MARCO ANTONIO AMORIM VASCO

**AVALIAÇÃO DE DIFERENTES TOPOGRAFIAS RESIDUAIS NA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO REMANESCENTE DENTAL POR
MEIO DA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

RIBEIRÃO PRETO
- 2007 -

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E PRÓTESE
MARCO ANTONIO AMORIM VASCO

AVALIAÇÃO DE DIFERENTES TOPOGRAFIAS RESIDUAIS NA DISTRIBUIÇÃO
DE TENSÕES NO REMANESCENTE DENTAL POR MEIO DA ANÁLISE DE
ELEMENTOS FINITOS

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre, pelo programa de Pós Graduação em odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Wilson Matsumoto

FICHA CATALOGRÁFICA

Vasco, Marco Antonio Amorim

Avaliação de diferentes topografias residuais na distribuição de tensões no remanescente dental por meio da análise de elementos finitos. Ribeirão Preto, 2007.

47 p. :

Dissertação de mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Matsumoto, Wilson.

1. Fratura de raiz. 2. Férula. 3. Núcleo

FOLHA DE APROVAÇÃO

Vasco MAA. **Avaliação de diferentes topografias residuais na distribuição de tensões no remanescente dental por meio da análise de elementos finitos.** 2007. [Dissertação de Mestrado] – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

Ribeirão Preto, ____/____/2007

Banca Examinadora

1)Prof: _____

Titulação: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

2)Prof(a): _____

Titulação: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

3)Prof: _____

Titulação: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

A Deus...

Obrigado senhor por estar aqui, muitas coisas maravilhosas sei que aprendi e vivi e sei que muitas outras ainda me esperam. Com cada momento de alegria ou tristeza, de sorriso ou de dor, de felicidade ou angústia o senhor me tornou mais forte e promissor. Hoje vejo que devo tudo a ti senhor, mesmo nos momentos em que o deixei de lado pelos meus próprios motivos egoístas, tu nunca me deixaste de lado. Obrigado por eu ser seu filho.

*“Então, respondeu Jó ao Senhor e disse:
Bem sei eu que tudo podes, e nenhum dos teus
pensamentos pode ser impedido. Quem é aquele,
dizes tu, que sem conhecimento encobre o conselho?
Por isso, falei do que não entendia; coisas que para
mim eram maravilhosíssimas, e que eu não
compreendia.
Escuta-me, pois, e eu falarei: eu te perguntarei e tu
ensina-me.
Com o ouvir dos meus ouvidos ouvi, mas agora te
vêem os meus olhos.
Por isso, me abomino e me arrependo no pó e na
cinza.”*

Jó 42 (1-6)

Dedico

Ao meu pai e minha mãe Ademir e Elina por sempre acreditarem em mim, e permitir realizar meu sonho. Pelo carinho e paciência com que me auxiliam neste caminho que decidi percorrer;

A minha noiva Márcia Kovalski pelo companheirismo nas horas difíceis;

A Deus.

Agradecimentos

Ao meu orientador Prof. Dr. Wilson Matsumoto por me acolher como orientado e pela compreensão em permitir me ausentar tantas vezes da universidade para poder retornar a minha terra natal.

Ao coordenador do curso, Prof. Osvaldo Luiz Bezzon pelo entusiasmo e paciência que demonstrou comigo durante o curso.

Ao Prof. Ederson Betiol por me iniciar nesta grande área que é a prótese dentária e sempre me aconselhar pacientemente nas decisões que tomei.

Ao Prof. Carlos dos Reis Araújo por me recomendar esta excelente faculdade que hoje presto curso.

Aos amigos de mestrado e doutorado por serem verdadeiros companheiros nesta jornada que empregamos.

Aos professores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, pela receptividade e pelos conhecimentos transmitidos.

Aos funcionários Eduardo Destito e Fernando Schiavetto por toda a paciência e atenção que tiveram para me auxiliar nas dúvidas e trabalhos que empreguei no laboratório de prótese.

Ao mestrando Felipe Recka de Almeida e sua orientadora Profa. Mildred Ballin Hecke do programa de pós-graduação em Métodos Numéricos da Universidade Federal do Paraná pela paciência e atenção para me introduzir nesta fascinante área que é a pesquisa com método de elementos finitos.

Vasco MAA. **Avaliação de diferentes topografias residuais na distribuição de tensões no remanescente dental por meio da análise de elementos finitos.** 2007. [Dissertação de Mestrado] – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

Resumo

A presença de projeção dentinária acima da linha de término no preparo de dentes tratados endodônticamente para receber núcleos metálicos fundidos é bem fundamentada na literatura, influenciando positivamente na resistência da raiz. Entretanto, devido à destruição dental, nem sempre é possível atingir uma forma de projeção homogênea, contribuindo para deficiências no preparo que podem influenciar na resistência mecânica à fratura. Um incisivo central superior direito foi scaneado com tomografia computadorizada e reconstruído com software específico em um modelo virtual. Este modelo foi editado com diferentes projeções dentinárias, 2 mm acima da linha de término envolvendo projeções: ausente, total, vestibular, palatina e proximal e submetidas à simulação de uma carga mastigatória, no software Ansys Workbench v11, para avaliar a distribuição de tensões geradas no mesmo. As simulações demonstram que os melhores resultados foram obtidas com a projeção total, a projeção palatina obteve resultados muito próximos à total. O pior resultado foi da projeção ausente obtendo resultados muito próximos à projeção vestibular. Os autores nesta pesquisa concluíram que uma projeção dentinária entre o núcleo e a força aplicada é um importante fator para beneficiar a biomecânica do remanescente dental, e que a projeção total fornece o melhor prognóstico nesta situação comparando às diferentes condições.

