

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

ANA PAULA GEBERT DE OLIVEIRA FRANCO

ANÁLISE NÃO-LINEAR DO MECANISMO DE CIMENTAÇÃO DE PINOS INTRA-
RADICULARES UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

PONTA GROSSA
2008

ANA PAULA GEBERT DE OLIVEIRA FRANCO

ANÁLISE NÃO-LINEAR DO MECANISMO DE CIMENTAÇÃO DE PINOS INTRA-
RADICULARES UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Dissertação apresentada como pré-requisito para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de Concentração em Dentística Restauradora.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes.

Co-orientadora: Prof^a. Dr^a. Mildred Ballin Hecke.

PONTA GROSSA
2008

Ficha Catalográfica Elaborada pelo Setor de Processos Técnicos BICEN/UEPG

F825a Franco, Ana Paula Gebert de Oliveira
Análise não-linear do mecanismo de cimentação de pinos
intra-radiculares utilizando o método dos elementos finitos. / Ana
Paula Gebert de Oliveira Franco. Ponta Grossa, 2008.
160 f.
Dissertação (Mestrado em Odontologia - área de concentração
em Dentística Restauradora) - Universidade Estadual de Ponta
Grossa.
Orientadora: Profa. Dra. Osnara Maria Mongruel Gomes
Co-orientadora : Profa. Dra. Mildred Ballin Hecke

1. Cimentos dentários. 2. Cimentos de resina. 3. Pinos
dentários. 4. Pinos de retenção dentária. 5. Análise de elemento
finito.

CDD: 617.675

DADOS CURRICULARES

Ana Paula Gebert de Oliveira Franco

NASCIMENTO 17.10.1977

Curitiba – Paraná

FILIAÇÃO

Kleyde de Oliveira Gebert
Gerson Gebert

1995 – 2000

Curso de Graduação
Universidade Tuiuti do Paraná
(UTP). Curitiba – Paraná.

2000

Curso de Aperfeiçoamento em
Prótese Fixa e Oclusão
Associação Brasileira de Odontologia
Regional São José dos Pinhais –
Paraná.

2002

Curso de Aperfeiçoamento em
Dentística Restauradora, Cosmética
e Estética - Associação Brasileira de
Odontologia Regional São José dos
Pinhais – Paraná.

2003 - 2007

Membro do Grupo de Pesquisa de
Bioengenharia do Centro de Estudos
de Engenharia Civil da Universidade
Federal do Paraná (UFPR).

Curso de Pós-Graduação em
Odontologia. Área de Concentração –
Dentística Restauradora, Nível
Mestrado, Universidade Estadual de
Ponta Grossa (UEPG).

ANA PAULA GEBERT DE OLIVEIRA FRANCO

ANÁLISE NÃO-LINEAR DO MECANISMO DE CIMENTAÇÃO DE PINOS
INTRA-RADICULARES UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS
FINITOS

Dissertação apresentada como pré-requisito para obtenção do título de mestre na Universidade Estadual de Ponta Grossa, no Curso de Mestrado em Odontologia – Área de Concentração em Dentística Restauradora.

Ponta Grossa, 26 de fevereiro de 2008.

Profa. Dra. Osnara Maria Mongruel Gomes – Orientadora
Universidade Estadual de Ponta Grossa - UEPG

Prof. Dr. João Carlos Gomes
Universidade Estadual de Ponta Grossa - UEPG

Prof. Dr. Roberto Dalledone Machado
Universidade Federal do Paraná – UFPR

Dedico este Trabalho ...À minha família,

Ao meu esposo **José Gustavo**,

Aos meus irmãos **Andréa, Adriana e Fabiano**
pelo apoio, incentivo, amor e carinho durante o meu curso de pós-
graduação entendendo minha ausência pela dedicação a este trabalho.

À minha mãe **Kleyde**

por seu exemplo de coragem, companheirismo, dedicação e amor.

Ao meu pai **Gerson**

por seu exemplo de vida, apoio e carinho.

À **Elenir, Ezenir, Erlene e Carmem**

pelo apoio, suporte e carinho.

Agradecimentos Especiais

À **Deus** pela vida, pelo caminho de oportunidades que tem me possibilitado.

À minha Orientadora **Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes**, por sua compreensão, paciência, por repartir seu relevante conhecimento e acima de tudo pela amizade.

À minha Co-Orientadora **Prof^a. Dr^a. Mildred Ballin Hecke** por ter proporcionado excelentes oportunidades, por acreditar em meu potencial, por sua qualidade multidisciplinar, carinho, amizade e dedicação.

Ao **Prof. Dr. João Carlos Gomes** por acreditar e lutar na comunidade científica, por sua dedicação ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia e por abrir as portas do Mestrado para mim.

À vocês devo dizer muito obrigado!

Agradecimentos

À Universidade Estadual de Ponta Grossa – UEPG, nas pessoas de seu Reitor Prof. Dr. João Carlos Gomes e Vice-Reitor Prof. Dr. Luciano Santana Vargas pela oportunidade a mim outorgada.

À Coordenação do Aperfeiçoamento do Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela concessão de bolsa de estudos.

À coordenação do Curso de Pós-Graduação em Odontologia Prof^a. Dr^a. Osnara Maria Mongruel Gomes por sua competência, dedicação e amizade.

Aos Professores do Curso de Pós-Graduação em Odontologia – UEPG, pela clareza de idéias, pela politização, pelos conhecimentos compartilhados e amizade.

Ao Prof. Dr. Gilson Blitzcow Sydnei pelo apoio, pela dedicação e amizade.

Ao Prof. Fábio André dos Santos pelos ensinamentos estatísticos, por sua experiência, competência e amizade.

À Morgana das Graças Procz dos Santos por sua dedicação, competência e amizade.

À empresa Angelus por possibilitar o desenvolvimento deste trabalho por meio da doação de materiais utilizados na parte experimental da dissertação.

Ao CEPOBRAS pela doação de dentes que possibilitou a realização dos experimentos mecânicos e computacionais.

Ao laboratório de Engenharia dos Materiais (UEPG) pela possibilidade de realização de ensaios mecânicos.

Ao laboratório Lactec da UFPR e ao Prof. Dr. Sérgio Hencke pela oportunidade de realização de alguns ensaios mecânicos.

Ao CESEC – UFPR pelo apoio computacional e de pessoal qualificado.

Aos amigos e companheiros do Grupo de Pesquisa de Bioengenharia da Universidade Federal do Paraná Felipe Hecka, Diogo Henrique de Bem e Roberta Novaes por seu importante auxílio no desenvolvimento computacional desta dissertação.

Aos técnicos de Laboratório Milton e Douglas (UEPG) e Sérgio (Lactec - UFPR) pelo apoio fundamental na parte experimental deste trabalho.

Aos todos os meus amigos e companheiros de mestrado que compartilharam de momentos difíceis e alegres, pelo apoio, cooperação, convívio e amizade.

À Eloísa de Paula Godoy pelo suporte emocional, por compartilhar seu dia-a-dia comigo e pela amizade.

Ao amigo Eugênio José García por sua criatividade, inteligência, bom humor e amizade.

À Gislaine Martins pela especial amizade durante esse período.

... À todos que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

ANÁLISE NÃO-LINEAR DO MECANISMO DE CIMENTAÇÃO DE PINOS INTRA-RADICULARES UTILIZANDO O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

O objetivo é analisar de forma não-linear o mecanismo de cimentação de pinos intra-radulares considerando a existência das fendas nas interfaces dentina-cimento-pino analisando a correspondência do ensaio mecânico e modelo computacional. Foram selecionados 15 pré-molares inferiores, para receber pinos intra-radulares Exacto (Angelus®/Londrina - Brasil) fixados com cimento resinoso autopolimerizável Cement-Post (Angelus®/Londrina - Brasil). Os dentes foram termociclados, radiografados e cortados obtendo-se discos cervicais, médios e apicais das raízes. Esses discos foram tratados e moldados com silicone de adição e obtidas réplicas de resina epoxi antes e após o ensaio de compressão (220 N-0,2 mm/min). As réplicas foram analisadas em MEV para observar a formação de fendas nas interfaces nas faces superiores dos espécimes, as quais foram medidas no programa Image Tool. Para análise estatística da comparação entre as medidas de fendas (μm) na interface foi utilizado o teste Wilcoxon que demonstrou que houve diferenças estatísticas entre os grupos ($p < 0,0001$). Na comparação entre as medidas de fendas da mesma interface dos discos cervical, médio e apical antes e depois do ensaio de compressão, não houve diferenças significantes estatisticamente ($p = 0,4304$) e ($p = 0,7766$), respectivamente. Na interface cimento-pino observou-se ausência de fendas na maior parte dos espécimes. Os discos de dentina foram fotografados e a partir de suas imagens obtidos modelos tri-dimensionais analisados simulando-se o ensaio de compressão por meio do Método dos Elementos Finitos, considerando material elástico-linear com valores de módulo de elasticidade e Coeficiente de Poisson e, obtidos de ensaios mecânicos de resistência à tração, compressão e flexão realizados no pino e/ou no cimento. Observou-se o efeito Poisson e que houve uma concentração leve de tensões nas interfaces dentina-cimento e cimento-pino promovidas pela forma de aplicação da força, geometria e propriedades dos materiais. Na avaliação da correspondência do ensaio mecânico com o modelo computacional, encontrou-se uma diferença devido à consideração de adesão perfeita no modelo computacional dos discos cervicais e médios, o que não ocorre clinicamente, visto que houve formação de fendas em algumas regiões radulares dos discos de dentina. Os discos apicais foram modelados de maneira não-linear, considerando-se uma superfície de contato entre as faces.

