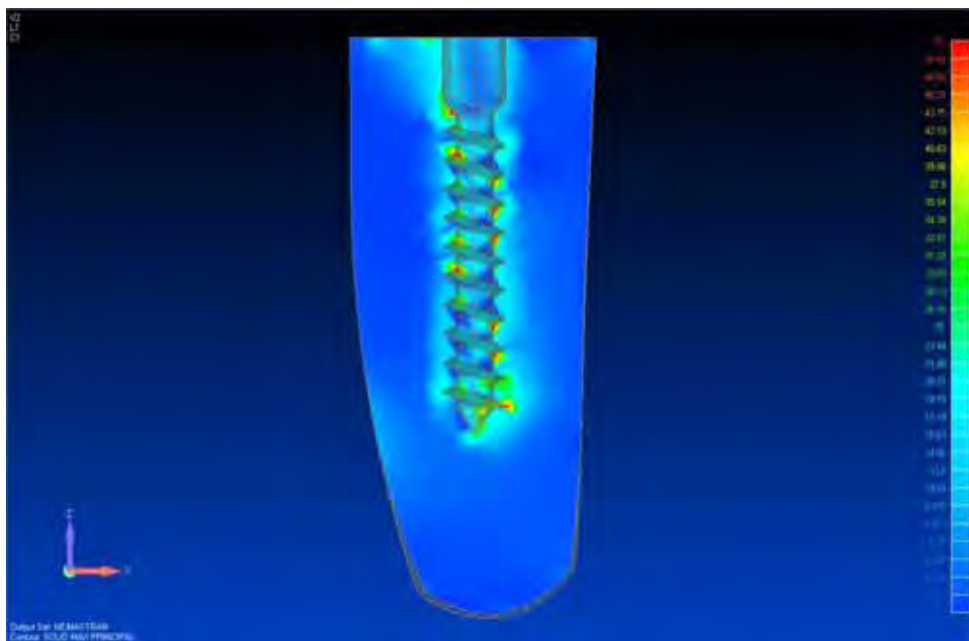


FIGURA 31 – Mapa de cores de máxima tensão principal na dentina radicular do grupo 2

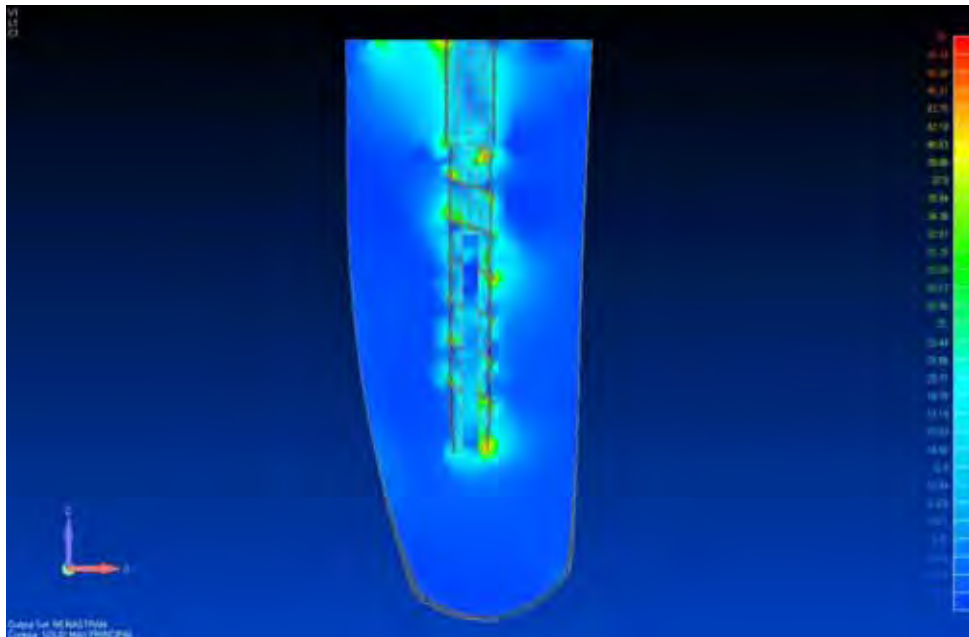


FIGURA 32 – Mapa de cores de máxima tensão principal na dentina radicular do grupo 3

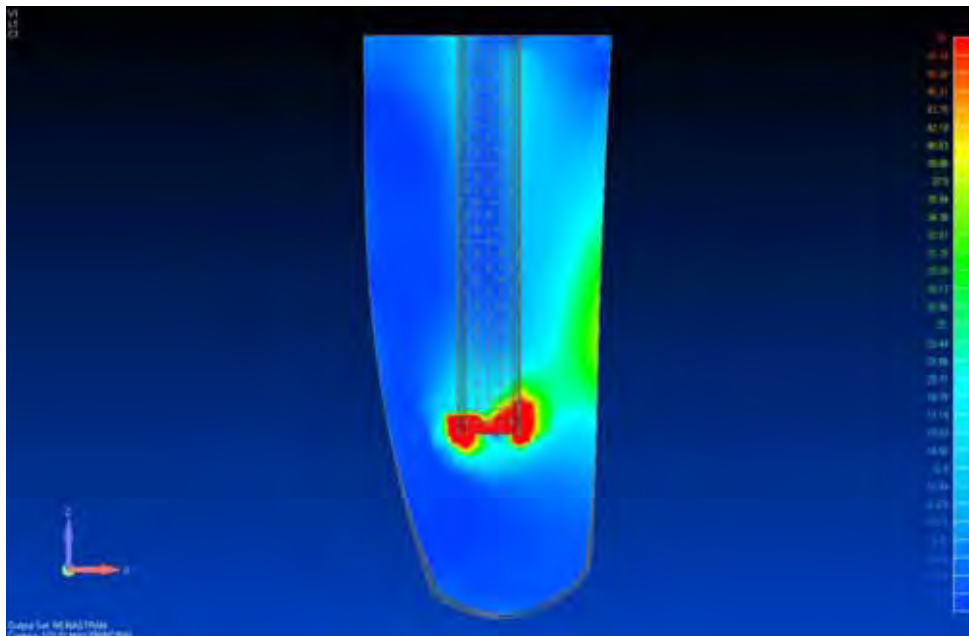


FIGURA 33 – Mapa de cores de máxima tensão principal na dentina radicular do grupo 4