Palavras chave: Fratura de raiz, férula, núcleo.

Vasco MAA. **Different residual topographic analysis in the distribution of tensions in the residual teeth by means of the finite element analysis 2007.** [Dissertação de Mestrado] – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2007.

Abstract

The presence of dentin projection above the finish line in the preparation of endodontically treated tooth to receive post and core is well established in literature, it influences positively in the resistance of the root. However, due to dental destruction, it's not always possible to achieve a homogenous projection design, contributing for deficiencies in the preparation that can influence in the mechanical resistance to breaking. A maxillary right central incisor was scanned with computer tomography and reconstructed with specific software into a virtual model. This model was edited with different dentin projections, 2 mm above the preparation line involving absent, total, bucal, palatal and proximal projections and later submitted to simulation of chewing load, in software ANSYS v11, to get the distribution of tensions generated in the same. The simulations show that the best results are when the dentin projection is total, followed closely by the palatal projection. The worse result belongs to the absent projection group followed closely by bucal group. The authors in this research concludes that a dentin projection between the core and the applied force is an important factor to benefit the biomechanical of the remaining anterior teeth, and the whole projection gives the best prognostic comparing the different situations.

Keywords: Root fracture, ferrule, post

Lista de figuras

Figura 4.1.1 – Reconstrução digital a partir de tomografia sem qualquer edição	22
Figura 4.1.2 – Reconstrução digital a partir de tomografia após remoção de características individuais do modelo	23
Figura 4.2.1 – Projeção ausente	24
Figura 4.2.2 – Projeção total	24
Figura 4.2.3 – Projeção vestibular	25
Figura 4.2.4 – Projeção palatina	25
Figura 4.2.5 – Projeção proximal	25
Figura 4.2.6 – Vista explodida das diferentes estruturas da simulação	26
Figura 4.2.7 – Corte do modelo com projeção palatina	27
Figura 4.3.1 – Malha de um modelo	29
Figura 5.1 – Plotagem das tensões de compressão em MPa	31
Figura 5.2 – Plotagem das tensões de tração em MPa	33
Figura 5.3 – Tensões de tração na projeção ausente	33
Figura 5.4 – Tensões de tração na projeção vestibular	33
Figura 5.5 – Tensões de tração na projeção proximal	33
Figura 5.6 – Tensões de tração na projeção palatina	33
Figura 5.7 – Tensões de tração na projeção total	33
Figura 5.8 – Vetores da projeção ausente	35
Figura 5.9 – Vetores da projeção vestibular	35
Figura 5.10 – Vetores da projeção proximal	35
Figura 5.11 – Vetores da projeção palatina	35
Figura 5.12 – Vetores da projeção total, vista em corte	35

Figura 5.13 – Prováveis eixos de fratura baseados nas zonas de tensão máxima e
vetores de tensão_____36

Lista de tabelas/gráficos

Tabela 4.3.1 – Propriedades mecânicas dos materiais	28
Tabela 4.3.2 – Dados das malhas	30
Gráfico 5.1 – Tensões máximas de tração e compressão	34
Tabela 5.2 – Tensões máximas de tração e compressão	34

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

mm	Milímetro
MPa	Mega Pascals
N	Newton
%	Porcento
GB	Gigabytes
RAM	Random Access Memory

Sumário

Resumo

Abstract

1. Introdução	13
2. Revisão de Literatura	16
3. Proposição	21
4. Materiais e Métodos	22
4.1 Reconstrução virtual da tomografia computadorizada	22
4.2 Edição dos modelos	23
4.3 Simulação	27
5. Resultados	31
6. Discussão	37
7. Conclusão	41
8. Referências Bibliográficas	42

Introdução

O uso de pinos ou núcleos de preenchimento concomitante com coroas totais para dentes tratados endodonticamente constitui um tratamento muito usado na resolução protética de dentes unitários em prótese fixa. Entretanto a destruição causada por cárie ou trauma mais o desgaste necessário característico de um tratamento de canal leva o remanescente dentário a ter diferentes topografias residuais variando de caso para caso. A topografia destes remanescentes pode alterar a distribuição de tensões no conjunto prótese/dente e influenciar no prognóstico do tratamento.

É recomendado na literatura que se mantenha uma projeção dentinária em sentido oclusal de pelo menos 2 milímetros acima da linha de término para garantir resistência estrutural (Spear 1999). Alguns autores recomendam até uso de extrusão com tratamento ortodôntico ou aumento cirúrgico da coroa (Sorensen 1988; Libman and Nicholls 1995; Smukler and Chaibi 1997; Kocadereli, Tasman et al. 1998) para obter-se esta projeção. Entretanto a perda de suporte ósseo e diminuição da relação coroa-raiz prejudicam o tratamento. Um mínimo de 1:1 na relação coroa raiz deve ser mantido (Shillingburg, Hobo et al. 1997), entretanto relações maiores favorecem a biomecânica do dente.

Nestes casos o uso de núcleos metálicos fundidos é uma das indicações mais usadas de tratamento (Kantor and Pines 1977), e a causa mais comum de falha quando do uso deste núcleos é quando eles soltam, seguido por fratura da raiz (Turner 1982; Sorensen and Martinoff 1984; Sorensen and Martinoff 1985; Spear 1999). Embora seja a segunda maior causa de falha o fato de muitas vezes haver perda do elemento dentário torna a fratura de especial importância no prognóstico

do tratamento. Um efeito férula ao redor destas projeções dentinárias tem sido descrito como benéfico para melhorar a biomecânica e resistência do dente.