Palavras-chave: Cimentos dentários. Cimentos de resina. Pinos dentários. Pinos de retenção dentária. Análise de elemento finito.

ABSTRACT

NO-LINEAR ANALYSIS OF CEMENTATION MECHANISM IN ROOT POSTS USING THE FINITES ELEMENTS METHOD

The aim is to analyze a non-linear mechanism of the cementation of root posts considering the existence of gaps in cement-dentin and cement-post interfaces analyzing the correlation of mechanical test and computational model. Were selected 15 mandibular pre-molars, to receive root posts Exacto (Angelus®/Londrina - Brazil) fixed with chemical resin cement Cement-Post (Angelus®/Londrina - Brazil). The teeth were thermocycled, radiographed and cutted themselves getting cervical, middle and apical discs of roots. These discs were treated and molded with addition of silicone and epoxy resin replics was obtained before and after the compression test (220 N-0, 2 mm / min). The replics were analyzed in MEV to observe the formation of gaps at the interfaces on the upper surfaces of the specimens, which were measured in the Image Tool program. For statistical analysis of the comparison between the mensures of gaps (μm) in the interface was used in the Wilcoxon test which showed that there were statistical differences between groups ($p < 0.0001$). In the comparison between the mensures of gaps in the same interface of the cervical, middle and apical discs before and after the compression test, there was no statistically significant difference ($p = 0.4304$) and ($p = 0.7766$), respectively. In cement-post interface there was no gaps in most specimens. The dentin discs were photographed and their images obtained from three-dimensional models simulating the compression test using the Finite Elements Method, considering linear-elastic material with values of module of elasticity and Poisson's coefficient, and obtained in the mechanical test of the traction, compression and bending resistance in the post and/or the cement. There was the Poisson's effect and a low stress concentration in dentin-cement and cement-post interfaces promoted by the force application, geometry and materials properties. In assessing the match of the mechanical test with the computational model, met a difference because of the consideration of perfect adhesion in computational model of the cervical and middle discs, which does not occur clinically, as there was formation of gaps in some root regions of the dentin discs. The apical discs were modeled like non-linear and it was considered an area of contact between the faces.

Keywords: Dental cements. Resin cements. Dental posts. Dental retention posts. Finite Element analysis.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	- Pino Exacto	88
Figura 2	- Agente Silano.....	89
Figura 3	- Sistema Adesivo Multilink®.....	89
Figura 4	- Cimento Resinoso Químico Cement-Post.....	89
Figura 5	- Máquina de Termociclagem	90
Figura 6	- Máquina de Corte Isomet (Buehler).....	91
Figura 7	- Esquema do Corte dos Discos.....	92
Figura 8	- Dente Cortado.....	92
Figura 9	- Discos de Dentina (Cervical-C, Médio- M e Apical-A).....	92
Figura 10	- Moldagem do Disco.....	93
Figura 11	- Molde do Disco.....	93
Figura 12	- Réplicas do Disco.....	93
Figura 13	- Disco de Dentina Posicionado para o Ensaio de Compressão.....	94
Figura 14	- Máquina de Metalização.....	94
Figura 15	- Réplicas Metalizadas.....	95
Figura 16	- Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV).....	95
Figura 17	- Máquina de Ensaio Universal AG-I Shimadzu Autograph com Célula de Carga de 10 KN.....	96
Figura 18	- Mensuração do Comprimento dos Pinos com Paquímetro.....	97
Figura 19	- Mensuração do Diâmetro dos Pinos com Paquímetro.....	97
Figura 20	- Corpo-de-prova posicionado para o Ensaio de Resistência Flexural.....	97
Figura 21	- Visão Aproximada do Dispositivo para o Teste de Resistência Flexural dos Pinos.....	97
Figura 22	- Matriz de Nylon Cilíndrica para o Ensaio de Compressão do Cimento Resinoso.....	98
Figura 23	- Sobreposição de Placas de Vidro após Isolamento da Matriz e o Preenchimento da Matriz com Cimento Resinoso.....	98
Figura 24	- Obtenção dos Corpos-de-prova Cilíndricos de Cimento Resinoso.....	98
Figura 25	- Máquina de Ensaio Universal AG-I Shimadzu Autograph.....	98
Figura 26	- Máquina de Ensaio Universal Instron.....	100
Figura 27	- Corpo-de-prova do Cimento Resinoso.....	100
Figura 28	- Corpo-de-prova posicionado para o Ensaio de Tração do Cimento Resinoso.....	100
Figura 29	- Ruptura do Corpo-de-prova submetido à Tração.....	101
Figura 30	- Matriz Metálica Bipartida para Confecção do Corpo-de-prova.....	102
Figura 31	- Matriz Preenchida com Cimento Resinoso e Coberta com Lâmina de Vidro.....	102
Figura 32	- Corpo-de-prova de Cimento Resinoso.....	102
Figura 33	- Corpo-de-prova posicionado para Ensaio de Resistência Flexural.....	102
Figura 34	- Fotografia das Porções Superiores dos Discos de Dentina.....	105
Figura 35	- Fotomicrografia (20X) da Porção Superior do Disco de Dentina Cervical.....	105
Figura 36	- Fotomicrografia (20X) da Porção Superior do Disco de Dentina Médio.....	105
Figura 37	- Fotomicrografia (20X) da Porção Superior do Disco de Dentina Apical.....	105

Figura 38	- Modelos Planos sendo Confeccionados sobre as Imagens Fotográficas dos Discos de Dentina no Programa Auto-CAD 2007.....	106
Figura 39	- Modelos Planos Confeccionados no Programa Auto-CAD 2007.....	106
Figura 40	Modelo Sólido Tri-dimensional do Disco Cervical e seus componentes	106
Figura 41	Modelo Sólido Tri-dimensional do Disco Médio e seus componentes .	107
Figura 42	- Modelo Sólido Tri-dimensional do Disco Apical e seus componentes .	107
Figura 43	Malha do Disco Cervical com 50.526 Elementos Hexaédricos Tri-dimensionais, Lineares de 8 Nós.....	107
Figura 44	Malha do Disco Médio com 48.832 Elementos Hexaédricos Tri-dimensionais, Lineares de 8 Nós.....	108
Figura 45	Malha do Disco Apical com 31.800 Elementos Hexaédricos Tri-dimensionais, Lineares de 8 Nós.....	108
Figura 46	- Ausência de Fenda.....	113
Figura 47	- Presença de Fenda.....	113
Figura 48	- Fotomicrografia (1000X) demonstrando Ausência de Fenda antes do Ensaio de Compressão.....	114
Figura 49	- Fotomicrografia (1000X) representando Abertura de Fenda após o Ensaio de Compressão.....	114
Figura 50	- Fotomicrografia (1000X) demonstrando Ausência de Fenda antes do Ensaio de Compressão.....	114
Figura 51	- Fotomicrografia (1000X) representando Não Abertura de Fenda após o Ensaio de Compressão.....	114
Figura 52	- Fotomicrografia (800X) demonstrando a Presença de Fenda antes do Ensaio de Compressão.....	114
Figura 53	- Fotomicrografia (800X) demonstrando a Abertura da Fenda Pré-existente após o Ensaio de Compressão.....	114
Figura 54	- Presença de Fenda na Interface Cimento-Pino.....	115
Figura 55	- Presença de Fenda na Interface Cimento-Pino.....	116
Figura 56	- Ausência de Fenda na Interface Cimento-Pino.....	116
Figura 57	- Ausência de Fenda na Interface Cimento-Pino.....	116
Figura 58	- Fotomicrografia (20X) do Dente 8 da Porção Superior do Disco Cervical antes do Ensaio de Compressão.....	119
Figura 59	- Fotomicrografia (20X) do Dente 8 da Porção Superior do Disco Cervical após o Ensaio de Compressão.....	119
Figura 60	- Fotomicrografia (1000X) da face lingual do dente 8 (disco cervical) antes do ensaio de compressão.....	119
Figura 61	- Fotomicrografia (1000X) da Face Lingual do Dente 8 (disco cervical) após o Ensaio de Compressão.....	119
Figura 62	- Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial do Dente 8 (disco cervical) antes do Ensaio de Compressão.....	120
Figura 63	- Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial do Dente 8 (disco cervical) após o Ensaio de Compressão.....	120
Figura 64	- Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular do Dente 8 (disco cervical) antes do Ensaio de Compressão.....	120
Figura 65	- Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular do Dente 8 (disco cervical) após o Ensaio de Compressão.....	120
Figura 66	- Fotomicrografia (1000X) da Face Distal do Dente 8 (disco cervical) antes do Ensaio de Compressão	120
Figura 67	- Fotomicrografia (1000X) da Face Distal do Dente 8 (disco cervical)	