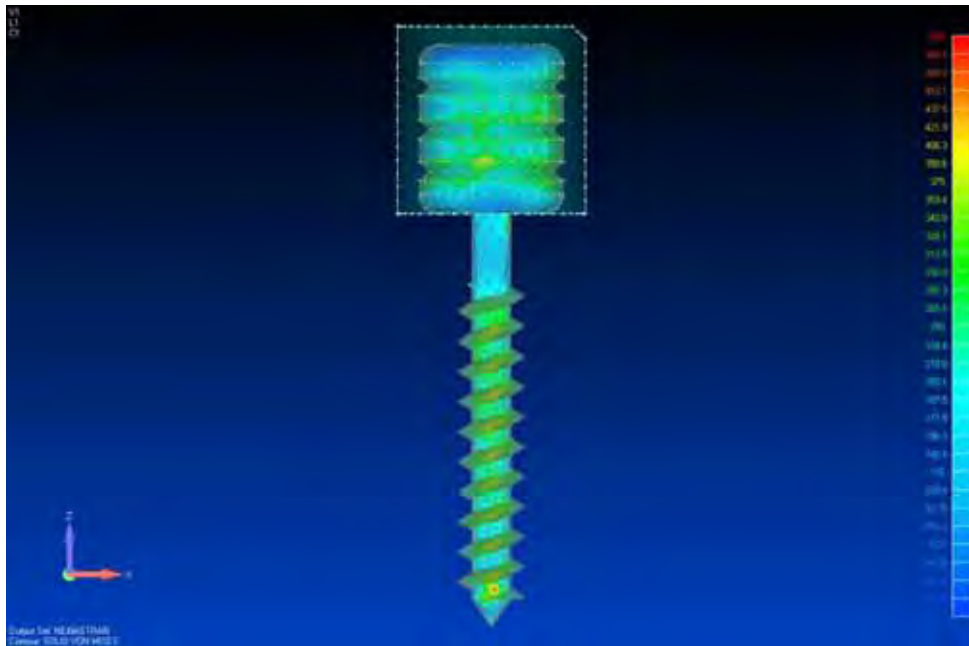


FIGURA 34 – Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 1

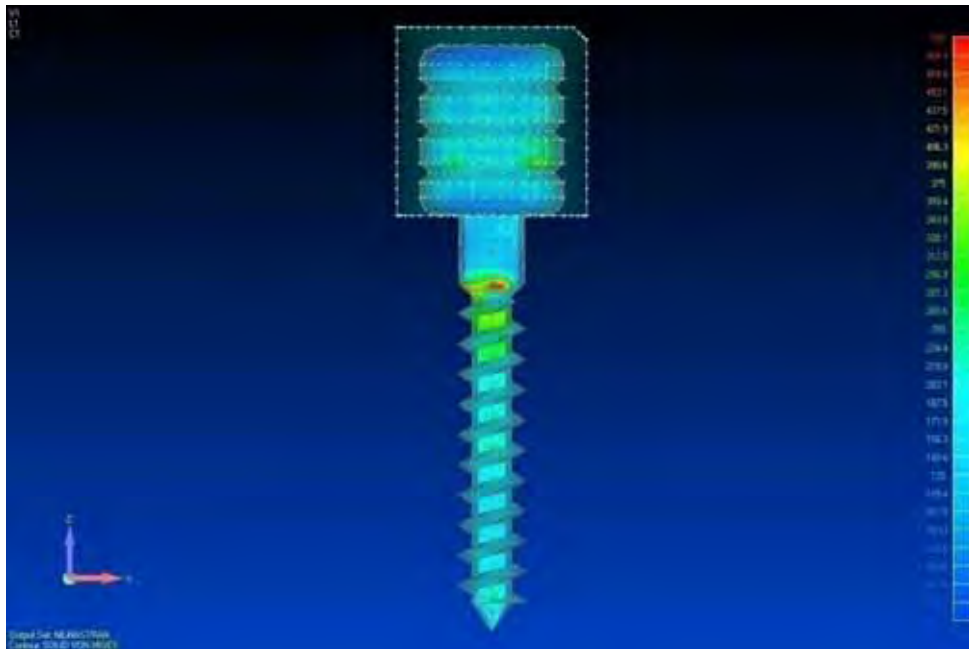


FIGURA 35 – Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 2

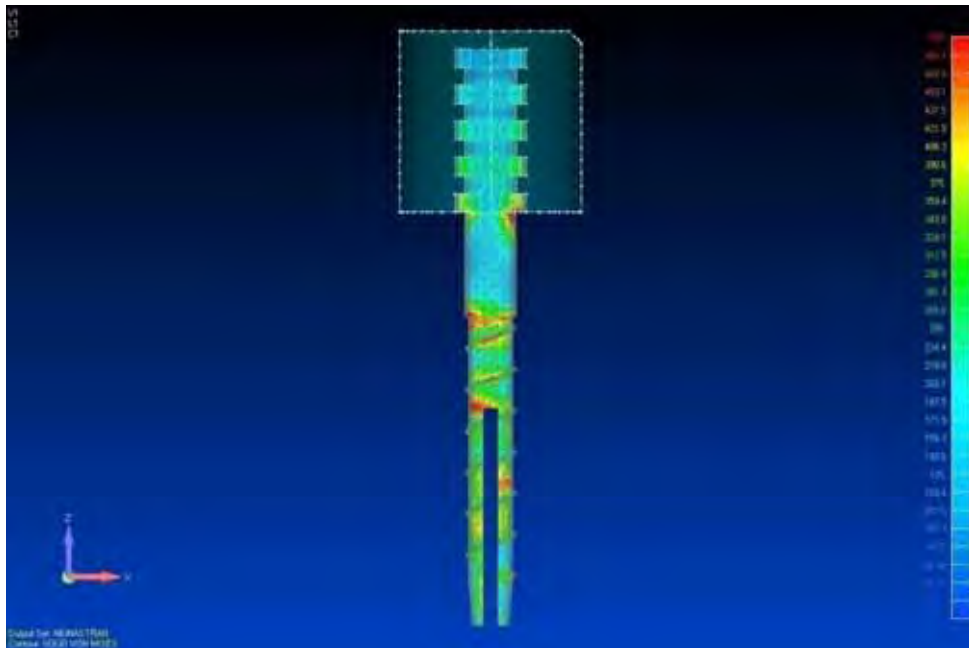


FIGURA 36 – Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 3

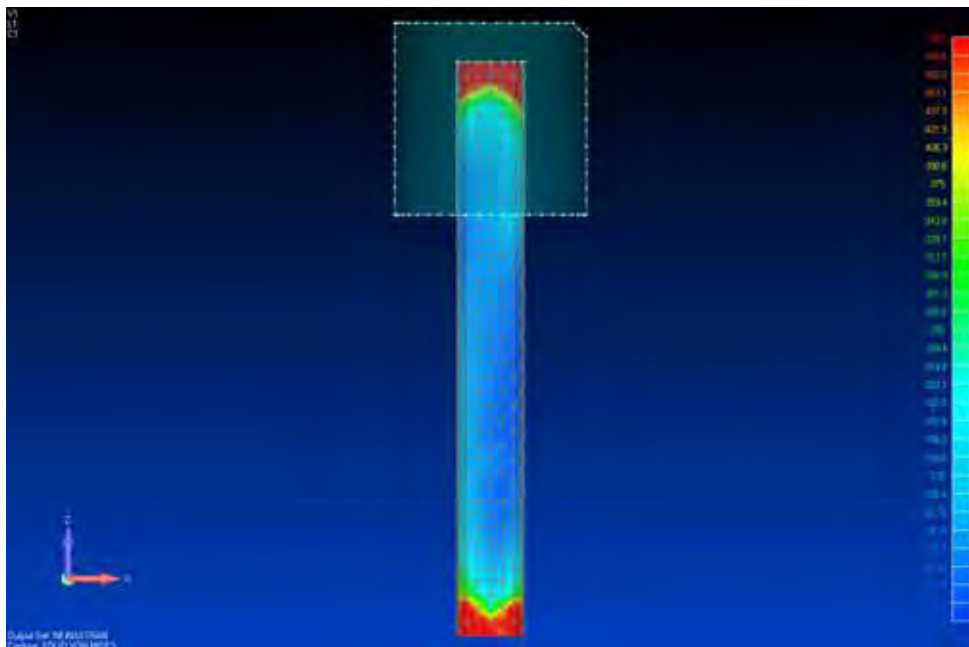


FIGURA 37 – Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 4.

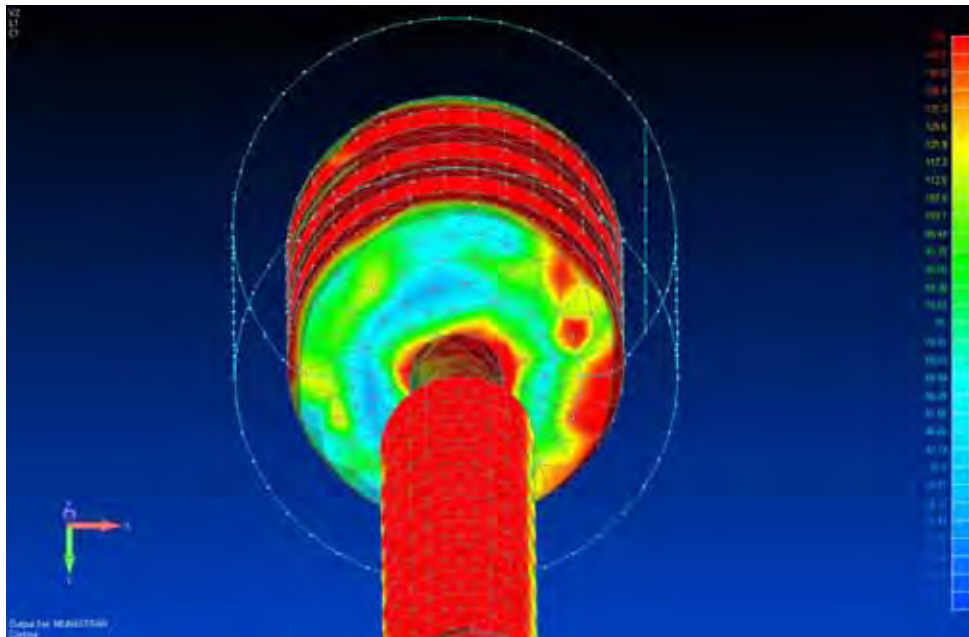


FIGURA 38 – Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 1 na região do pescoço (escala bloqueada em 150 MPa).