Férula é definida pelo glossário de termos prostodônticos como “um anel de metal usado para se encaixar ao redor da raiz ou coroa de um dente” (2005), embora alguns autores usem o termo diferentemente (Sorensen and Engelman 1990). Uma coroa total propicia um efeito férula quando circunda o remanescente coronário, este efeito foi relatado como benéfica por prover reforço à estrutura remanescente. (Sorensen and Engelman 1990; Libman and Nicholls 1995; Ng, al-Bayat et al. 2004). Outros pesquisadores defendem que a presença de remanescente coronário acima da linha de término é mais importante que o comprimento (Isidor, Brondum et al. 1999) ou material (Milot and Stein 1992) do pino.

Entretanto outros estudos contrariam estes achados relatando que esta projeção de dentina não afeta a resistência a fratura (Patel and Gutteridge 1996; al-Hazaimeh and Gutteridge 2001), o que torna o assunto controverso. Outro fator que desperta dúvidas no profissional seria o quanto diferentes formas de remanescente dentário e consequentemente diferentes configurações de férula contribuem para a melhora ou não do prognóstico do tratamento.

Vários estudos in vitro (Patel and Gutteridge 1996; Gegauff 2000; al-Hazaimeh and Gutteridge 2001; Zhi-Yue and Yu-Xing 2003; Akkayan 2004; Tan, Aquilino et al. 2005; Al-Omiri and Al-Wahadni 2006; Aykent, Kalkan et al. 2006; Ng, Dumbrigue et al. 2006; Pereira, de Ornelas et al. 2006) e alguns estudos com elementos finitos (Pierrisnard, Bohin et al. 2002; Ichim, Kuzmanovic et al. 2006) foram realizados com o objetivo de melhorar o conhecimento sobre o efeito férula e a presença ou não de diferentes formas de remanescente dentário. Entretanto

quando se considera que diferentes configurações de abraçamento do pino pela estrutura dental e o efeito férula apenas um trabalho in vitro estudou o tema (Ng, Dumbrigue et al. 2006). Embora exista outro trabalho (Patel and Gutteridge 1996) que estudou diferentes configurações de abraçamento do pino, seus resultados são limitados por avaliar os corpos de prova sem coroas descartando o efeito férula fornecido por esta.

Embora os estudos in vitro forneçam informações valiosas e sejam imprescindíveis para avaliações como as discutidas, eles também possuem diversas limitações. Possíveis defeitos nos corpos de prova indetectáveis previamente como trincas ou defeitos, não homogeneidade da amostra, diferenças morfológicas e físico-químicas nos diferentes corpos de prova (Helfer, Melnick et al. 1972; Trope, Maltz et al. 1985; Reeh, Messer et al. 1989; Gutmann 1992) e dificuldades para simular estruturas fundamentais como o ligamento periodontal fazem com que os resultados in vitro sejam observados com cautela. Dentro deste contexto o uso de métodos alternativos complementares como a análise de elementos finitos torna-se importante para contribuir com mais informações sobre a situação clínica e o tratamento desejado além de confirmar os resultados de outras modalidades de estudo, ajudando o profissional a entender melhor determinada forma de tratamento e consequentemente otimizar o prognóstico destes.

Revisão de Literatura

As informações sobre dentes tratados endodônticamente com núcleos metálicos fundidos é vasta na literatura. Diversos trabalhos *in vitro*, clínicos e mais recentemente trabalhos com o método de elementos finitos tem elucidado diversas dúvidas sobre esta forma de tratamento. Entretanto a literatura é contraditória e alguns aspectos do tratamento ainda possuem lacunas de conhecimento a serem preenchidas o que tornam necessárias mais pesquisas sobre o tema. Esta revisão se concentrará nos estudos quando diferentes formas de remanescentes coronários estiverem envolvidas.

Patel & Gutteridge (Patel and Gutteridge 1996) avaliaram em um estudo *in vitro* com 64 dentes monoradiculares incluindo incisivos superiores, caninos superiores e inferiores e pré-molares restaurados com pinos fundidos (Parapost System, Whaledent Int. New York, USA) e cimentados com fosfato de zinco diferentes projeções dentinárias acima da linha de término. Foram separados em 4 grupos; grupo A sem projeção dentinária acima da linha de término, grupo B com projeção dentinária de 2 mm acima da linha de término, grupo C similar ao B mas com projeção apenas na parte vestibular e grupo D similar ao B mas com projeção dentinária apenas na região palatina. Os resultados não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos com exceção do grupo C (projeção vestibular) que teve uma força média de ruptura estatisticamente menor que os outros grupos. Entretanto deve-se citar que não foram utilizadas coroas nas simulações sendo as forças aplicadas diretamente no remanescente/pino.

Al-Hazaimh & Gutteridge (al-Hazaimh and Gutteridge 2001) avaliaram em um estudo *in vitro* com 20 incisivos centrais superiores restaurados com pinos pré-

fabricados de aço inoxidável e compósito (Parapost System, Whaledent Int. New York, USA) e cimentados com cimento adesivo separados em 2 grupos. O grupo controle possuía 2 mm de projeção dentinária acima da linha de término enquanto que o grupo teste nenhuma projeção. Os resultados não encontraram diferenças estatísticas entre os dois grupos. Entretanto deve-se citar que não foram utilizadas coroas nas simulações sendo as forças aplicadas diretamente no remanescente/pino.