	após o Ensaio de Compressão.....	120
Figura 68	- Fotomicrografia (45X) do dente 8 (disco cervical) após o Ensaio de Compressão.....	121
Figura 69	- Fotomicrografia (20X) do Disco Médio do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão.....	121
Figura 70	- Fotomicrografia (20X) do Disco Médio do Dente 8 após o Ensaio de Compressão.....	121
Figura 71	- Fotomicrografia (1000X) da Face Lingual do Dente 8 (disco médio) antes do Ensaio de Compressão.....	121
Figura 72	- Fotomicrografia (1000X) da Face Lingual do Dente 8 (disco médio) após o Ensaio de Compressão.....	121
Figura 73	- Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial do Dente 8 (disco médio) antes do Ensaio de Compressão.....	122
Figura 74	- Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial do Dente 8 (disco médio) após o Ensaio de Compressão.....	122
Figura 75	- Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular (disco médio) do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão.....	122
Figura 76	- Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular (disco médio) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão.....	122
Figura 77	- Fotomicrografia (1000X) da Face Distal (disco médio) do Dente 8 antes o Ensaio de Compressão.....	122
Figura 78	- Fotomicrografia (1000X) da Face Distal (disco médio) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão.....	122
Figura 79	- Fotomicrografia (45X) do Disco Médio do Dente 8 após o Ensaio de Compressão.....	123
Figura 80	- Fotomicrografia (20X) do Disco Apical do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão.....	123
Figura 81	- Fotomicrografia (20X) do Disco Apical do Dente 8 após o Ensaio de Compressão.....	123
Figura 82	- Fotomicrografia (1000X) da Face Lingual (disco apical) do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão.....	124
Figura 83	- Fotomicrografia (1000X) da Face Lingual (disco apical) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão.....	124
Figura 84	- Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial (disco apical) do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão.....	124
Figura 85	- Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial (disco apical) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão.....	124
Figura 86	- Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular (disco apical) do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão.....	124
Figura 87	- Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular (disco apical) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão.....	124
Figura 88	- Fotomicrografia (1000X) da Face Distal (disco apical) do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão.....	125
Figura 89	- Fotomicrografia (1000X) da Face Distal (disco apical) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão.....	125
Figura 90	- Fotomicrografia (45X) do Disco Apical do Dente 8 após o Ensaio de Compressão.....	125
Figura 91	- Direções dos eixos X, Y e Z do Disco Cervical no Programa de Simulações Numéricas.....	126
Figura 92	- Deformações do Modelo do Disco Cervical.....	127

Figura 93	- Resultado das Tensões no Eixo X do Disco Cervical.....	127
Figura 94	- Resultado das Tensões no Eixo Y do Disco Cervical.....	128
Figura 95	- Resultado das Tensões no Eixo Z do Disco Cervical.....	128
Figura 96	- Resultado das Primeiras Tensões Principais (1st stress) do Disco Cervical.....	129
Figura 97	- Resultado das Primeiras Tensões Principais (1st stress) no Cimento do Disco Cervical.....	129
Figura 98	- Resultado das Segundas Tensões Principais (2nd stress) do Disco Cervical.....	130
Figura 99	- Resultado das Segundas Tensões Principais (2nd stress) no Cimento do Disco Cervical.....	130
Figura 100	- Resultado das Terceiras Tensões Principais (3rd stress) do Disco Cervical	131
Figura 101	- Resultado das Terceiras Tensões Principais (3rd stress) no Cimento do Disco Cervical	131
Figura 102	- Deformações do Disco Médio	132
Figura 103	- Resultado das Primeiras Tensões Principais (1st stress) do Disco Médio.....	132
Figura 104	- Resultado das Primeiras Tensões Principais (1st stress) no Cimento do Disco Médio.....	133
Figura 105	- Resultado das Segundas Tensões Principais (2nd stress) do Disco Médio.....	133
Figura 106	- Resultado das Segundas Tensões Principais (2nd stress) no Cimento do Disco Médio.....	134
Figura 107	- Resultado das Terceiras Tensões Principais (3rd stress) do Disco Médio.....	134
Figura 108	- Resultado das Terceiras Tensões Principais (3rd stress) no Cimento do Disco Médio.....	135
Figura 109	- Deformações do Disco Apical.....	135
Figura 110	- Resultado das Primeiras Tensões Principais (1st stress) do Disco Apical.....	136
Figura 111	- Resultado das Segundas Tensões Principais (2nd stress) do Disco Apical.....	136
Figura 112	- Resultado das Terceiras Tensões Principais (3rd stress) do Disco Apical.....	137
Gráfico 1	- Percentual (%) da Presença ou Ausência de Fenda Previamente ao Ensaio Mecânico de Compressão dos Discos nas Faces Mesial, Distal, Vestibular e Lingual das Regiões Radiculares Cervical, Média e Apical.....	112
Gráfico 2	- Percentual (%) da Presença ou Ausência de Abertura de Fenda na Interface Dentina-cimento depois do Ensaio Mecânico de Compressão dos Discos Cervical, Médio e Apical nas Faces Mesial, Distal, Vestibular e Lingual.....	113
Gráfico 3	- Resultados do Percentual (%) da Presença ou Ausência de Fenda na Interface Cimento-Pino para as Regiões Cervical, Média e Apical da Raiz.....	115
Gráfico 4	- Média (Erro Padrão) dos Valores de Fenda na Interface Dentina-cimento antes e depois do Ensaio de Compressão dos Discos de Dentina (cervical, médio e apical).....	117

Gráfico 5	- Média (Erro Padrão) dos Valores de Fenda na Interface Dentinamento Comparando os Discos Cervical, Médio e Apical antes do Ensaio de Compressão.....	117
Gráfico 6	- Média (Erro Padrão) dos Valores de Fenda na Interface Dentinamento Comparando os Discos Cervical, Médio e Apical depois do Ensaio de Compressão.....	118
Quadro 1	- Especificações do Fabricante do Pino de Fibra de Vidro Cônico Exacto (Angelus®).....	88
Quadro 2	- Materiais Utilizados, Fabricantes e Composição.....	89
Quadro 3	- Valores em μm da Amplitude das Fendas na Interface Dentinamento para os Discos Cervical, Médio e Apical na Região Vestibular dos Canais Radiculares.....	152
Quadro 4	- Valores em μm da Amplitude das Fendas na Interface Dentinamento para os Discos Cervical, Médio e Apical na Região Lingual dos Canais Radiculares.....	152
Quadro 5	- Valores em μm da Amplitude das Fendas na Interface Dentinamento para os Discos Cervical, Médio e Apical na Região Mesial dos Canais Radiculares.....	153
Quadro 6	- Valores em μm da Amplitude das Fendas na Interface Dentinamento para os Discos Cervical, Médio e Apical na Região Distal dos Canais Radiculares.....	153
Quadro 7	- Valores de Média, Mediana, Mínimo e Máximo determinados por meio de Estatística Descritiva das Medidas das Fendas (μm) para os Grupos Experimentais antes e depois o Ensaio de Compressão dos Discos de Dentina (cervical, médio e apical).....	154
Quadro 8	- Resultados da Presença de Fenda na Interface Cimento-Pino depois do Ensaio Mecânico em Cada Disco de Dentina (cervical, médio e apical).....	155

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Módulo de Elasticidade do Pino Exacto (Angelus®).....	109
Tabela 2	- Tensão de Ruptura à Compressão do Cimento Resinoso Químico Cement-Post (Angelus®).....	109
Tabela 3	- Tensão de Ruptura à Tração do Cimento Resinoso Químico Cement-Post (Angelus®).....	110
Tabela 4	- Módulo de Elasticidade Flexural do Cimento Resinoso Químico Cement-Post (Angelus®).....	110
Tabela 5	- Propriedades dos Materiais Utilizados nas Simulações Numéricas...	111

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASTM	Sociedade Americana para Materiais e Testes
ANSYS	Aided engineering technology and engineering design analysis software Análise de software de engenharia assistida por tecnologia computacional e design
BHT	Di-terc-butil metil fenol (Butylated hidroxytoluene)
Bis-GMA	Bisfenol A glicidil metacrilato (Bisphenol Glycidyl methacrylate)
CAD	Desenho analisado por computador (Computer Aided Design)
CP	Corpo-de-prova
EDTA	Ácido etilenediaminetetraacético (Ethylenediaminetetraacetic acid)
HCl	Ácido clorídrico
h	Horas
HV	Dureza Vickers
ISO	Organização Internacional para Padronização (International Organization for Standardization)
MARC	Mechanical Analysis Research Corporation
MEV	Microscópio Eletrônico de Varredura
MEF	Método de Elementos Finitos
MOD	Mésio-ocluso-distal
MSC/Nastran	MacNeal-Swendler Corporation
n	Número amostral
NaOCl	Hipoclorito de sódio
Nº	Número
PVC	Poli cloreto de vinila
RFC	Compósito reforçado com fibra
TEGDMA	Trietilenoglicol dimetacrilato (Triethyleneglycol dimethacrylate)