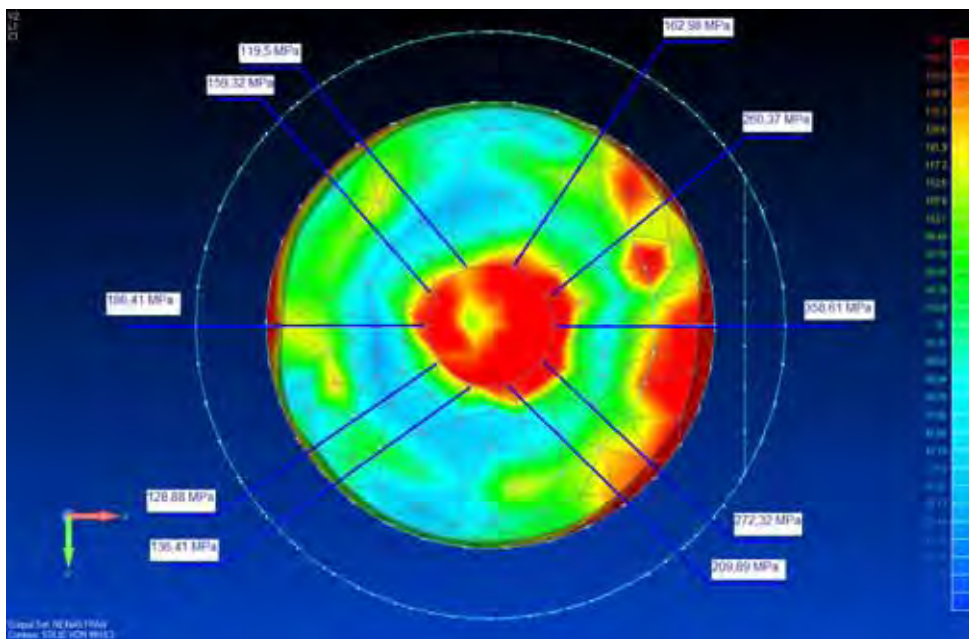


FIGURA 39 – Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 1 na região do pescoço (escala bloqueada em 150 MPa).

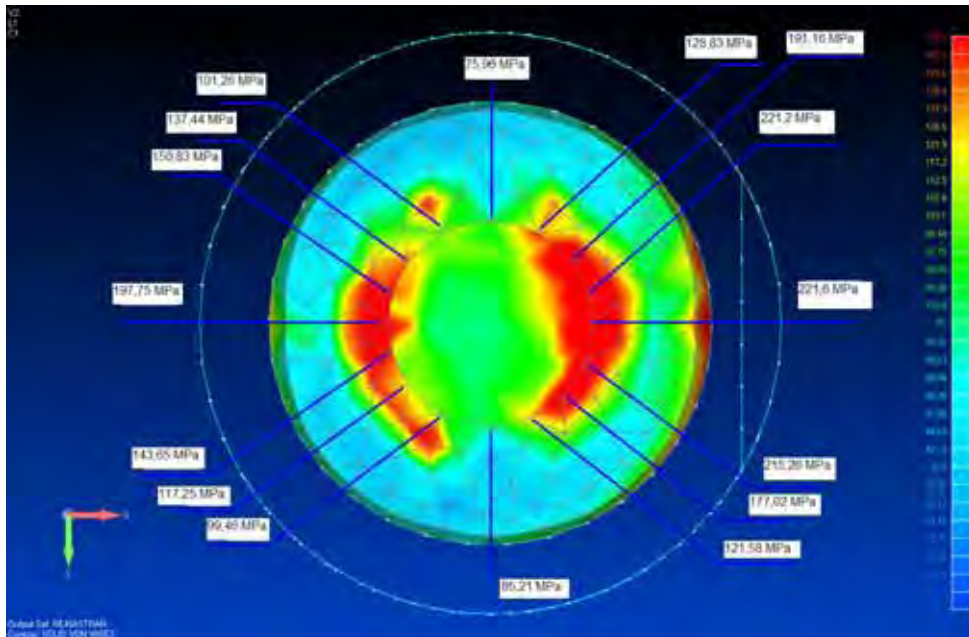


FIGURA 40 – Mapa de cores de tensões de Von Mises no pino do grupo 2 na região do pescoço (escala bloqueada em 150 MPa).

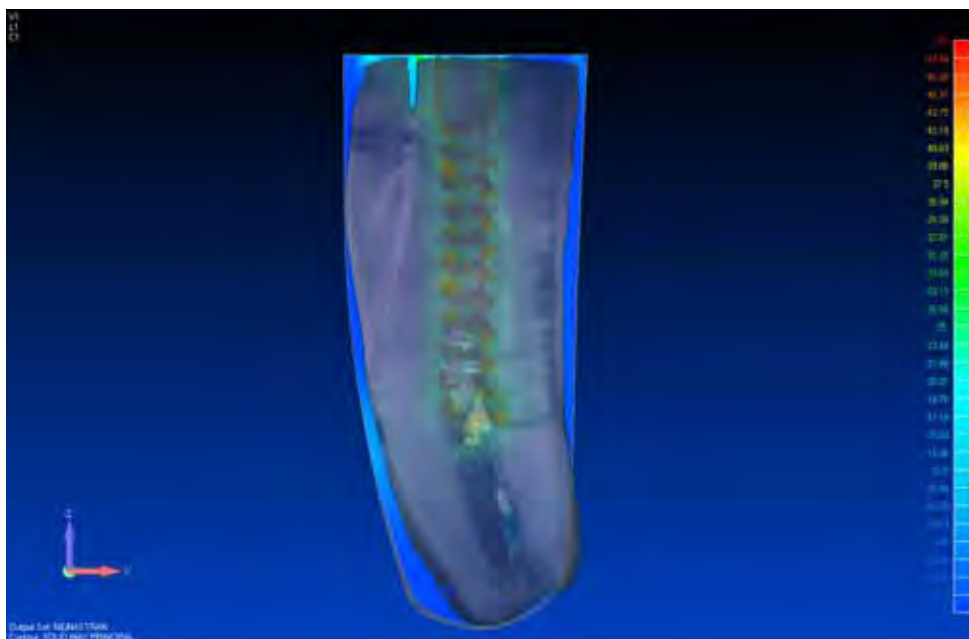


FIGURA 41 – Sobreposição da imagem da fratura sobre a imagem do mapa de cores de máxima tensão principal do grupo 2

6 DISCUSSÃO

Neste estudo, foram realizados a análise de tensões através do método computacional de elementos finitos, um teste laboratorial de resistência à fratura do conjunto raiz, pino e munhão e análise da fratura por microscopia. A associação de mais de um método melhora a compreensão, a discussão dos resultados e as conclusões mais abrangentes devido à recorrência a trabalhos existentes e a observações da clínica odontológica. A maioria das vezes com apenas uma análise ou um tipo de teste não se pode tirar conclusões gerais de um material ou de uma técnica.

Segundo Genovese²² (2005) as duas principais atenções que se deve tomar cuidado, quanto à análise de elementos finitos, são a precisão e a validação dos resultados. A precisão do modelo pode ser conferida pelo refinamento da malha. Neste estudo houve uma preocupação com o refinamento da malha, principalmente nas regiões dos pinos e da dentina radicular. Quanto à validade, segundo o autor, as análises deveriam ser estabelecidas por verificação experimental comparando os resultados das análises de tensões com resultados laboratoriais ou com observações clínicas. Isso foi realizado neste trabalho, no qual foram comparadas as análises de tensões, com resultados de resistência à fratura laboratorial e utilização de imagem microscópica.

Atualmente, há uma grande preocupação em diminuir as pesquisas científicas utilizando animais e órgãos humanos. Quando se utiliza materiais humanos e animais estes estudos devem passar por um comitê de ética para a aprovação do projeto. Este comitê protege o ser

humano e animais de abusos, colocando fim às mutilações e ao comércio ilegal de dentes.

Os dois métodos empregados neste estudo estão de acordo com essa tendência e com a ética, utilizou-se apenas dentes bovinos coletados no frigorífico Mantiqueira em São José dos Campos.