Aykent et al (Aykent, Kalkan et al. 2006) em um estudo in vitro com 60 pré-molares e incidência de forças oblíquas sobre os dentes demonstrou que uma projeção dentinária de 1 mm acima da união cimento-esmalte aumentou significativamente a resistência a fratura dos dentes quando usado cimentação adesiva ou ausência de cimentação, quando comparado com dentes sem esta projeção dentinária.

Ng et al (Ng, Dumbrigue et al. 2006) avaliaram em um estudo in vitro com 50 dentes anteriores dividido em 5 grupos sendo o primeiro grupo composto de ausência de projeção dentinária acima da linha de término, o segundo com projeção dentinária de 2 mm acima da linha de término e 360° de abraçamento ao redor do pino, o terceiro grupo com projeção de 2 mm acima da linha de término e abraçamento vestibular de 180° ao redor do pino, o quarto grupo semelhante ao terceiro mas mudando o abraçamento por palatino e o quinto semelhante ao terceiro mas mudando o local do abraçamento por proximal. Neste estudo cimentação adesiva foi usada junto com pinos de fibras de quartzo e uma força oblíqua foi aplicada 45° em relação ao longo eixo do dente. O estudo demonstrou que a projeção total e palatina obtiveram as maiores resistências a fratura e que a ausência de projeção os piores resultados.

Al-Omiri & Al-Wahadni (Al-Omiri and Al-Wahadni 2006) em um estudo in vitro comparando diferentes tipos de pino pré-fabricados e diferentes alturas do remanescente coronário com 0, 2, 3 e 4 mm de projeção dentinária acima da linha de término e 360° ao redor do pino. A pesquisa demonstrou que um aumento do remanescente dentinário corresponde a um aumento das forças de fratura embora a diferença não seja estatisticamente significativa.

Pereira et al (Pereira, de Ornelas et al. 2006) em um estudo in vitro utilizando 50 caninos e pinos pré-fabricados de aço inoxidável dividindo em 4 grupos sem remanescente, 1, 2 e 3 mm acima da linha de término. A pesquisa demonstrou que a força de fratura dos corpos de prova é diretamente proporcional ao aumento da projeção dentinária

Gegauff (Gegauff 2000) em um estudo in vitro comparou 10 pré-molares sem projeção dentinária acima da linha de término com 10 pré-molares cortados na mesma altura mas que tiveram a linha de término preparada 2 mm apicalmente, simulando uma inserção óssea menor. Os resultados demonstraram que mover o preparo apicalmente para criar uma projeção dentinária ao redor do pino diminui a resistência a fratura dos corpos de prova

Akkayan (Akkayan 2004) em um estudo in vitro com 123 caninos superiores restaurados com pinos pré-fabricados estéticos e cimentação adesiva, onde foram mantidos projeções dentinárias acima da linha de término de 1, 1,5 e 2 mm. Os resultados demonstraram que não houve aumento significativo da resistência a fratura dos corpos de prova entre a projeção de 1 e 1,5 mm mas que houve um aumento estatisticamente significativo de resistência entre estas duas e o grupo de 2 mm de altura.

Zhi-Yue e Yu-Xing (Zhi-Yue and Yu-Xing 2003) em uma estudo in vitro com 48 incisivos centrais superiores divididos em 4 grupos sendo que dois deles possuíam projeção de 2 mm acima da linha de término, um restaurado com núcleo metálico fundido e um com pino préfabricado, outro grupo é similar ao grupo com núcleo metálico fundido mas sem projeção dentinária acima da linha de término e o quarto restaurado apenas com coroa. Os grupos com núcleo metálico fundido foram cimentados com cimento de fosfato de zinco. O trabalho demonstrou que 2 mm de projeção dentinária acima da linha de término melhorou a resistência a fratura do grupo com núcleo metálico fundido.

Tan et al (Tan, Aquilino et al. 2005) em um estudo in vitro com incisivos comparando dentes com projeção dentinária uniforme de 2 mm, contra dentes com projeção dentinária variável (2 mm na vestibular e lingual e 0,5 mm nas proximais) e dentes sem projeção dentinária acima da linha de término restaurados com núcleos metálicos fundidos encontrou que uma projeção de 2 mm uniforme resultou nas maiores resistências a fratura, seguida pelo grupo de projeção não uniforme e o pior resultado foi o do grupo sem projeção dentinária.

Ichim et al (Ichim, Kuzmanovic et al. 2006) em um estudo com o método de elementos finitos 3D comparou diferentes alturas de projeção dentinária acima da linha de término, com abraçamento total do pino (360°). Os resultados demonstraram que quanto maior a altura da projeção menor foram os picos de tensão e conseqüentemente mais favorável o prognóstico. Entretanto seus resultados devem ser vistos com cautela uma vez que a forma como foi simulado considera um dente sem qualquer forma de cimentação.

Pierrisnard et al (Pierrisnard, Bohin et al. 2002) em um estudo 3D com o método de elementos encontrou que uma projeção dentinária de 2 mm acima da

linha de término influenciou positivamente na resistência a fratura dos dentes, entretanto uma simplificação demasiada do modelo usado nas simulações pode influenciar os resultados da pesquisa. A ausência de dados importantes como a configuração de contato entre as estruturas também colabora para os dados serem vistos com cautela.