LISTA DE SÍMBOLOS

°C	Grau Célsius
%	Porcentagem
<	Menor
≤	Menor ou igual
>	Maior
≥	Maior ou igual
X	Aumento de lente óptico
#	Número
±	Mais ou menos
=	Igual
&	E
P	Significância
®	Registrado
TM	Marca registrada
cm	Centímetro
GPa	Gigapascal
Kv	quilo volts
Kgf	quilograma força
Kp	Quilopond
m	Metro
mA	Miliamper
M	Mol
mm	Milímetro
mm ²	Milímetro quadrado
mm/min	Milímetro por minuto
MPa	Megapascal
N	Newton
N/mm	Newton por milímetro
μm	Micrômetro
μm/s	Micrômetro por segundo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	20
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	23
3	PROPOSIÇÃO.....	86
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	87
4.1	SELEÇÃO DOS DENTES.....	87
4.2	PREPARO DOS DENTES.....	87
4.2.1	Tratamento Endodôntico.....	87
4.2.2	Preparo do Canal Radicular.....	88
4.2.3	Cimentação dos Pinos.....	89
4.2.4	Termociclagem dos Dentes.....	90
4.3	RADIOGRAFIA.....	91
4.4	PREPARO DAS AMOSTRAS.....	91
4.4.1	Ensaio Mecânico.....	92
4.4.2	Microscopia Eletrônica de Varredura.....	94
4.5	ENSAIOS MECÂNICOS PARA O MODELO NUMÉRICO DE ELEMENTOS FINITOS.....	96
4.5.1	Ensaio de Resistência Flexural do Pino em Fibra de Vidro.....	96
4.5.2	Ensaio de Compressão do Cimento Resinoso.....	97
4.5.3	Ensaio de Tração do Cimento Resinoso.....	99
4.5.4	Ensaio de Resistência Flexural do Cimento Resinoso.....	101
4.6	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.....	103
4.7	PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO DOS TESTES PRELIMINARES.....	108
4.7.1	Ensaio de Resistência Flexural do Pino de Fibra de Vidro.....	108
4.7.2	Ensaio de Compressão do Cimento Resinoso.....	109
4.7.3	Ensaio de Tração do Cimento Resinoso	109
4.7.4	Ensaio de Resistência Flexural do Cimento Resinoso	110
4.8	ANÁLISES ESTATÍSTICAS.....	111
5	RESULTADOS.....	112
5.1	ENSAIO MECÂNICO DOS DISCOS DE DENTINA.....	112
5.1.1	Análise Qualitativa.....	112
5.1.1.1	Interface Dentina-Cimento.....	112
5.1.1.2	Interface Cimento-Pino.....	115
5.1.2	Análise Quantitativa.....	116
5.1.3	Análise dos Discos Obtidos de Dentina do Elemento Dentário selecionado para Simulação Computacional	119
5.2	SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.....	126
6	DISCUSSÃO.....	139
7	CONCLUSÕES.....	144

REFERÊNCIAS.....	145
APÊNDICE A - QUADROS DE DADOS.....	151
ANEXO A - DECLARAÇÃO DE DOAÇÃO DE DENTES DO CENTRO DE ENSINO E PESQUISA ODONTOLÓGICA DO BRASIL CEPOBRAS	157
ANEXO B - APROVAÇÃO DO PROJETO PELA COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA COEP – UEPG.....	159

1 INTRODUÇÃO

Lesões cariosas extensas, amplas restaurações e fraturas dentais podem levar à necessidade de tratamento endodôntico. Segundo Assif e Gorfil¹ (1994), dentes tratados endodonticamente se tornam mais frágeis devido à perda de estrutura após a remoção da lesão cariosa ou da regularização da fratura e da instrumentação do canal radicular. Além disso, suas estruturas se apresentam desidratadas devido à falta de irrigação sangüínea que antes era promovida pelo órgão pulpar. Ainda relataram que a desidratação das estruturas dentais pode tornar os dentes mais susceptíveis a fraturas.

Por esses motivos, foram desenvolvidos pinos intra-radulares com o intuito de reter o material restaurador, seja ele direto ou indireto, e propiciar uma distribuição de tensões mais homogênea nas estruturas dentárias.

As características ideais que um pino deve possuir são: ser biocompatível, ser de fácil utilização, preservar dentina radicular, evitar tensões demasiadas à raiz, promover boa união químico-mecânica, ser resistente à corrosão, ser estético, possuir boa relação custo-benefício (Duret, Reynaud, Duret², 1990, Baratieri³, 2001).

Os pinos estéticos podem ser divididos em: pinos fundidos, ou seja, confeccionados indiretamente no laboratório protético que podem ser constituídos de cerâmica ou resinas reforçadas com fibras; e pinos pré-fabricados (diretos) constituídos de fibras de vidro, fibras de carbono, híbridos (fibras de carbono mais fibras de vidro), cerâmicos (Berger, Cavina⁴, 2004).

Os pinos em fibras de vidro têm sido amplamente estudados e alguns trabalhos (Ribeiro⁵, 2004, Ulbrich⁶, 2005) relatam que esses pinos possuem um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, o que promove uma melhor distribuição das cargas mastigatórias quando comparados aos pinos metálicos. Recentemente foram lançados no mercado odontológico pinos de fibra de vidro com filamento metálico de aço em seu interior para facilitar a visualização radiográfica.

Os pinos intra-radulares estéticos são fixados à dentina radicular por meio de cimentos resinosos odontológicos.

Segundo Rosenstiel, Land e Fujimoto⁷ (2006), os cimentos resinosos devem ser biocompatíveis, devem possuir adesividade às estruturas de contato, pequena espessura de película (25 µm – especificação da ADA 1997), baixa solubilidade, alto escoamento, presa rápida quando ativados, tempo de trabalho adequado, devem

possuir alta resistência mecânica aos esforços mastigatórios (tração, compressão e cisalhamento), ser insolúveis em meio bucal, de fácil manipulação, compatíveis com os sistemas adesivos atuais e proporcionarem um bom selamento marginal.

Os cimentos resinosos são indicados para a cimentação de facetas, coroas metalocerâmicas, coroas de cerâmica pura, coroas de cerômeros, *inlays* e *onlays* estéticas, pinos e núcleos.

Os cimentos mais indicados para a cimentação de pinos são os autopolimerizáveis, pois a reação de presa ocorre por meio de um processo químico entre as pastas base e catalisadora, e, portanto é mais segura nesses casos onde existem áreas profundas, que não são acessíveis.

A cimentação adesiva ocorre por meio de dois processos: adesão química determinada pela silanização do pino e do adesivo ao substrato dentinário e adesão micromecânica pelo condicionamento ácido das estruturas dentárias (Souza Junior et al.⁸, 2001).

Como todo processo adesivo, o sucesso da fixação de pinos estéticos está sujeito à qualidade de união pino-cimento-dentina, proporcionada pelos agentes adesivos intermediários.

Vários trabalhos sobre a adesão no tecido dentinário relatam que um dos principais desafios é o controle da umidade, pois os adesivos mais comumente utilizados são hidrofílicos. No caso da adesão à dentina intra-radicular, torna-se mais difícil controlar esse fator devido à falta de acesso às regiões profundas. Existe também a influência das características anatômicas dos túbulos dentinários no interior dos canais radiculares, que são diferentes para os terços cervical, médio e apical, isto é, o número e a densidade dos túbulos dentinários diminui de cervical para apical, o que causa diferenças na adesão entre essas regiões. Além disso, outro desafio para a odontologia é o fator configuração (fator-C), ou seja, a razão entre superfícies aderidas e superfícies livres. A contração de polimerização gera tensões nas interfaces adesivas, podendo causar ruptura das uniões cimento-dentina e cimento-pino (Assif, Gorfil¹, 1994, Miranda⁹, 1999, Ferrari et al.¹⁰, 2000, Maia, Vieira¹¹, 2003, Lanza et al.¹², 2005, Tay et al.¹³, 2005).

A função dos cimentos é selar a interface entre o pino e a dentina radicular, auxiliar em sua retenção, porém é necessário ter o conhecimento do material, da técnica de cimentação e de suas indicações.

Pesquisas odontológicas envolvendo análises biomecânicas sempre despertam o interesse dos pesquisadores por estarem envolvidas em qualquer tratamento reabilitador.

Com o intuito de satisfazer os interesses da pesquisa odontológica é que a Metodologia dos Elementos Finitos (MEF) passou a ser aplicada mais freqüentemente, pois se trata de ferramentas numéricas que quantificam e qualificam as reações que ocorrem no meio bucal frente à aplicação de cargas que simulam a condição mastigatória, fisiologicamente ou parafuncionalmente. Essa tecnologia possibilita um melhor entendimento do Cirurgião-dentista da mecânica do sistema mastigatório.

Lanza et al.¹² (2005) avaliando diferentes pinos por meio do MEF, observaram a concentração de tensões na interface pino-dentina, isto é, na região onde se localiza o cimento de fixação do pino no conduto radicular.

A realização de estudos sobre o comportamento dos cimentos resinosos e das interfaces adesivas entre pino-cimento-dentina radicular é fundamental para se obter uma adesão segura e para o desenvolvimento de futuros materiais.