O objetivo deste trabalho foi analisar a resistência à fratura e a distribuição de tensões produzidas na dentina radicular em função de quatro diferentes sistemas de pinos, que apresentam diferenças específicas relacionadas à sua geometria e seu material. Por isso, alguns fatores como comprimento do pino, tipo de carga incidente, ângulo para aplicação da carga e quantidade de estrutura remanescente foram padronizados.

O ligamento periodontal, que é uma estrutura composta por fibras e une o cimento ao osso alveolar funcionando como um amortecedor foi reproduzido no teste de resistência à fratura, por uma silicona de moldagem com espessura de 0,3 mm. A silicona utilizada neste estudo é um bom material para reproduzir as condições do ligamento periodontal, pois permite certa mobilidade ao dente enquanto a carga é aplicada, funcionando como um amortecedor de impactos e impedindo o contato direto da superfície externa radicular com o osso (Caputo e Standlee⁹, 1987).

Tanto no modelo experimental quanto no modelo matemático foi considerada a espessura do ligamento periodontal e atribuídas suas propriedades. Apesar de não haver um consenso em relação aos valores de suas propriedades mecânicas, trabalhos como o de Joshi et al.³⁰ (2001), Cailleteau et al.⁷ (1992), afirmam a importância desta estrutura anatômica na distribuição de tensões tanto na dentina quanto no tecido ósseo. No entanto, Rubin⁵⁶ em 1983 e Albuquerque² em 1999, afirmaram em seus estudos que o ligamento periodontal não interfere na distribuição de tensões devido à sua pequena espessura. Já trabalho como a de Oliveira⁴⁵ (2002), verificou uma grande mudança na

distribuição de tensões em modelos com e sem a presença de ligamento periodontal, concluindo que quando considerava a presença do ligamento periodontal reproduzia com maior fidelidade o modelo real. A presença desta estrutura pode modificar completamente os resultados na análise da distribuição de tensões.

Não foi utilizada coroa total neste trabalho, pois a intenção foi testar a resistência dos dentes estudados, sob o pior tipo de situação, ou seja, quando a coroa não estivesse presente, como também foi comentado por Cohen et al.¹³, 1997. O mesmo aconteceu com a ausência de remanescente coronário. Não houve remanescente coronário para que fosse possível simular condições extremas. De acordo com Peters et al.⁴⁷, foi demonstrado em estudo de análise dos elementos finitos que a distribuição de tensões quando a carga era aplicada sobre a coroa era a mesma quando a carga era aplicada somente sobre o núcleo.

As resinas compostas têm sido amplamente utilizadas para restauração de dentes anteriores e posteriores, por conferirem excelente estética, preservação de estrutura dental e adequada resistência mecânica. Em virtude destas propriedades, os compósitos de carga inorgânica híbrida são amplamente utilizados em restaurações que exigem cargas mastigatórias (Abdalla¹, 1996; Anusavice³, 1998).

Para que as resinas compostas fiquem fortemente retidas à estrutura dental, em especial à dentina, é necessária a utilização de ácido fosfórico e sistema adesivo, os quais promovem suficiente união para o sucesso da restauração (Abdalla¹, 1996; Anusavice³, 1998).

Lambrechets³² em 1987 relatou que as resinas compostas apresentam algumas desvantagens, como a contração de polimerização, a necessidade de técnica incremental quando foto-ativadas e o fato de não serem dimensionalmente estáveis em ambiente úmido. Apesar de apresentarem algumas desvantagens, a resina composta atualmente é o

principal material de escolha para núcleos de preenchimento (Zalkind e Hochman⁷⁹,1998).

Melo³⁹ em 2003 realizou um estudo com resinas para núcleos de preenchimento associada com presença ou ausência de remanescente dentário. Utilizou uma resina de cura dual específica para núcleo de preenchimento denominada Enforce Core (Dentsply/Caulk), associada ao sistema adesivo dentinário hidrófilo Prime Bond (Dentsply/Caulk) e resina Z-250 da 3M, que é um compósito fotopolimerizável radiopaco composto por zircônia/sílica, e cuja carga inorgânica representa 60% do volume (sem silano) com um tamanho médio de partículas de 0,6 µm (oscilando na faixa entre 0,01 e 3,50 µm) associado a um sistema adesivo Single Bond (3M). A análise dos resultados demonstrou não haver diferença estatística na resistência à fratura entre os grupos com e sem remanescente; porém houve evidências de que o tipo de resina pode influenciar a resistência à fratura, bem como o modo de fratura, pelo fato da resina composta Z-250 mostrar-se significativamente mais resistente, 17,1%, que a resina Enforce Core.

O bom desempenho da resina Z-250 (3M) foi o fator de escolha para a realização do núcleo de preenchimento do nosso estudo.

Assif et al.⁴ (1989) afirmaram que a resina composta, além de ser o material mais resistente para núcleos de preenchimento, apresenta também a vantagem de possuir módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, o que propicia, a este material, gerar menores forças danosas à raiz.

Uma das principais causas de falhas na utilização de pinos pré-fabricados é a ruptura da adesão entre pino e o material de preenchimento, trabalhos (Purton e Love⁴⁹, 1996; Purton e Payne⁵⁰, 1996) têm demonstrado que a falta de uma extremidade coronária mais retentiva parece ser o ponto de fragilidade destes sistemas, sendo o motivo dos baixos valores de retenção, encontrado nestes pinos. Isso não

ocorreu nos pinos estudados neste trabalho, devido à conformação da parte coronária dos pinos ser bastante retentiva.

Para que fosse possível submeter os dentes ao teste de fratura, eles foram incluídos em um corpo de poliuretano, 2 mm aquém do limite amelo-cementário (Mc Donald et al.³⁵ 1990; Sorensen e Engelman⁶⁵, 1990) altura na qual se encontra normalmente a margem óssea alveolar. O poliuretano é utilizado em diversos trabalhos científicos como forma de simulação do osso, pelo fato das suas propriedades físicas serem bem próximas às do osso humano (Watanabe⁷⁶, 2000; Waite⁷⁷ 2005).

Os resultados (QUADRO 3) encontrados neste estudo foram satisfatórios quando comparados aos resultados encontrados por Lyons³⁴ (1990), o qual demonstrou que a força média dos dentes caninos, apresentam aproximadamente 22 kgf. Já pacientes bruxomanos apresentaram forças próximas de 26 kgf e observou ainda que as forças máximas encontradas nessa mesma região foram de 32 e 35 kgf. É importante ressaltar que talvez os dentes testados neste trabalho não estariam sujeitos a falhas quando o paciente estivesse sob função ou parafunção.

Características superficiais, como canaletas e sulcos de escape, são importantes para diminuir a pressão hidrodinâmica durante a cimentação (Hunter et al.²⁸ 1989) e melhorar sua retenção. Os pinos desenvolvidos neste trabalho possuem três cortes perpendiculares à rosca. Esses cortes possibilitaram um aumento do poder de corte da rosca e facilitaram o escoamento do cimento até a região cervical. Dessa forma permitindo diminuir a pressão hidrodinâmica que pode ocorrer quando um pino é cimentado sobre pressão no canal radicular.

Na modelagem pelo MEF, todas as estruturas do modelo experimental de resistência à fratura foram consideradas: osso (poliuretano), ligamento periodontal (silicona), pinos, munhão (resina composta) e a dentina radicular. A camada de cimento foi considerada

como parte integrante da dentina, este procedimento justifica-se pelo fato de que as propriedades mecânicas desta estrutura são semelhantes às da dentina. Diversos trabalhos têm relatado este procedimento como parte da modelagem numérica utilizando o MEF (Ho et al.²⁵, 1994; Ricks-Williamson et al.⁵³, 1995; Rubin et al.⁵⁶, 1983).

A ligação entre o pino e a dentina radicular foi considerada como sendo rigidamente acoplada, não considerando a presença do cimento de fosfato de zinco no modelo computacional da análise dos elementos finitos. Esta simplificação de modelagem justifica-se pelo fato de que o cimento de fosfato de zinco apresenta espessura delgada e que não interfere na análise.