3 Proposição

Analisar através do método de elementos finitos a distribuição de tensões em um incisivo central superior frente a diferentes abraçamentos pelo remanescente coronário acima da linha de término no núcleo metálico fundido quando simulada uma força de mastigação normal.

4 Materiais e métodos

4.1 Reconstrução virtual de tomografia computadorizada

Um incisivo superior direito hígido extraído devido a comprometimento periodontal foi selecionado para a fase inicial deste trabalho. Este dente foi submetido a exame de tomografia computadorizada em cortes transversais de 0,05 mm de distância perfazendo um total de 474 cortes do dente. Estes cortes foram gravados em figuras bimap de resolução 512x512 pixels e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (Mimics v 10.01, Materialise, Leuven, Bélgica). Neste o programa reconstruiu digitalmente o dente resultando em um modelo 3D de 82 mil faces externas, como mostra a fig. 1.

Fig. 4.1.1 Reconstrução digital a partir de tomografia sem qualquer edição.

Este modelo foi simplificado para 2200 faces através do suplemento Remesh

do software de processamento de imagens (Mimics v 10.01, Materialise, Leuven, Bélgica) para facilitar o processamento dos futuros modelos e retirar características individuais do dente a fim de fornecer um dente “genérico”, sem entretanto comprometer a precisão da futura simulação, como mostra a fig. 2.

Fig. 4.1.2 Reconstrução digital a partir de tomografia após remoção de características individuais do modelo

4.2 Edição dos modelos

Após a reconstrução virtual, o modelo 3D foi exportado para o software Solidworks 2007 SP 2.2 (Solidworks Corporation, Dassault Systemes, France) (no formato de arquivo Binary .STL (3D Systems, Valencia, Califórnia) para edição do modelo virtual. Neste diferentes topografias de remanescentes dentários foram modelados, bem como um tratamento endodôntico.

Foram modelados 5 grupos sendo que todos os remanescentes coronários

constituem projeções dentinárias de 2 mm acima da linha de término exceto no caso da projeção ausente, expulsividade de preparo de 6 graus, espessura do platô de 1 mm e bizéis nos ângulos vivos.

Os diferentes modelos foram confeccionados de acordo com as seguintes especificações:

- O modelo 1 ou projeção ausente (modelo controle) não possui qualquer projeção dentinária acima da linha de término;
- O modelo 2 ou projeção total possui projeção que abraça todo o pino em 360 graus;
- O modelo 3 ou projeção vestibular possui projeção que abraça o pino em 180 graus na porção vestibular;
- O modelo 4 ou projeção palatina possui projeção que abraça o pino em 180 graus na porção palatina.
- O modelo 5 ou projeção proximal possui projeção que abraça o pino em 180 graus na porção proximal.

Fig 4.2.1 Projeção ausente

Fig. 4.2.2 Projeção total

Fig. 4.2.3 Projeção vestibular

Fig. 4.2.5 Projeção proximal

Fig. 4.2.4 Projeção palatina

Em todos os modelos o único fator de variação foi a projeção dentinária e o pino que se encaixa no respectivo remanescente. As outras estruturas modeladas foram:

- Um pino obedecendo a lei dos terços no sentido mesio-distal em relação à espessura e geometria expulsiva em relação a raiz,
- Uma coroa com no mínimo 1 mm de espessura e porção incisal com 2 mm de espessura aproximadamente.
- Guta percha proporcionando selamento do conduto na apical da raiz
- Um ligamento periodontal ao redor da raiz, 2,5 mm aquém da linha de término, com 0,25 mm de espessura;
- Osso cortical com 1 mm de espessura no topo da crista óssea e ao redor do dente;

- Osso medular circundando o osso cortical em forma de cilindro com 10 mm de espessura;

- Terço incisal de um dente antagonista simulando um contato dentário na região do terço médio com inclinação de 135 graus em relação ao longo eixo do dente;

A figura 4.2.6 mostra uma vista explodida das diferentes estruturas da simulação. A figura 4.2.7 uma do modelo palatino seccionado.

Fig. 4.2.6 Vista explodida das diferentes estruturas da simulação. Da direita para a esquerda; coroa, pino, dente antagonista, raiz ligamento periodontal, osso cortical, osso medular e gutta percha.

Fig. 4.2.7 Corte do modelo com projeção palatina 1 – dente antagonista, 2 – coroa, 3 - Núcleo metálico fundido, 4 – Raiz e remanescente coronário, 5 Ligamento periodontal, 6 – osso cortical, 7 – Osso medular

4.3 Simulação

Todos os modelos foram exportados do Solidworks no formato Parasolid (UGS PLM Software, Plano, Texas, USA), para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA).

Cada elemento dos modelos foi configurado com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson retirados da literatura. A coroa e o pino foram considerados como feitos de níquel-cromo fundido, raiz como dentina tratada endodônticamente e o dente antagonista como esmalte. Os diferentes

valores das propriedades mecânicas se encontram na tabela 1. As estruturas foram consideradas isotrópicas, homogêneas e elásticas.