O objetivo desse estudo foi avaliar o mecanismo de cimentação, as interfaces cimento-dentina e cimento-pino por meio de dois métodos: ensaio mecânico e ensaio computacional por meio do Método dos Elementos Finitos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Duret, Reynaud e Duret² (1990) apresentaram os pinos de fibra de carbono revestidos com uma matriz de Bis-GMA, relatando que eles possuem um módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina, o que determinam ser ideal para que ele promova uma distribuição mais homogênea de cargas mastigatórias. Além disso, citaram como outras vantagens, a capacidade de aderir-se ao substrato dentário e aos materiais de preenchimento, além de serem de fácil remoção do canal radicular em casos de necessidade de retratamento endodôntico. Compararam as características desses pinos com os metálicos relatando que estes são muito resistentes, podendo causar fraturas radiculares irreversíveis. Ainda salientaram que seria importante que os pinos possuíssem um formato mais relacionado às características anatômicas dos canais radiculares.

Ko et al.¹⁴ (1992) analisaram a distribuição das tensões em dois incisivos centrais superiores restaurados, um com pino intra-radicular em ouro e outro com resina composta como preenchimento para avaliar o papel dos pinos na redução das tensões dentinárias em dentes despulpados. No programa de elementos finitos ANSYS foram confeccionados os modelos, determinadas as propriedades dos materiais e aplicadas três cargas diferentes, uma funcional a 45° com a superfície palatina, outra traumática perpendicular ao longo eixo do dente e uma terceira aplicada verticalmente ao longo eixo do dente na borda incisal, todas com magnitude de 1 N. Foram determinadas as propriedades dos materiais, construídas malhas com elementos quadrangulares e realizadas ancoragens limitando os graus de liberdade de movimento dos modelos. Realizaram dois modelos baseados no Estado Plano de Deformações em corte vestibulo-lingual do incisivo central superior no plano, o que mostrou que o pino de liga de ouro reduziu em 30% as tensões dentinárias, porém a integridade da dentina foi comprometida e os efeitos dos pinos foram exagerados. Posteriormente, confeccionaram modelos baseados no estado de plano de tensões axisimétrico, onde observaram que os pinos intra-radiculares reduziram de 3 a 8% das tensões dentinárias às cargas funcional e traumática e que a tensão máxima produzida foi de 20%, onde a carga foi aplicada verticalmente. Porém, normalmente os incisivos não são submetidos a cargas verticais. Os autores concluíram que o efeito de reforço dos pinos às estruturas dentárias parece ser duvidoso.

Assif e Gorfil¹ (1994) realizaram uma revisão de literatura onde enfatizaram as considerações biomecânicas na restauração de dentes tratados endodonticamente. Relataram que o tratamento endodôntico gera numerosos problemas devido à destruição coronária por cáries dentais, fraturas e restaurações prévias ao tratamento endodôntico. Isso resulta em perda de estrutura dentária e redução da capacidade de resistência dentária a forças intra-orais. Além disso, dentes tratados endodonticamente tornam-se mais enfraquecidos pela desidratação que era anteriormente suplementada pela polpa e, pela perda de dentina intra-radicular devido ao procedimento de instrumentação do canal. Afirmam que quando os pinos e núcleos foram introduzidos na odontologia, a filosofia inicial era reforçar as estruturas dentárias para prevenir futuras fraturas e que existem três filosofias básicas: a de reforço do dente contra cargas oclusais; a que se opõe ao uso de pinos nos canais devido a esses enfraquecerem os dentes; e a que acredita que existe uma melhora apreciável da resistência dos dentes às cargas oclusais. Porém, os autores criticam a teoria de utilização dos pinos para reforço das estruturas dentárias e defendem o uso de pinos somente em casos onde se tem pouco remanescente coronário e há a necessidade de sustentar uma restauração definitiva, pois segundo a observação biomecânica de um elemento dentário, sabe-se que o eixo rotacional está localizado na crista alveolar, e quando a força incide na superfície lingual de um dente, essa é a região de fulcro e são geradas tensões de tração e compressão e no centro do dente, no sentido longitudinal, localiza-se a área neutra, ou seja, onde é introduzido o pino. Dessa forma os autores questionam a necessidade da utilização de pinos, pois acreditam que ele não reforça o dente porque eles absorvem o mínimo de forças, mas enfatizam que o importante é não enfraquecê-lo, defendendo técnicas restauradoras conservadoras.

Kamposiora et al.¹⁵ (1994), realizaram um estudo para analisar os efeitos da configuração de coroas veneer, tipo de cimento e a espessura do cimento nos níveis de estresse nas camadas de cimento durante cargas oclusais funcionais normais, utilizando o método dos elementos finitos simulando cargas de fadiga de 1.000.000 ciclos para avaliar os níveis de estresse, a distribuição dos mesmos, a deformação e a resistência à fratura por fadiga por meio de modelos computacionais de dentes pré-molares inferiores restaurados com coroas artificiais. Foram realizados modelos 2D dos pré-molares com dois tipos de preparo, sendo um com margem em chanfrado e outro com margem em ombro e variando nos modelos as suas

espessuras (25 μm – ideal, e 100 μm – real) sendo utilizados 4 tipos de cimentos: fosfato de zinco, policarboxilato, cimento ionômero de vidro e cimento resinoso. No modelo de Elementos Finitos foram empregadas as características dos materiais (módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson e resistência à compressão) e a carga de 10 MPa. Em cada modelo foram determinadas as áreas de interesse (4 áreas): na mesial e na distal das margens da coroa, nos ângulos áxio-gengivais de ambos os lados, no ponto médio das cavidades axiais, na superfície oclusal do preparo dental para serem analisadas, somando um total de 16 modelos. Posteriormente, foram analisados os resultados, onde observaram que não houve diferença significativa da distribuição das cargas para os dois tipos de preparos dentais, aumentando-se a espessura do cimento as tensões são reduzidas e entre os tipos de cimentos, o cimento fosfato de zinco apresentou maiores concentrações de tensões que os demais cimentos. Os autores concluíram que o Método dos Elementos Finitos possibilitou simulações computadorizadas de ensaios de fadiga em curto tempo, porém enfatizam a importância de serem realizados estudos clínicos e laboratoriais para determinar a longevidade desses materiais.

Versluis et al.¹⁶ (1996) compararam as distribuições de tensões em uma cavidade mésio-ocluso-distal (MOD) de um pré-molar superior restaurado pelas técnicas de preenchimento em massa e incremental com uma resina composta por meio de uma análise de elementos finitos (Programa MARC). Foi realizado um modelo bi-dimensional de um pré-molar superior com uma cavidade MOD em uma vista vestibulo-lingual. Foram utilizadas malhas individuais e de diferentes densidades e o dente foi restringido de movimentos horizontais e verticais. Foi utilizado o estado plano de deformações com elementos lineares, de 4 nós, isoparamétrico, quadrilátero arbitrário e simuladas as seguintes técnicas de preenchimento: em massa, incremental vestibulo-lingual, gengivo-oclusal, oblíquo e em U associado ao oblíquo. Para simular o fenômeno da contração de polimerização foi utilizada uma analogia com a expansão térmica, pois a contração de polimerização é basicamente uma alteração de volume. Portanto, as propriedades utilizadas para cada material foram: o módulo de elasticidade, o coeficiente de Poisson e o coeficiente linear de dilatação térmica. Foi também realizado um estudo sensível onde foram variados os módulos elásticos do esmalte e da dentina. Também simulada uma adesão perfeita e consideradas as tensões residuais imediatamente após a polimerização, pois representam as maiores tensões de

contração, apesar de saber que ocorre um relaxamento das tensões por meio da sorção tardia de água pela resina composta. Os resultados demonstraram que o tipo de técnica incremental afeta claramente a quantidade de material restaurador aplicado, e, entretanto também a deformação cuspídea. Observaram que houve uma maior concentração de tensões de tração nas interfaces nas técnicas incrementais oblíquas que nas outras técnicas. Portanto, esse estudo mostrou claramente que preenchimento incremental provocou maiores efeitos da contração de polimerização e maiores concentrações de tensões de tração na interface esmalte-restauração que a técnica de preenchimento em massa da cavidade. Os autores concluíram que existem muitos fatores envolvidos durante o processo de polimerização, os quais devem afetar as tensões de contração resultantes e seu impacto sobre a integridade do complexo dente-restauração.

Tênis et al.¹⁷ (1997) realizaram uma revisão de literatura para avaliar pinos pré-fabricados intra-radulares, suas possíveis falhas e a clareza de sua utilização, bem como os sistemas mais utilizados no mercado. Relataram que os pinos pré-fabricados são uma excelente opção para dentes tratados endodonticamente, por apresentarem fácil manipulação, utilização imediata, sem a necessidade de etapa laboratorial e possibilitarem uma redução do tempo clínico. Os pinos podem ser classificados quanto a sua forma em: cônicos e paralelos. Os pinos cimentados paralelos trazem um aumento na capacidade de retenção associada a uma melhor distribuição de tensões durante a sua função que os demais. Citam que os pinos de fibras são mais resilientes e podem ser utilizados como substitutos dos pinos metálicos por serem adequadamente resilientes, resistentes à fratura e à corrosão, e devido à facilidade de sua remoção do interior do canal radicular. Estes pinos podem ser fixados no interior dos canais radulares por meio de cimentos resinosos, cuja forma de aplicação é crítica, pois há a possibilidade da ocorrência de bolhas nas interfaces pino-cimento-dentina. A aplicação do cimento resinoso pode ser realizada com uma broca Lentulo ou com uma seringa Centrix. Os autores confirmam que a utilização da broca Lentulo promoveu um aumento de 25% na capacidade de retenção destes pinos (resistência à tração). Os autores concluíram que o fracasso na utilização de pinos pré-fabricados está diretamente relacionado à resistência do dente e não à falha do material de constituição dos pinos e que os pinos pré-fabricados possuem resistência igual ou maior que os núcleos fundidos, pois não possuem as imperfeições da fundição.