Neste estudo, surgiram dificuldades durante a obtenção de dados sobre as propriedades mecânicas das estruturas dentais e dos materiais restauradores. Na literatura científica existe diversos dados, sendo alguns conflitantes com informações obtidas dos próprios fabricantes. Os valores utilizados foram aqueles que mais apareceram em pesquisas científicas. Faz-se necessário um maior número de estudos nesta área, para estabelecer as propriedades mecânicas das estruturas dentais e dos materiais restauradores. Para os dados referentes ao coeficiente de Poisson do dente bovino e da silicona foram utilizadas o das referentes estruturas simuladas, já que os coeficientes não foram encontrados na literatura.

A incidência de cargas nos dentes anteriores ocorre obliquamente no sentido lingual para vestibular. Com o intuito de assemelhar-se o máximo possível com os tipos de forças que ocorrem na boca, das quais pode resultar uma associação de compressão e cisalhamento, foi utilizado neste trabalho a inclinação do corpo de prova em 45°, na análise de resistência à fratura e na análise dos elementos finitos. Essa inclinação também foi discutida e utilizada por Cohen em 1994¹², Robbins⁵⁴ em 1993 e Carvalho¹¹ em 2002.

Assim, quando o canino superior está sujeito aos esforços mastigatórios, ele sempre apresentará o comportamento mecânico de uma estrutura sujeita a flexão, apresentando áreas de compressão na região vestibular e áreas de tração na região palatina. Isso ocorre devido à configuração dos esforços aplicados. Quando uma força é aplicada em um corpo, este corpo vai passar por modificações internas, ou seja, deformações. A capacidade de deformação varia de acordo com sua geometria, composição química, composição estrutural e propriedades mecânicas. A tensão, sendo um conceito artificial, não pode ser medida experimentalmente, por isso a utilização da análise dos elementos finitos. Assim, o cálculo da tensão está diretamente ligado ao cálculo da deformação do corpo. Desta forma, conhecendo a relação entre a tensão e a deformação, pode-se calcular a distribuição da tensão depois de medida as deformações.

Apesar de que Joshi et al.³⁰, em 2001, observaram através de um estudo utilizando o MEF, que dentre todos os fatores que interferem na distribuição de tensões, o diâmetro e a geometria do pino são os fatores que menos contribuem para o aumento ou diminuição de tensões na estrutura dental. Comentou também e o material do qual o pino é composto constitui o fator mais importante nesta distribuição. Neste estudo verificou-se que quando padronizou-se o comprimento e o diâmetro do pino, a geometria dos pinos, modifica a distribuição das tensões (Figura 30 e 31), segundo trabalho de Lewgoy et al.²², em 2003.

Na análise dos elementos finitos neste trabalho foi aplicada uma carga de 500N, valor esse, aproximado da média de resistência à fratura no teste experimental, que também foi utilizado por Genovese²² em 2005.

Na análise de tensões optou-se por analisar as estruturas separada e diferentemente, pelo fato de suas características. Para os pinos utilizou-se a análise de tensões de Von Mises e para a dentina a análise de tensão principal máxima. A de Von Mises analisa com mais

fidelidade estruturas metálicas. Já a tensão principal máxima para análise de estruturas orgânicas frágeis ou friáveis.

A angulação de 45° utilizada neste trabalho e também por Cohen em 1994¹² e Robbins⁵⁴ em 1993, foi com o intuito de assemelhar-se o máximo possível com os tipos de forças que ocorrem na boca, das quais pode resultar uma associação de compressão e cisalhamento.

O pino não reforça estruturas dentais debilitadas e isto pode ser explicado mecanicamente (Anusavice³, 1998; Mc Donald et al³⁵, 1990). Como a força é aplicada na face palatina do dente, o apoio é a crista óssea vestibular do rebordo alveolar. Isto provoca concentração de tensões de compressão na face vestibular do dente (Holmes et al²⁶, 1996; Hunter²⁸, 1989) e, em oposição, existe o desenvolvimento de forças de tração na face palatina. Essas forças contrárias são encontradas e anulam-se no centro longitudinal do dente, exatamente onde está cimentado o pino intracanal. Quanto mais próximo da superfície do dente, maior a magnitude dessas tensões, o que indica a necessidade de reforço na região periférica e não no centro do dente (Hunter²⁸, 1989). Quando a carga aplicada sobre o dente ultrapassa o limite de proporcionalidade, pode iniciar-se uma trinca ou fratura, provavelmente na face palatina, onde os prismas de esmalte estão sob forças de tração. Essa linha de fratura pode se propagar no sentido transversal, do ponto de aplicação de carga ao ponto de apoio sobre a crista óssea (Mc Donald et al.³⁵, 1990).

O padrão de fratura descrito pode ser alterado quando um pino é cimentado no interior do canal radicular. Quando a linha de fratura atinge a região do pino intra-canal, este dissipa parte das tensões através do seu corpo, dirigindo a trinca também no sentido longitudinal da raiz (Guzy e Nicholls²³, 1979). Somado a isso, Cailleteau et al.⁸, em 1992, demonstraram que há variação na concentração de tensões em torno de um pino pré-fabricado e existe a possibilidade de ocorrência de fraturas radiculares. Nos resultados deste trabalho observa-se também, da mesma forma que Cailletau et al.⁷ em 1992, uma maior concentração de

tensões ao redor do pino pré-fabricado. Esta concentração de tensões dos pinos pode dar origem à trinca ou ajudar a propagar a mesma em direção ao longo eixo do dente, causando assim uma fratura longitudinal irreparável, como observado em vários corpos de provas que se fraturaram neste estudo (Figura 30-33).

Na foto realizada em um estéreo-microscópio (Figura 41), da fratura pode-se observar o caminho que a fratura percorreu. Nessa mesma foto provavelmente a fratura iniciou-se na região cervical/vestibular devido às tensões geradas pela distribuição de cargas do núcleo de preenchimento e percorreu o longo eixo do dente acompanhando as linhas de tensões da dentina geradas pelo núcleo pré-fabricado.

O padrão de fratura poderia ser diferente sob condições mais reais, pois o carregamento aplicado foi contínuo e as forças excederam o carregamento exercido durante a mastigação (Lyons³⁴, 1990).

Diante da análise dos resultados o grupo que obteve a maior média de resistência à fratura foi o grupo 2 e a menor média foi o grupo 3, mas diante da análise estatística, não houve diferença significativa entre os grupos.

Os tipos de fratura observados nos corpos de prova foram:

- a) fratura do munhão de resina composta;
- b) fratura radicular longitudinal;
- c) flexão do pino e falha adesiva do munhão de resina composta.

Esses tipos de fraturas ocorreram devido aos diferentes formatos de pinos estudados neste trabalho.

No grupo 1, a média de resistência à fratura desse grupo foi de 45,63 kgf. Foram observadas, predominantemente, fraturas de falha adesiva do munhão de resina composta. Ocorreu fratura do dente em apenas um caso, devido ao fato da geometria do pescoço do pino ser mais afilado.

A resina composta e a dentina radicular suportaram bem a carga aplicada. O que ocorreu foi a flexão do pescoço do pino e conseqüentemente uma falha adesiva da resina composta deslocando o conjunto pino e resina composta, não causando fratura radicular. Este fato pode ser explicado na análise de tensões observadas ao redor do pescoço do pino (Figura 38 e 39). Os valores nesta região ultrapassaram a resistência do titânio que gira em torno de 140 MPa (MatWeb³⁸) causando uma flexão na região do pescoço. Isto está de acordo com o comentário de Ulbrich⁷⁴ em 2005, dizendo que se as forças oclusais excederem o limite elástico do pino, toda a carga recairá sobre a interface núcleo de preenchimento e dentina. O mesmo ocorre mais facilmente, com pinos pré-fabricados de fibra de vidro nas quais o módulo de elasticidade é mais baixo que os pinos metálicos (Martinez-Insua³⁷, 1998).

No grupo 2 a média de resistência à fratura foi de 49,98 kgf, maior que a de todos os outros grupos estudados. Esse aumento de resistência deve-se provavelmente ao aumento de espessura do pescoço do pino desenvolvido modificado. Em contrapartida aumentou a ocorrência de fraturas radiculares. Dos dez corpos-de-prova, quatro fraturaram a raiz. Na análise de tensões ao redor do pescoço pode-se observar valores de tensões bem menores que a do grupo 1 e que poucas regiões ultrapassaram a resistência à fratura do titânio (Figura 40). Com isso o pino suportou melhor as cargas, mas causou uma maior concentração de tensões à dentina radicular, o que possivelmente levou às fraturas radiculares.