Tabela 4.3.1: Propriedades mecânicas dos materiais		
Material	Módulo de Young	Coeficiente de Poisson
Níquel cromo	188 GPa(Morris 1989)	0,27(Kase and Tesk 1984)
Guta percha	0,00069 GPa(Holmes, Diaz-Arnold et al. 1996)	0,45(Holmes, Diaz-Arnold et al. 1996)
Osso Cortical	13,7 GPa (Holmes, Diaz-Arnold et al. 1996)	0,3(Holmes, Diaz-Arnold et al. 1996)
Osso Medular	1,37 GPa (Holmes, Diaz-Arnold et al. 1996)	0,3(Holmes, Diaz-Arnold et al. 1996)
Ligamento periodontal	0,0689 GPa(Holmes, Diaz-Arnold et al. 1996)	0,45(Holmes, Diaz-Arnold et al. 1996)
Esmalte	130 GPa(Moroi, Okimoto et al. 1993)	0,33(Farah, Craig et al. 1989)
Dentina	18,6 GPa(Holmes, Diaz-Arnold et al. 1996)	0,31(Holmes, Diaz-Arnold et al. 1996)

Alguns contatos entre as diferentes estruturas foram considerados como friccionais permitindo deslizamentos e formação de espaços para se aproximar de uma situação real. Embora o coeficiente de fricção varie de acordo com diversos fatores, para simular uma cimentação com cimento de fosfato de zinco

foi usado um coeficiente de 0,15 (Tillitson, Craig et al. 1971) nas uniões entre coroa-pino, coroa-raiz e pino-raiz. As outras áreas de contato foram consideradas como união perfeita. As simulações foram do tipo não-linear.

As malhas foram validadas através de um processo de refinamento da malha, verificando-se a convergência dos resultados. Quando a diferença entre os resultados atingiu um erro estipulado de 5% ou menos a malha foi considerada válida. A malha foi gerada com elementos tetraédricos, conforme mostra a fig. 11 resultando em malhas com numero de nós e elementos conforme a tabela 2. Todos os modelos foram então resolvidos (Windows XP X64, processador Intel Core 2 Duo E6600, 4 Gb memória RAM), a plotagem gráfica e numérica dos dados registrada, avaliada e comparada.

Fig. 4.3.1 Malha de um modelo. Observe a maior densidade da malha em áreas de maior importância (coroa, raiz, ligamento) e menor densidade nas áreas de menor importância (osso).

Tabela 4.3.2: dados das malhas		
Forma do remanescente	Nós	Elementos
Projeção ausente	208355	122461
Projeção total	241647	143747
Projeção vestibular	254192	151645
Projeção palatina	242456	144126
Projeção proximal	286418	172145

5 Resultados

Nas figuras 5.1 e 5.2 podem ser observados os resultados da plotagem gráfica lado a lado. Imagens de diferentes perspectivas são fornecidas nas figuras 5.3-5.7 para melhor visualização dos picos de tensão, mas todas elas tem a vestibular como porção superior da figura e a escala é a mesma encontrada na figura 5.2. Na dentina em particular as tensões de tração devem receber maior atenção por serem normalmente as responsáveis pela fratura da dentina uma vez que esta é muito mais resistente a forças de compressão do que de tração. Os resultados dos picos de tensão estão no gráfico 5.1 e tabela 5.2. Nas fig. 5.8-5.12 podem ser vistas os vetores de tensões das zonas de picos de tração e baseado nos vetores e picos, prováveis planos de fratura da raiz na figura 5.13.

Fig. 5.1 Plotagem das tensões de compressão em MPa

Fig. 5.2 Plotagem das tensões de tração em MPa

Fig 5.3 Tensões de tração na
projeção ausente

Fig 5.5 Tensões de tração na
projeção proximal

Fig 5.4 Tensões de tração na
projeção vestibular

Fig 5.6 Tensões de tração na
projeção palatina

Fig 5.7 Tensões de tração na projeção total

Tabela 5.2: Tensões máximas de tração e compressão

Modelo	tração (MPa)	compressão (MPa)	localização da tensão máxima de tração	percentual de picos de tração em relação ao piloto
Ausente	47,726	33,802	Ângulo entre parede do canal e linha de término nas regiões vestibulo-proximais	100%
Vestibular	41,625	30,913	Ângulo entre linha de término e parede axial palatina da projeção	87%
Proximal	25,906	24,482	Ângulo entre parede do canal e linha de término na região vestibular	54%
Palatino	16,644	28,138	Ângulo entre projeção e linha de término na região palatina	35%
Total	14,744	21,173	Ângulo entre projeção e linha de término na região palatina	31%

Fig 5.8 Vetor da projeção
ausente

Fig 5.10 Vetor da projeção
proximal

Fig 5.9 Vetor da projeção
vestibular

Fig 5.11 Vetor da projeção
palatina

Fig 5.12 Vetor da projeção
total, vista em corte

Fig. 5.13 Prováveis eixos de fratura baseados nas zonas de tração máxima e vetores de tensão. Todos de palatina para vestibular. Na figura proximal foi colocada dois eixos devido a uma segunda zona ter magnitude de tensões de tração muito próximas a zona de tração máxima.

6 Discussão

O método de elementos finitos possui diversas vantagens e desvantagens sobre outros métodos, como in vitro, fotoelasticidade e até mesmo trabalhos clínicos. Assim como os demais este é um método complementar de avaliação e deve ser comparado e avaliado com outros tipos de estudos para aperfeiçoar a conduta clínica e melhorar o entendimento do tema pesquisado.

O presente trabalho foi feito a partir de simulações não-lineares. Simulações lineares são as que o comportamento das estruturas é linear no sentido de causa-efeito. Por exemplo, se a força for duplicada, os deslocamentos e tensões internas também o serão. A maioria dos materiais apresenta um comportamento linear quando do uso de forças de pequena amplitude, entretanto ao se aumentar as forças os materiais passam a ter um comportamento não linear. Para o presente estudo simulações lineares foram desenvolvidas a princípio, entretanto elas não simulavam corretamente a situação real, sendo necessárias o uso de não linearidades nas simulações para corresponder o resultado a realidade da condição clínica.