Versluis et al.¹⁸ (1997) investigaram qual falha coesiva na dentina é indicativa de uma perfeita adesão e/ou implica na redução das propriedades mecânicas da dentina, e observaram adequadamente a direção dos caminhos das tensões e o crescimento das falhas sob uma distribuição de tensões interfacial que muda durante a progressão da falha. Foi utilizado um modelo bi-dimensional de resina composta aderida ao substrato dentinário por meio de uma película de sistema adesivo. A espessura da camada de adesivo foi variada de $T=12.5, 25, 50$ e $100\ \mu\text{m}$. A base da dentina foi fixada. A carga aplicada foi distribuída a $0,2\ \text{mm}$ de amplitude sobre a área, simulando a distribuição de tensões obtida pelo braço do instrumento usado para o ensaio de cisalhamento. Duas forças aplicadas em locais diferentes (com distâncias medidas da interface adesiva) foram investigadas ($L=0$ e $500\ \mu\text{m}$). Durante o processo da falha, ambos os tipos de falhas (coesivas e adesivas) foram modeladas. Os valores de resistência adesiva individuais foram considerados por tipo de interface. Nesse caso resina-adesivo e adesivo-dentina. Foi determinado que as perfeitas adesões seriam iguais a 100%, e nenhuma adesão seria igual a 0% de resistência coesiva. As propriedades dos materiais foram consideradas a serem isotrópicas, homogêneas, lineares-elásticas, e frágeis. Os elementos em uma malha de elementos finitos foram interconectados por meio de nós. Falhas localizadas foram realizadas pelo desacoplamento dos nós. Esses desacoplamentos dos nós são conhecidos como falhas nucleares. As falhas nucleares foram determinadas de acordo com o critério de tensões de von Mises modificado. Para investigar os padrões de acúmulo de falhas para diferentes resistências adesivas, foi variada a resistência adesiva da dentina (50, 75, 90 e 100% da resistência coesiva do material). A resistência adesiva resina-adesivo foi estabelecida como 90% em todas as simulações. Para validar as simulações computacionais, modelaram o ensaio experimental de resistência adesiva ao cisalhamento, onde realizaram a adesão de cilindros de resina composta P-50 (3M Co., St. Paul, MN, USA) em dentina bovina por meio do adesivo dentinário Scotchbond Multi Purpose (3M Co., St Paul, MN, USA). O condicionamento ácido foi realizado com ácido maléico e fosfórico. Foram utilizados 10 espécimes para cada condição. Os espécimes foram submetidos ao teste de cisalhamento em uma máquina de testes MTS (Modelo 810, MTS Systems Co., Éden Prairie, MN, USA) a duas velocidades diferentes: $0,5$ e $1,2\ \text{mm/min}$ até a flaha ocorrer. Posteriormente, as superfícies fraturadas foram avaliadas em MEV para verificar os modos de falha e medidas por meio de um “software” de imagens.

Os resultados de simulação das falhas superficiais demonstraram que houve uma tendência de provocar o início da falha na dentina devido ao aumento da resistência adesiva e da diminuição do número de falhas nucleares e da espessura da camada de adesivo. Maiores valores de compensação de força L determinaram início de falha precoce na dentina. Os resultados experimentais demonstraram uma maior frequência de falhas adesivas na interface adesivo-dentina, coesivas na resina composta, na dentina e na camada de adesivo. O aumento da compensação de força L também gerou falhas coesivas em pequenos segmentos da dentina, dispersa na interface adesiva. O condicionamento com ácido maléico resultou em aproximadamente 30% de resistência adesiva mais elevada ao cisalhamento que o ácido fosfórico. Os espécimes condicionados com ácido maléico mostraram uma redução geral na área de falha adesiva, e um aumento na fratura coesiva da dentina. Concluiu-se que os resultados computacionais corresponderam bem aos experimentais.

Nash¹⁹ (1998) em seu artigo clínico utilizou pino de fibra de vidro para realizar a restauração coronária de um incisivo central superior. Relatou que os pinos de fibra de vidro possuem um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, portanto as cargas funcionais são distribuídas mais uniformemente em sua estrutura. Destacou a vantagem estética desse pino, pois possui coloração branca. Ainda descreveu a seqüência de cimentação adesiva, priorizando a prova do pino, limpeza do pino com álcool, a aplicação de silano no pino, o condicionamento e a secagem do canal radicular, a manipulação do cimento e sua introdução no canal radicular. Concluiu que os pinos de fibra de vidro retêm a restauração coronária, possuindo uma maior flexibilidade e um menor risco de fraturas radiculares.

Asmussen et al.²⁰ (1999) avaliaram a dureza, o limite elástico e a resistência de quatro pinos intra-radulares sendo eles: dois de zircônia Biopost e Cerapost, um pino de titânio PCR com tratamento especial para aderência da resina composta utilizada para confecção do núcleo de preenchimento, e pino em fibras de carbono Composipost. Foram confeccionados canais radiculares artificiais em um bloco de metal com diâmetros correspondentes aos dos pinos. Os pinos foram cimentados com Panavia 21 (Kuraray). Após o endurecimento do agente cimentante por 24 hs a 37° C, os espécimes foram posicionados em uma Máquina Universal de Ensaio (Instron) e carregados a uma velocidade de 5 mm/min para produzir uma curva de força X deformação, determinando a dureza, o limite elástico e a resistência dos

pinos. Os valores dos desvios padrões foram calculados e os dados foram analisados pelo significado da análise de variância e teste-t Student a um nível de significância de $p = 0.05$. Os valores de dureza, limite elástico e resistência se distribuíram de forma crescente da seguinte forma: Composipost < PCR < Cerapost < Biopost respectivamente. Os autores concluíram que existem diferenças consideráveis no que se refere às propriedades mecânicas dos pinos estudados. Os pinos mais rígidos são o metálico e o de zircônia e essa rigidez pode dificultar uma futura remoção necessária do pino por falha da restauração. Os autores também relatam que os pinos em fibras de carbono possuem um módulo de elasticidade menor o que sugere uma distribuição mais uniforme das cargas na estrutura dentária quando comparados aos metálicos, porém necessita-se de mais estudos para suportar esses resultados.

Manocci et al.²¹ (1999) avaliaram microscopicamente a estrutura dos pinos de fibra de carbono, quartzo e titânio e compararam suas interfaces. Foram selecionados 42 pré-molares extraídos por razões periodontais, suas coroas foram removidas e divididos em 7 grupos de 6 dentes cada. Em 5 dos grupos foram utilizados diferentes tipos de pinos de fibras de carbono (RTD/Bisco), quartzo (RTD) e titânio (XT titanium/Whaledent) cimentados com o adesivo dental All Bond 2 (Bisco) e o cimento resinoso C&B (Bisco). Nos dois grupos restantes foram utilizados dois tipos de pinos de fibras de carbono: RTD (Bisco) e Tech 2000 (Caronno Pertusella) cimentados com adesivo dental Panavia 21 (Kuraray) e cimento resinoso Panavia 21. Uma pequena amostra de resina composta dual Bis Core (Bisco) foi posicionada ao redor do acesso do canal para permitir reação de presa anaeróbica do cimento resinoso Panavia 21. Após a reconstrução coronária as raízes foram armazenadas em solução salina por 3 semanas. Os dentes foram seccionados paralelo ao longo eixo usando uma máquina de corte Isomet (Buehler) a baixa velocidade e com irrigação. Foram determinados três locais de avaliação do padrão das interfaces a 2, 5 e 8 mm apicalmente à junção cimento-esmalte. Foram realizadas observações no microscópio óptico e no MEV das interfaces dentina-resina-pino das áreas apicais e coronárias imediatamente, sendo observadas seis áreas de cada metade de raiz. Na microscopia óptica foi observado o comprimento da interface e da zona de interdifusão resina-dentina. No MEV foram avaliados: o diâmetro e a orientação das fibras e o aspecto da matriz de resina dos diferentes pinos, a formação da zona de interdifusão dos agentes de união dentinários, a

presença ou ausência de fendas (no interior da camada de adesivo, entre o adesivo e o cimento resinoso, no interior da camada de cimento resinoso, entre o adesivo e a resina composta do núcleo, no interior da resina composta do núcleo de preenchimento, entre o adesivo e o pino, no interior da estrutura do pino) e a presença de bolhas nas interfaces pino-resina-dentina. Na microscopia óptica, as interfaces dos dentes restaurados com All Bond 2 mostraram maior porcentagem de zona de interdifusão resina-dentina que aquelas tratadas com Panavia 21. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os grupos dos pinos tratados com o mesmo adesivo. Os *tags* de resina das raízes tratadas com All Bond 2 foram mais longos que os espécimes tratados com Panavia 21. Foram observadas fendas nas interfaces correspondentes ao local da zona de interdifusão resina-dentina de todos os espécimes. O tamanho e a estrutura dos pinos foram semelhantes para todos os pinos observados. Foram detectadas algumas bolhas no interior da matriz de resina epóxica da estrutura dos pinos, elas também estavam presentes nas camadas de cimento resinoso de todos os grupos, porém ausentes da interface cimento resinoso-adesivo e no interior dos núcleos de preenchimento de resina composta. Na porção mais apical de muitas secções de todos os grupos, foi observado somente o adesivo dental, enquanto o cimento resinoso estava ausente. A camada de cimento resinoso mostrou algumas fraturas no grupo dos pinos de titânio. A camada de cimento foi substancialmente semelhante nos espécimes dos grupos do All Bond 2 e do Panavia 21. Os autores concluíram que os sistemas resinosos de três passos podem ser fortemente recomendados para obtenção de uma boa união entre o cimento resinoso, a resina composta do núcleo de preenchimento e os canais radiculares.