No grupo 3 a média de resistência à fratura foi de 43,84 kgf. Foi a menor média entre os quatro grupos estudados. Este grupo apresentou também a maior incidência de fratura radicular. Dentre os 10 corpos-de-prova, 7 fraturaram a raiz. Possivelmente a dentina não suportou as tensões que o pino gerou, o que casou as fraturas radiculares. É provável que essa fratura possa ter-se iniciado na região cervical onde foi observada uma maior concentração de tensões.

A média de resistência à fratura do grupo 4 foi de 47,61 kgf. Este grupo apresentou 5 fraturas radiculares. De acordo com a análise de tensões observa-se uma grande concentração na região apical do pino radicular se estendendo para a superfície externa da raiz. Nesse caso, é provável que a fratura ou a trinca tenha iniciado na região.

Os resultados de resistência à fratura dos grupos deste trabalho foram semelhantes aos resultados do grupo de pinos de titânio e superiores aos outros pinos estudados por Mitsui et al.⁴¹ em 2004, que realizaram um estudo com pinos intra-radulares e obtiveram os seguintes resultados para resistência à fratura: núcleo metálico fundido 36,35 kgf, pino de titânio 47,40 kgf, pino de fibra de carbono 37,70 kgf, pino de fibra de vidro 30,73 kgf e pino de zircônia 33,46 kgf.

Outros estudos (Resende⁵², 2005; Zhi-Yue⁸⁰, 2003; Thongthammachat⁷¹, 2006), obtiveram valores de resistência à fratura bem maior que o encontrado neste trabalho. Isso ocorreu à grandes diferenças no material e método dos trabalhos.

As análises de tensões da dentina radicular do grupo 2 e do grupo 3 foram semelhantes. O que pode ter levado o grupo 3 a uma maior incidência de fratura radicular no teste de resistência à fratura feito em comparação ao do grupo 2, foi a maior concentração de tensões na região cervical da dentina.

No grupo 3 (Figura 42) pode-se observar pontos bastante específicos de concentração de tensão. As cores mudam rapidamente de azul para verde, amarelo e com um ponto vermelho bastante definido na região cervico-vestibular do pino e na região apico-lingual. As duas concentrações referem-se às forças de compressão. Observa-se também que a distribuição de tensões foi assimétrica e com maiores concentrações na região cervical, assim como observado por Standlee & Caputo⁶⁷ em 1992.

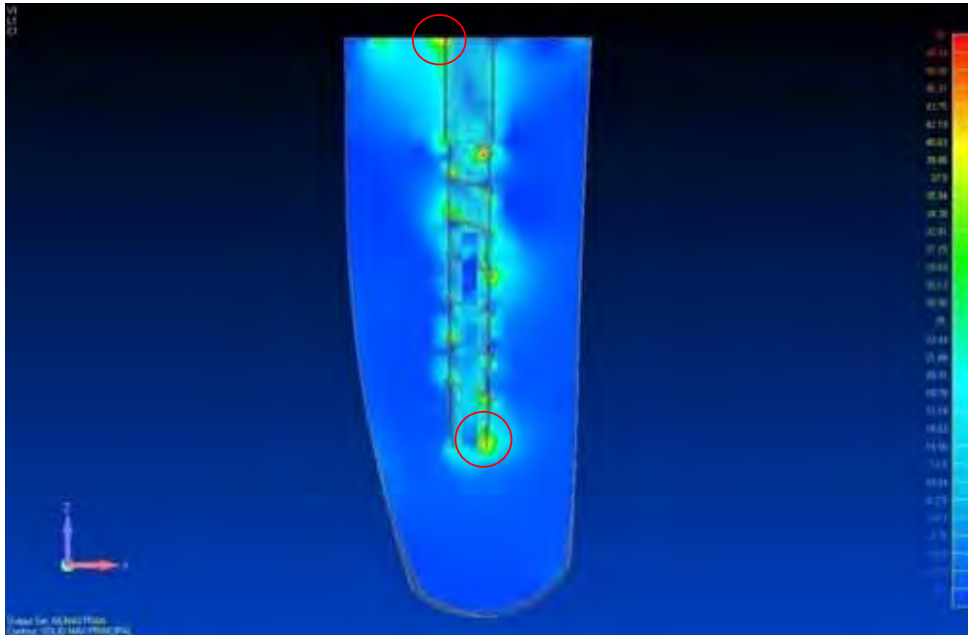


Figura 42 – Regiões circundadas de áreas críticas de concentrações de tensões na dentina do grupo 3.

No caso do grupo 1 e 2 ocorrem picos de tensão distribuídos ao longo de praticamente toda a rosca, com alguns valores mais altos na extremidade inferior (Figura 43 e 44).

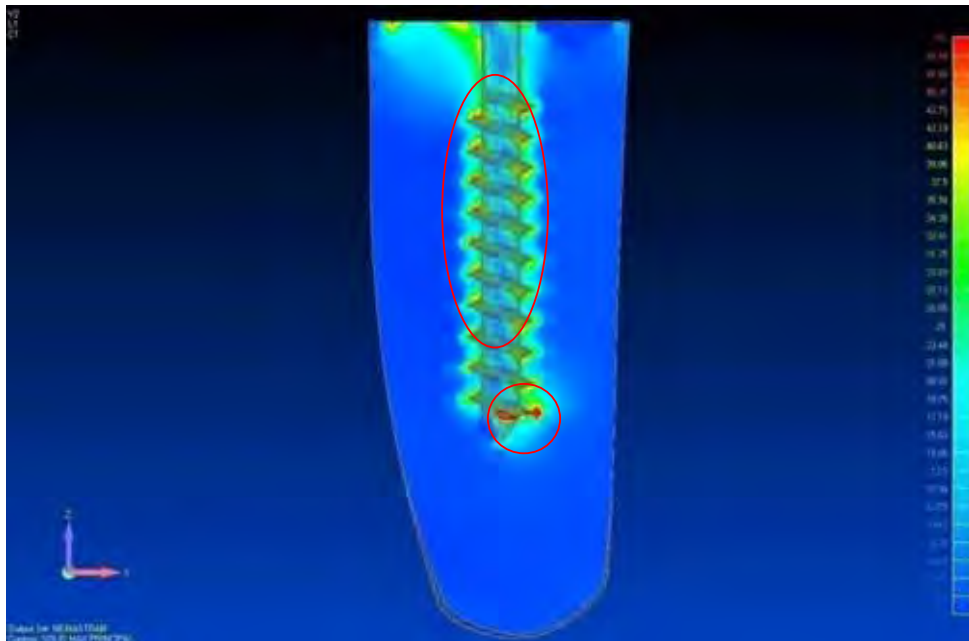


Figura 43 - Regiões circundadas de áreas de concentrações de tensões na dentina do grupo 1.

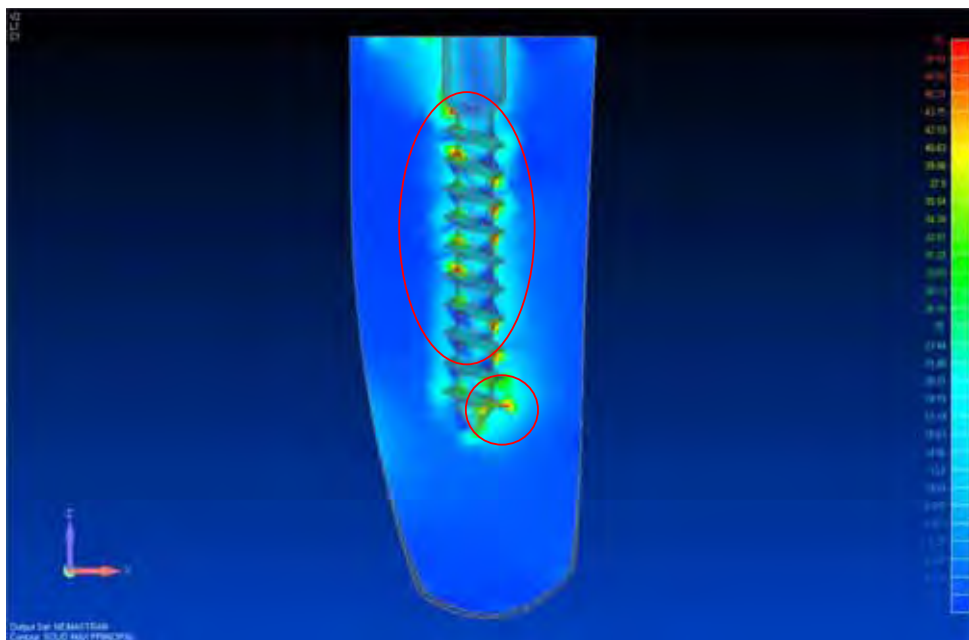


Figura 44 - Regiões circundadas de áreas de concentrações de tensões na dentina do grupo 2.