Foram utilizadas malhas de alta resolução e fidelidade para que a precisão do trabalho fosse adequada. As tensões resultantes nas simulações demonstram as prováveis áreas em que a fratura se iniciará. Lembrando que a resistência da dentina a forças de tração é muito menor do que a forças de compressão. Sendo, portanto de maior importância para a presente análise as forças de tração.

A maioria dos trabalhos defendem que uma projeção dentinária acima da linha de término é benéfica para a biomecânica de um dente, seja com pino pré-fabricado ou núcleo metálico fundido (Pierrisnard, Bohin et al. 2002; Zhi-Yue and Yu-Xing 2003; Akkayan 2004; Tan, Aquilino et al. 2005; Aykent, Kalkan et al. 2006; Ichim, Kuzmanovic et al. 2006; Ng, Dumbrigue et al. 2006; Pereira, de Ornelas et al. 2006). Um número menor de estudos não encontrou vantagens nesta projeção (Patel and Gutteridge 1996; al-Hazaimeh and Gutteridge 2001; Al-Omiri and Al-Wahadni 2006), sendo que a maioria deles foram analisados sem a construção de uma coroa ao redor do remanescente o que possivelmente afeta a biomecânica do conjunto e não representa uma situação real. Analisando as tensões de tração máximas, que é onde iniciará a falha caso as cargas sejam aumentadas os resultados destes trabalhos estão em acordo com a maior parte dos estudos em que uma projeção dentinária acima da linha de término ajuda na biomecânica do remanescente dental quando de forças de mastigação (obliquas no caso do incisivo).

É interessante ressaltar que no presente trabalho os valores de tração máxima dos dois piores resultados (ausente e vestibular) estiveram muito próximos diferindo apenas em 13% e que os valores dos dois melhores resultados (total e palatina) também estiveram muito próximos diferindo apenas em 4% em relação ao piloto, o que nos leva a pensar que a projeções na parte palatina são muito mais importantes para a biomecânica do dente quando de forças de mastigação normal do que projeções na porção vestibular.

Uma projeção dentinária entre a área de aplicação da força e o pino segundo a presente pesquisa é um fator importante nas distribuições de tensões no remanescente dentário. Quanto existe essa interposição de

estrutura o arco de deslocamento da coroa total coloca esta projeção sobre tensão com o pino como alicerce, fazendo com que boa parte das tensões se dissipem na parte coronária, em vez de somente na raiz pelo deslocamento do pino. Entretanto se a projeção for ausente ou estiver na palatina o pino desenvolve um efeito alavanca elevando significativamente a magnitude das tensões no remanescente dentário, nesta condição o cimento poderia evitar este efeito alavanca, mas como o cimento de fosfato de zinco não possui adesão e sim embricamento mecânico, formam-se espaços entre a dentina e o pino fazendo este funcionar como alavanca.

O remanescente dentinário não é de total controle do profissional, sendo fatores relacionados à história do dente determinantes. Ao se separar as situações nestes 5 grupos o objetivo é abranger de forma geral as condições encontradas clinicamente, embora situações exatamente iguais sejam difíceis de ocorrer pode-se ter uma noção de quais áreas ao redor do pino são mais importantes quando aplicam-se forças de mastigação de sentido normais.

Fazendo uma comparação entre um estudo in vitro (Ng et al (Ng, Dumbrigue et al. 2006)) com tema semelhante ao presente estudo com elementos finitos, pode-se fazer algumas considerações. No trabalho in vitro os resultados do grupo total com o grupo palatina foram os melhores e estatisticamente iguais, concordando com os dados apresentados neste trabalho. Entretanto ao se comparar os resultados dos grupos vestibular e ausente, existem diferenças. Na presente pesquisa os resultados da projeção vestibular e ausente foram próximos, mas no trabalho in vitro houve diferença estatística entre os dois grupos. A projeção vestibular no trabalho in vitro teve resultados estatisticamente igual ao grupo proximal. O fato do trabalho in vitro

ter sido realizado com cimentação adesiva e pinos pré-fabricados, além das características intrínsecas de cada método de avaliação podem ter levado a esta diferença.

É importante ressaltar que o presente estudo considerou apenas uma força estática. Na condição intraoral se encontra um meio com forças cíclicas e de intensidades e direções variáveis além de mudanças químicas e de temperatura. Portanto para melhor elucidar a situação clínica estudos pesquisando falha por fadiga são necessários.

7 Conclusão

Considerando as limitações presentes neste estudo, em dentes anteriores restaurados com núcleo metálico fundido e cimentados com cimento de fosfato de zinco quando sobre forças de direção normal a mastigação pode-se chegar a algumas conclusões:

- Diferentes topografias de remanescentes dentários alteram a distribuição de tensões em dentes anteriores superiores.
- A ausência de projeção dentinária possui uma maior tendência a fratura.
- Projeções na região vestibular contribuem pouco para melhorar a distribuição de tensões no remanescente dentário.
- Projeções na região palatina são as que melhor contribuem a biomecânica do remanescente dentário.
- Projeções com abraçamento completo (total) são as de melhor prognóstico

8 Referências Bibliográficas

(2005). "The glossary of prosthodontic terms." J Prosthet Dent **94**(1): 10-92.