Stockton²² (1999) realizou uma revisão de literatura sobre os fatores que afetam a retenção dos sistemas de pinos. Enfatizou a importância do comprimento do pino que deve ser maior que a coroa do dente, isto é $2/3$ do comprimento do dente, sem impedir o bom selamento apical, ou seja, mantendo de 3 a 4 mm da endodontia a nível apical. Também relatou que o diâmetro do pino é um fator importante para a retenção do mesmo, porém que o aumento de seu diâmetro promove o aumento de sua retenção podendo enfraquecer a estrutura radicular e reduzir a resistência à fratura do dente, sugeriu então, que os pinos não ultrapassem $1/3$ do diâmetro do radicular. Além disso, recomenda que a ponta do pino não exceda a 1 mm de diâmetro para evitar de que ocorram perfurações. Quanto ao

desenho dos pinos afirmou que os pinos paralelos são mais retentivos que os cônicos, porém que os serrilhados possuem uma maior área superficial, o que proporciona um aumento da retenção quando comparados aos de superfícies lisas. Os pinos cônicos produzem maiores tensões nas porções coronárias e os paralelos nas porções apicais do preparo do canal. Pinos paralelos resistem a forças de tração, cisalhamento e torque melhor que os pinos cônicos e distribuem as tensões mais uniformemente ao longo de seus comprimentos durante o ato mastigatório funcional. Além disso, os pinos rosqueáveis geram tensões elevadas devido ao movimento de inserção de 1/4 de volta, o que pode gerar fissuras nas estruturas dentárias. Quanto aos pinos de fibra, relatou que distribuem de forma mais homogênea as tensões mecânicas devido a esses pinos possuírem módulos de elasticidades aproximados aos dos dentes naturais, e que promovem boa retenção que é proporcionada pela união química e micromecânica ao dente. Porém, o fator adesão ainda é duvidoso pelo fato dos cimentos resinosos possuírem técnica sensível devido a seu curto tempo de trabalho e pelo formato do canal radicular gerando maior fator-C. A forma do canal também pode influenciar na retenção do pino, pois os canais têm formato ovóide, enquanto os pinos têm formato circular, assim os pinos não se adaptam adequadamente às paredes do canal, sem, entretanto, possuírem uma boa intimidade, fazendo com que os cimentos não preencham totalmente a interface. A posição do dente no arco é de suma importância porque essa condição pode alterar as formas de atuações das cargas mastigatórias. O autor concluiu que o diagnóstico radiográfico é essencial para avaliar a raiz e determinar individualmente as características do pino e do cimento a serem utilizados. Ainda enfatizou que a obtenção da retenção de pinos intraradiculares é um fator importante, porém ela está diretamente relacionada à remoção de estrutura dentária, o que conseqüentemente, reduz a resistência do dente à fratura. Portanto, quando da avaliação de um dente, deve-se selecionar o sistema de pinos que associe uma boa retenção, à obtenção máxima de resistência à fratura.

Batista e Sydney²³ (2000) investigaram os tipos de movimentos empregados em instrumentos endodônticos nas diferentes manobras estudadas e no conhecimento da anatomia dos canais radiculares curvos. Relatam a importância das fases de acesso, onde se enquadram as formas de contorno e de conveniência, a limpeza dos canais por meio da exploração (movimento de imagem associado à

rotação alternada à direita e à esquerda até a determinação do comprimento de trabalho), esvaziamento (movimento de imagem pura) e aplicação abundante da solução de hipoclorito de sódio. Ressaltam que as fases de exploração e esvaziamento são fundamentais para o conhecimento da anatomia dos canais, curvaturas, entaves, etc. Depois segue a fase de acesso radicular, ou seja, a utilização de instrumentos rotatórios (Gates-Glidden ou Alargadores para Contra-Ângulo) auxiliando o preparo da entrada e do terço cervical. Posteriormente, realiza-se o alargamento reverso, utilizando primeiramente limas de maior diâmetro com movimentos oscilatórios de $\frac{1}{4}$ de volta à direita e à esquerda com suave pressão apical. Segue-se o mesmo procedimento com limas menores até chegar à fase de odontometria, ajustando a medida de trabalho a 1 mm aquém do vértice radiográfico. Por fim realiza-se o preparo apical com limas menores e uma associação de movimentos realizados na fase anterior do preparo a movimentos de viés em anticurvatura. Ressaltam que as finalidades da técnica de alargamento reverso são iniciar o preparo do corpo radicular com movimentos de rotação alternada, que levam o instrumento à luz do canal e limitar a atuação do instrumento em uma pequena área de 1 a 2 mm de sua ponta, permitindo confeccionar uma matriz apical, conter o material obturador e promover desinfecção de maneira adequada. Os autores concluíram que existem diversas técnicas para a realização do preparo de canais curvos, porém é fundamental selecionar a técnica que melhor se ajusta ao caso em particular e ao profissional.

Cimini Junior et al.²⁴ (2000) realizaram uma revisão de literatura sobre os valores de cargas atuantes em dentes, os quais são capazes de absorver ou transferir esforços eficientemente por meio de seus diferentes materiais constituintes, cada um com suas características mecânicas específicas para a tarefa que lhe cabe. Observaram os diferentes valores das cargas de mordida, mastigação e parafunção. A literatura estudada indicou que cargas atuantes em dentes humanos podem variar significativamente, como por exemplo em pré-molares foi observada uma variação de 222 (carga funcional) a 445N (carga parafuncional). Os autores concluíram que as medidas dependem de alguns fatores como a resistência de fechamento da mandíbula, o estado dos dentes, a dor que o voluntário sente nos testes, o grau de abertura da mandíbula, o comprimento do músculo, a idade, o sexo, a forma e o conforto do transdutor, bem como sua posição na boca.

Ferrari et al.¹⁰ (2000) estudaram a morfologia dos túbulos dentinários localizados no interior dos canais radiculares, avaliaram o aumento da área superficial disponível para o procedimento de adesão após a realização do condicionamento ácido, a influência da densidade dos túbulos dentinários na formação da camada híbrida e identificaram as áreas, onde problemas relacionados à união podem ser esperados. Em seu estudo, foram selecionados 30 dentes anteriores hígidos extraídos por razões periodontais, os quais foram divididos randomicamente em 3 grupos de 10 amostras cada. Os canais das amostras do Grupo 1 foram irrigados com NaOCl 2% para remoção da *smear layer* e posteriormente foram utilizadas para estudar a morfologia dos túbulos dentinários em MEV. Os canais dos Grupos 2 e 3 foram obturados com guta-percha. Os espécimes dos Grupos 2 e 3 sofreram esvaziamento parcial dos canais com brocas de baixa rotação e posteriormente esses foram condicionados com ácido fosfórico a 32%, sendo que os do Grupo 2 somente observados em MEV e os do Grupo 3 tratadas com sistema adesivo, pinos de fibras cimentados com um cimento resinoso C&B (Bisco), realizada a reconstrução coronária com resina composta Bis-Core (Bisco) e submetidos à MEV para avaliação da camada híbrida e de *tags* de resina nos túbulos dentinários. As observações foram realizadas de acordo com a região intra-radicular (terços cervical, médio e apical), verificando o diâmetro dos túbulos, suas diferenças de densidade e o aumento da área superficial disponível para a adesão. Observaram que o diâmetro dos túbulos foi diminuindo gradualmente em direção à apical. O diâmetro dos túbulos foi de 2.5 μm nos terços coronário e médio antes do condicionamento ácido e 3.5 μm após o condicionamento ácido. No terço apical o diâmetro dos túbulos aumentou de 2.0 μm para 3.0 μm após o condicionamento ácido. Houve diferenças significativas no que se refere à densidade dos túbulos dentinários entre as diferentes regiões intra-radulares, isto é, no terço cervical a densidade dos túbulos foi significativamente maior que aquelas observadas nos terços médio e apical. A área superficial disponível para adesão teve um aumento em todas as regiões após a realização do condicionamento ácido, sendo de 202% no terço cervical, 156% no terço médio e 113% no terço apical da dentina intra-radicular. As amostras do Grupo 3 demonstraram que quanto maior a densidade dos túbulos dentinários, mais espessa a camada híbrida. Os autores concluíram que a maior densidade dos túbulos dentinários e sua ampliação após o condicionamento ácido podem melhorar a chance de se obter uma adesão mais segura e que o aumento das áreas

superficiais das dentinas intertubular e peritubular são responsáveis pela resistência adesiva após o condicionamento ácido da dentina.