Como no pino do grupo 1, a tensão de Von Mises alcança valores mais altos e concentrados na região do pescoço, portanto é mais provável que o pino falhe antes da dentina atingir os valores críticos mostrados na Figura 43, dado que esta análise de elementos finitos não compreende o fenômeno da plastificação do metal ou de sua falha.

O grupo 4 apresentou uma área grande de concentração na dentina na região apical do pino (Figura 45). Essa área de concentração estendeu-se obliquamente até a face lingual da dentina radicular. Tal concentração é crítica, pois é uma região de transição de tensões de compressão da área apico-lingual para tensões de tração da região cervico-lingual.

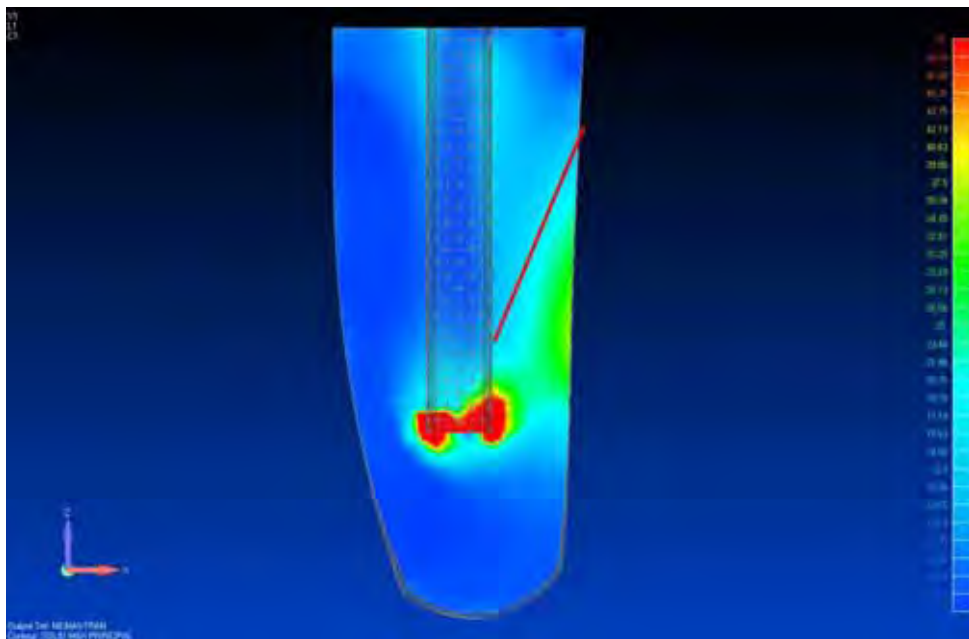


Figura 45 – Região de transição entre compressão e tração

Quanto à distribuição de tensões no pino intraradicular, o pino 1 distribuiu igualmente ao longo de seu corpo, enquanto nos outros grupos houve concentrações de tensões em determinadas regiões com

valores altos (Figura 34-37). Essas concentrações de tensões no corpo do pino induzem também a essas mesmas concentrações na dentina radicular. Pode-se observar isso claramente no pino 4, cujas concentrações de tensões no pino radicular estão centradas na região próxima de aplicação de forças e na região apical (Figura 37). Quando observa-se as imagens de distribuição de tensões na dentina radicular registramos uma grande concentração na região apical também (Figura 33).

Diante das análises, o pino do grupo 1, desenvolvido na faculdade de odontologia de São José dos Campos – UNESP foi o que melhor se comportou neste estudo. Ele mostrou uma distribuição de tensões homogênea por toda a rosca na análise dos elementos finitos. No teste de resistência à fratura, fraturou apenas uma raiz. Um ponto negativo é que na fratura do conjunto, o pescoço do pino é flexionado, diminuindo sua resistência. Isso pode ocasionar a fratura da parte ativa do pino no ato da remoção dele do canal radicular.

7 CONCLUSÃO

Conclui-se que:

- O pinos desenvolvidos são semelhantes em alguns aspectos e melhores em outros;
- A geometria do pino interfere na distribuição de tensões na dentina radicular;
- A análise de tensões por elementos finitos e o teste de resistência à fratura podem ser utilizados juntos para melhor interpretação de resultados.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- Abdalla AI, Alhadainy HA. 2-years clinical evaluation of class I posterior composites. Am J Dent. 1996;9(4):150-2.
- 2- Albuquerque RC. Estudo da distribuição de tensões internas em um incisivo central superior reconstituído com diferentes pinos intrarradiculares, analisado através do Método do Elemento Finito [Tese]. Araraquara: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 3- Anusavice KJ. Resinas para restauração. In: Phillips materiais dentários. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998. p.161-85.
- 4- Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfers by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. J Prosthet Dent. 1989;61(5):535-43.
- 5- Black GV. A method of grafting artificial crowns on roots of teeth. Missouri Dent J. 1869;1:233-6.
- 6- Burgess JO, Xu X. Pinos intracanaís. Dent Advis. 1999;6:2-6.
- 7- Cailleteau JG, Rieger MR, Akin J. A comparison of intracanal stress in post-restored tooth utilizing the finit element methot. J Endod. 1992;18:540-4.
- 8- Caputo AA, Standlee JP, Collard EW. The mechanics of load transfer by retentive pins. J Prosthet Dent 1973;29:442.

- 9- Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago:Quintessence Publishing Co; 1987.
- 10- Carlini JRB. Resistência à fratura de dentes desvitalizados restaurados através de resina composta com ou sem pino intra-radicular [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1999.
- 11- Carvalho CAT. Avaliação in vitro do aumento de resistência estrutural em dentes permanentes jovens utilizando reforços intra radiculares. Tese de Doutorado em Odontologia Restauradora. São José dos Campos: UNESP - FOSJC; 2002.
- 12- Cohen BI, Condos S, Deutsch AS, Musikant BL. Fracture strength of three different core materials in combination with three different endodontic posts. Int J Prosthodont. 1994;7:178-82.
- 13- Cohen BI, Pagnillo M, Deutsch A, Musikant B. Fracture strengths of three core restorative materials supported with or without a pre-fabricated split-shank post. J Prosthet Dent. 1997;78(6):560-4.
- 14- Cohen BI, Pagnillo M, Musikant BL, Deutsch AS. Comparison of the retentive and photoelastic properties of two prefabricated endodontic post systems. Oral Rehabil. 1999;26:488-94.
- 15- Christensen GJ. Posts: necessary or unnecessary? J Am Dent Assoc. 1996;127:1522-28.
- 16- Christensen GJ. Posts and cores: state of the art. J Am Dent Assoc. 1998;129(1):96-97.
- 17- Completo A, Fonseca F, Simões JA. Mecânica experimental. 2006;12:77-98.

- 18- Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Lepley JB. Prefabricated dowels: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1983;49(4):498-503.
- 19- Donassollo TA, Romano AR, Demarco FF, Della-Bona A. Avaliação da microdureza superficial do esmalte e da dentina de dentes bovinos e humanos (permanentes e decíduos). *Rev Odonto Ciênc.* 2007;22(58):311-16.
- 20- Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts. *Am J Dent.* 2000;13:15B-18B.
- 21- Geng P, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85: 585-98.
- 22- Genovese K, Lamberti L, Pappalettere C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. *Biomech.* 2005;38:2375–89.
- 23- Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement *J Prosthet Dent.* 1979 July;42(1):39-44.
- 24- Henry PJ. Photoelastic analysis post core restorations. *Aust Dent J.* 1977;22:157-9.
- 25- Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1994;72:367-72.