Akkayan, B. (2004). "An in vitro study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems." J Prosthet Dent **92**(2): 155-62.

al-Hazaimeh, N. and D. L. Gutteridge (2001). "An in vitro study into the effect of the ferrule preparation on the fracture resistance of crowned teeth incorporating prefabricated post and composite core restorations." Int Endod J **34**(1): 40-6.

Al-Omiri, M. K. and A. M. Al-Wahadni (2006). "An ex vivo study of the effects of retained coronal dentine on the strength of teeth restored with composite core and different post and core systems." Int Endod J **39**(11): 890-9.

Aykent, F., M. Kalkan, et al. (2006). "Effect of dentin bonding and ferrule preparation on the fracture strength of crowned teeth restored with dowels and amalgam cores." J Prosthet Dent **95**(4): 297-301.

Farah, J. W., R. G. Craig, et al. (1989). "Finite element analysis of three- and four-unit bridges." J Oral Rehabil **16**(6): 603-11.

- Gegauff, A. G. (2000). "Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns." J Prosthet Dent **84**(2): 169-79.
- Gutmann, J. L. (1992). "Clinical, radiographic, and histologic perspectives on success and failure in endodontics." Dent Clin North Am **36**(2): 379-92.
- Helfer, A. R., S. Melnick, et al. (1972). "Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth." Oral Surg Oral Med Oral Pathol **34**(4): 661-70.
- Holmes, D. C., A. M. Diaz-Arnold, et al. (1996). "Influence of post dimension on stress distribution in dentin." J Prosthet Dent **75**(2): 140-7.
- Ichim, I., D. V. Kuzmanovic, et al. (2006). "A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root." Int Endod J **39**(6): 443-52.
- Isidor, F., K. Brondum, et al. (1999). "The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts." Int J Prosthodont **12**(1): 78-82.
- Kantor, M. E. and M. S. Pines (1977). "A comparative study of restorative techniques for pulpless teeth." J Prosthet Dent **38**(4): 405-12.

Kase, H. and J. Tesk (1984). Elastic constants of nonprecious alloys at room and elevated temperatures. Dallas, Dental Materials Group.

Kocadereli, I., F. Tasman, et al. (1998). "Combined endodontic-orthodontic and prosthodontic treatment of fractured teeth. Case report." Aust Dent J **43**(1): 28-31.

Libman, W. J. and J. I. Nicholls (1995). "Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns." Int J Prosthodont **8**(2): 155-61.

Milot, P. and R. S. Stein (1992). "Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design." J Prosthet Dent **68**(3): 428-35.

Moroi, H. H., K. Okimoto, et al. (1993). "Numeric approach to the biomechanical analysis of thermal effects in coated implants." Int J Prosthodont **6**(6): 564-72.

Morris, H. F. (1989). "Veterans Administration Cooperative Studies Project No. 147/242. Part VII: The mechanical properties of metal ceramic alloys as cast and after simulated porcelain firing." J Prosthet Dent **61**(2): 160-9.

Ng, C. C., M. I. al-Bayat, et al. (2004). "Effect of no ferrule on failure of teeth restored with bonded posts and cores." Gen Dent **52**(2): 143-6.

Ng, C. C., H. B. Dumbrigue, et al. (2006). "Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth." J Prosthet Dent **95**(4): 290-6.

Patel, A. and D. L. Gutteridge (1996). "An in vitro investigation of cast post and partial core design." J Dent **24**(4): 281-7.

Pereira, J. R., F. de Ornelas, et al. (2006). "Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts." J Prosthet Dent **95**(1): 50-4.

Pierrisnard, L., F. Bohin, et al. (2002). "Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis." J Prosthet Dent **88**(4): 442-8.

Reeh, E. S., H. H. Messer, et al. (1989). "Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures." J Endod **15**(11): 512-6.

Shillingburg, H., S. Hobo, et al. (1997). Fundamentals of Fixed prosthodontics. Chicago, Quintessence Publishing.

Smukler, H. and M. Chaibi (1997). "Periodontal and dental considerations in clinical crown extension: a rational basis for treatment." Int J Periodontics Restorative Dent **17**(5): 464-77.

Sorensen, J. A. (1988). "Preservation of tooth structure." J Calif Dent Assoc **16**(11): 15-22.

Sorensen, J. A. and M. J. Engelman (1990). "Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth." J Prosthet Dent **63**(5): 529-36.

Sorensen, J. A. and J. T. Martinoff (1984). "Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth." J Prosthet Dent **51**(6): 780-4.

Sorensen, J. A. and J. T. Martinoff (1985). "Endodontically treated teeth as abutments." J Prosthet Dent **53**(5): 631-6.

Spear, F. (1999). "When to restore, when to remove: the single debilitated tooth." Compend Contin Educ Dent **20**(4): 316-8, 322-3, 327-8.

Tan, P. L., S. A. Aquilino, et al. (2005). "In vitro fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations." J Prosthet Dent **93**(4): 331-6.

Tillitson, E. W., R. G. Craig, et al. (1971). "Friction and wear of restorative dental materials." J Dent Res **50**(1): 149-54.

Trope, M., D. O. Maltz, et al. (1985). "Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth." Endod Dent Traumatol **1**(3): 108-11.

Turner, C. H. (1982). "The utilization of roots to carry post-retained crowns." J Oral Rehabil **9**(3): 193-202.

Zhi-Yue, L. and Z. Yu-Xing (2003). "Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors." J Prosthet Dent **89**(4): 368-73.