- 26- Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996;75:140-7.
- 27- Hunter AJ, Flood AM. The restoration of endodontically treated teeth. Part 3. Cores. *Aust Dent J.* 1989;34(2):115-21.
- 28- Hunter AJ, Feiglin B, Willias JF. Effects of a post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1989;62(8):166-72.
- 29- Jamani KD, Harrington E, Wilson HJ. Rigidity of elastomeric impression materials. *J. Oral Rehabil.* 1989;16:241- 48.
- 30- Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Mehta A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Elem Anal Des;* 2001;37:587- 601.
- 31- Käyser AF, Leempoel PJB, Snoek PA. The metal post and composite core combination. *J Oral Rehabil.* 1987;14:3-11.
- 32- Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. *Oper. Dent.* 1987;12:53-78.
- 33- Lewgoy HR, Youssef MN, Matson MR, Bocangel JAJS, Netto CA, Amore R. Finite elements study of the Flexi Post and Flexi Flange post system in a maxillary central incisor. *Pesqui Odontol Bras* 2003;17(2):132-36.
- 34- Lyons MF. A preliminary electromyographic study of bite force and jaw-closing muscle fatigue in human subjects with advanced tooth wear. *J. Oral Rehab.* 1990;17:311-8.

- 35- Mc Donald AV, King PA, Setchell DJ. An in vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. *Int Endod J*. 1990;23:304-12.
- 36- Marchi GM. Resistência à fratura de raízes debilitadas reconstruídas morfológicamente com um sistema adesivo associado a pinos intra-canais [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 1997.
- 37- Martinez-Insua A, Da Silva LL, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent*. 1998 Nov; 80(5):527-32.
- 38- MatWeb – Material property data [homepage on the internet]. SI:Matweb;2005[citado em 2008 ago 4]. Acesso em: www.matweb.com.br
- 39- Melo PM. Avaliação da resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com pinos pré-fabricados e resinas compostas variando a quantidade de remanescente dentário coronal [Dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2003.
- 40- Mentik AGB. Qualitative assessment of stress distribution during insertion of endodontic posts in fotoelastic material. *J Dent*. 1998;26:125-31.
- 41- Mitsui FHO, Marchi GM, Pimenta LAF, Ferraresi PM. In vitro study of bovine roots using different intraradicular post systems. *Quintessence Int* 2004; 35(8): 612-16.

- 42- Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999; 82:643-57.
- 43- Mota CS, Demarco FF, Camacho GB, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J Prosthet Dent.* 2003;89(6):558-64.
- 44- Oesterle LJ, Shellhart WC, Belanger GK, The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(5):514-9.
- 45- Oliveira LCA. Análise comparativa da distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos intra-radiculares [dissertação]. Araraquara: FOA, UNESP; 2002.
- 46- O'Brien W. *Dental materials and their selection*, 2th ed., Quintessence Pubh; 1997. P. 331-406.
- 47- Peters MC, Poort HW, Farah JW, Craig RG. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res.* 1983;62:760-63.
- 48- Pioch T, Staehle HJ. Experimental investigation of the shear strengths of teeth in the region of the dentinoenamel junction. *Quintessence Int.* 1996;27(10):711-4.
- 49- Purton DG, Love RM. Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel root canal posts. *Int Endod J.* 1996;29:263-5.
- 50- Purton DG, Payne AJ. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int.* 1996;27:93-7.

- 51- Reinhardt RA, Krejci RF, Pão YC et, Stannard JG. Dentine stress in post reconstructed teeth with diminishing bone support. *Dent Res.* 1983;62(9):1002-08.
- 52- Resende CA. Influência da altura do remanescente coronário e do tipo de retenção intra-radicular na resistência e do modo de fratura de raízes bovinas restauradas com coroas totais [dissertação] Piracicaba: FOP,Unicamp; 2005.
- 53- Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A three-dimensional finite element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *Endod.* 1995;21:362-67.
- 54- Robbins JW, Earnest LA, Schumann SD. Fracture resistance of endodontically treated cuspids. *J Am Dent Assoc.* 1993;6(1):159-61.
- 55- Rodríguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro L, Pérez-González A, Sánchez-Marín FT. Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. *J. Oral Rehab.* 2007;34:141-52.
- 56- Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a threedimensional finite element model. *J. Dent. Res.* 1982;62:82-6.
- 57- Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile Properties of Mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 1994;73(6):1205-11.

- 58- Schilke R, Bauss O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtsen W. Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(5):514-9.
- 59- Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. Na in vitro study of fracture resistance and incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81:262-9.
- 60- Shillenburg HT, Kessler JC. Restoration of the endodontically treated tooth. Chicago: Quintessence; 1982. P.13.
- 61- Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* 1998;29:305-12.
- 62- Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* 2000;29(5):305-12.
- 63- Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res.* 2005;19(1):11-6.
- 64- Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent.* 1984;52(1):28-35.
- 65- Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1990;64(4):419-24.

- 66- Standlee JP, Caputo AA, Collard EW. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg.* 1972;33:952.
- 67- Standlee JP, Caputo, AA. Retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet. Dent.* 1992; 68(3):36-42.
- 68- Stockton LW. Factors affecting of posts systems: a literature review. *J Prosthet. Dent.* 1999;81:380-5.
- 69- Tagami J, Tao L, Pashley DH. Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 1990; 6:45-50.
- 70- Terry DA, Tiolo PTJ, Swift EJJ. Fabrication of direct fiber-reinforced posts: a structural design concept. *J Esthet Restor Dent.* 2001;13:228-40.
- 71- Thongthammachat S, Platt JA, Katona TR, Hovijitra S, Moore BK. Fracture resistance and fracture resistance after fatigue loading of 4 different post and cores in endodontically treated teeth. *Compend Contin Educ Dent.* 2006 Jul;27(7):396-401.
- 72- Trabert KC, Caputo AA, Collard EW, Standlee JP. Stress transfer to the dental pulp by retentive pins. *J Prosthet Dent* 1973;30:808.
- 73- Uehara AY. Projeto de uma prótese auto adaptável para cranioplastia a partir de análise por Elementos Finitos. 2008. 56 f.. Trabalho de Graduação em Engenharia Mecânica - Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2008.
- 74- Ulbrich NL. Avaliação biomecânica da distribuição de tensões em pinos pré-fabricados e em dentes anteriores reconstruídos com diferentes

retentores intraradiculares analisados pelo método dos elementos finitos [tese] Universidade Federal do Paraná, 2005.

75- Vasconcellos AB, Mori M, Anduezza A, Silva EM. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método dos elementos finitos. RBO 2002;59(3):206-210.

76- Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.

77- Waite PD, Sastravaha P, Lemons JE. Biologic mechanical advantages of 3 different cranial bone grafting techniques for implant reconstruction of the atrophic maxilla. J Oral Maxillofac Surg. 2005 Jan;63(1):63-7.

78- Xible AA. Avaliação da resistência ao cisalhamento de três sistemas de núcleos intra-radiculares [dissertação]. Bauru: FOB/USP, 2000.

79- Zalkind M, Hochman N. Esthetic considerations in restoring endodontically treated teeth with posts and cores. J Prosthet Dent. 1998;79(6):702-5.

80- Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects os post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. Prosthet Dent 2003;89:368-73.

Yamamoto ETC. Development of intra-radicular post, fracture strength and tension analysis for finite elements method [dissertation]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – São Paulo State University; 2008.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate a metallic prefabricated intra-radicular post in titanium with thread, projected and developed by the author and advisors of this study with the objective of minimizing the tensions found when used of prefabricated posts and to minimize the cost. For the analysis were used fracture strength test, analysis of the fracture image by microscope and tensions analysis for finite elements method. In this study was analysed four metallic prefabricated posts systems, divided in: Group 1 - projected post, Group 2 - modified projected post, Group 3 - Flexi Post, Group 4 - Para Post. In the fracture strength test 40 bovine teeth were used (n=10) for to make the specimens simulating the situation found in mouth. The specimens were submitted to compressive strength test in a universal machine (EMIC) until fracture occurred. After the fracture, the fractured specimens were sliced and analyzed by microscope. In the finite element method the specimens of fracture strength were simulated in computer models and analysed tensions distribution of the posts. Concluded that the projected posts behaved well in the fracture strength test and the tension analysis obtending the best results. The finite element test was validated by the fracture strength test and still for the microscopic image of the fracture.

KEYWORDS: *Post, finites elements, fracture strength*