Santis et al.²⁵ (2000), avaliaram a estabilidade mecânica da interface pino-cimento e a distribuição das tensões por meio de uma simulação de um teste de *pull-out* no Programa de Elementos Finitos (Ansys 5.3). Foram realizados modelos de discos de dentina de 2,4 mm de diâmetro com pinos em fibras de carbono com diâmetro de 2,0 mm cimentados com cimento resinoso com 0,2 mm de espessura. Também foi realizado um desenho de um braço de aço inoxidável simulando uma máquina Instron 4204. Foi aplicada uma carga que aumentava lentamente com a velocidade de 2,0 mm/min. O mesmo experimento foi realizado mecanicamente com 20 espécimes e posteriormente, analisadas a resistência adesiva e a distribuição da carga na estrutura em ambos os métodos. A carga máxima encontrada foi de 340 N. No teste de *pull-out* a carga aumentou linearmente, porém quando houve a falha da interface, ocorreu uma grande queda da resistência adesiva. O método dos elementos finitos demonstrou que não houve uma distribuição uniforme da carga, apresentando valores máximos na interface entre o pino e o cimento. As observações ao MEV dos espécimes, antes e após o teste, sugeriram que a fratura ocorreu na interface entre o cimento e a superfície do pino e parcialmente entre as fibras de carbono e a matriz resinosa epóxica do pino. Os autores concluíram que o método dos elementos finitos apresentou informações corretas sobre os valores reais de resistência adesiva entre o pino em fibras de carbono e o cimento resinoso, portanto seus resultados puderam ser comparados com os resultados dos testes mecânicos. Os resultados demonstraram que a falha ocorre na interface pino-cimento e é direcionada para o interior do cimento pela diferença de rigidez relativa que se apresentou maior entre o pino e o cimento que entre o cimento e o substrato dentinário.

Ferrari et al.²⁶ (2001) avaliaram a eficiência dos novos sistemas de união na formação de *tags* de resina, prolongamentos laterais de adesivo e camada híbrida quando utilizados em combinação com um pino de fibras experimental. Foram selecionados trinta dentes anteriores extraídos, tratados endodonticamente divididos em 3 grupos de 10 amostras cada. Os canais das amostras do Grupo 1 foram condicionados com ácido fosfórico 37%, aplicado o adesivo Excite, o cimento resinoso dual Variolink II(Vivadent) e o pino de fibras Postec foi posicionado e fotoativado por 40 segundos. Os canais do Grupo 2 foram condicionados com ácido

fosfórico 37%, aplicado o sistema adesivo Excite e o cimento resinoso Multilink autopolimerizável e o pino foi posicionado. Os canais do Grupo 3 foram tratados com sistema adesivo de passo único, aplicado o cimento resinoso dual Dual Link (Bisco) e inserido o pino de fibras EndoAesthetic (RTD) sendo fotoativado por 40 segundos. Posteriormente, foram realizadas reconstruções coronárias com resina composta Tetric Ceram (Vivadent) e as amostras armazenadas em água à temperatura ambiente durante uma semana. Em seguida, as raízes foram seccionadas no longo eixo dos dentes com uma máquina de corte Isomet (Buehler). Para observação da zona de interdifusão resina-dentina, metade das amostras seccionadas foram descalcificadas com ácido fosfórico 32% por 30 segundos, lavadas, secas com jatos de ar, desproteinizadas com solução de NaOCl 2% por 120 segundos, lavadas com água, secas e metalizadas com ouro para observação em MEV. Para a avaliação da formação de *tags* de resina a outra metade das amostras foi armazenada em HCl 30% por 24 horas para dissolver o substrato dental e detectar os *tags* de resina e a formação dos prolongamentos laterais de adesivo, em seguida, lavadas, secas e metalizadas com ouro para serem visualizadas em MEV (500 X). Não foram observadas bolhas na interface entre os pinos translúcidos e os cimentos resinosos em nenhuma das amostras, a interface adesivo-cimento também apresentou-se quase livre de bolhas, somente uma das amostras de cada grupo apresentou bolhas e no que se refere à presença de bolhas no interior do cimento, somente 20% das amostras do Grupo 2 e 40% das amostras dos Grupos 1 e 3 apresentaram bolhas. A camada de cimento foi semelhante para todos os grupos, variando sua espessura de acordo com a anatomia dos canais dos dentes. O MEV revelou que as interfaces restauradas do Grupo 2 apresentaram maior zona de interdifusão resina-dentina que as amostras dos Grupos 1 e 3. Os espécimes do Grupo 2, nos terços médio e apical mostraram maior formação de *tags* de resina que os outros dois grupos e estes, juntamente com os prolongamentos laterais de adesivo, se mostraram mais uniformes que os demais. Os autores concluíram que os sistemas adesivos de polimerização dual e autopolimerizáveis formaram *tags* de resina mais uniformes e uma zona de interdifusão resina-dentina ao longo dos canais quando comparados com os sistemas fotoativados.

Gaston et al.²⁷ (2001) avaliaram a resistência adesiva regional (terços cervical, médio e apical) de dois cimentos resinosos à dentina intra-radicular de dentes humanos. Foram preparados 20 caninos extraídos, cujos canais foram tratados. As

raízes preparadas foram divididas randomicamente em dois grupos de cimentos (C&B Metabond e Panavia 21), cada um contendo 10 raízes. Foram seguidas as instruções dos fabricantes para todos os materiais. Após introduzir o cimento nos canais radiculares, as raízes foram cortadas numa máquina Isomet na forma de palitos de 2 mm de espessura, sendo 3 palitos de cada terço. Os palitos foram montados em garras de microtração com adesivo de cianoacrilato (Zapit). O conjunto foi posicionado em uma Máquina de Testes Vitrodyne (V1000) para aplicar a força de tração a uma velocidade de 0.6 mm/min até ocorrer a falha. Foram obtidos os resultados dos valores de resistência adesiva e avaliados os modos de falha, os quais foram classificados em: adesiva se >75% de falha de união quando ocorreu entre a dentina e o cimento; coesiva em cimento se >75% da falha de união quando ocorreu em cimento; falha mista, quando parcialmente adesiva e parcialmente coesiva. Os resultados demonstraram que não houve diferenças significativas entre as regiões em um mesmo material de cimentação, porém, com cimentos diferentes (C&B Metabond e Panavia 21), os valores de resistência adesiva tenderam a aumentar quando comparados às dentinas cervical, média e apical, respectivamente, isto é, a resistência adesiva na dentina apical apresentou-se significativamente maior que nas dentinas cervical e média ($p < 0.05$). Os autores concluíram que a resistência adesiva está mais relacionada à área de dentina sólida que à densidade dos túbulos. Os altos valores de resistência adesiva encontrados no terço apical utilizando sistemas adesivos que indicam a realização do condicionamento ácido para remoção da *smear layer* como o C & B Metabond, sugerem que maior resistência adesiva na região apical depende tanto da estrutura intrínseca da dentina (quantidade de túbulos dentinários) como da presença ou não de *smear layer*. Os resultados ainda demonstraram que houve menor variabilidade nos resultados quando se utilizou o cimento C & B Metabond.

Hofmann et al.²⁸ (2001) avaliaram a eficácia dos cimentos resinosos de ativação química e dual comparados com os fotoativados. Para tal, foram realizados testes de resistência flexural, módulo de elasticidade e dureza Vickers. Também determinaram a influência da irradiação através de uma camada de porcelana de 2,5 mm com cimentos resinosos fotoativados e de ativação dual. Foram utilizados quatro cimentos duais e quimicamente ativados Cerec Vita DuoCement, Nexus, Variolink II e SonoCem e o cimento Panavia 21 foi utilizado como controle. A polimerização foi realizada da seguinte forma: (i) polimerização química pela mistura das pastas base

e catalisadora, sem irradiação; (ii) polimerização dual pela mistura das pastas base e catalisadora com irradiação direta; (iii) polimerização dual através da porcelana de espessura 2,5 mm; (iv) fotoativação das pastas base com irradiação direta; (v) fotopolimerização através da porcelana de 2,5 mm de espessura. Foram preparados espécimes de 2 X 2 X 25 mm dos cimentos resinosos, polimerizados de acordo com o protocolo estabelecido anteriormente. Em seguida, armazenados em água desmineralizada a 37°C evitando-se a luz ambiente até o teste ser realizado. Os espécimes foram submetidos a um teste de resistência flexural de três pontos a uma velocidade de 0,75 mm/min após 24 horas do início da polimerização. Para avaliação da dureza superficial foram preparados espécimes de 5 X 5 mm com a polimerização correspondendo ao protocolo anteriormente relatado. Os espécimes foram armazenados em água desmineralizada a 37°C até serem testados. A dureza Vickers foi medida 24 horas após a polimerização usando um indentador aplicando uma força de 4.950 N (0.5 Kp) por 30 segundos. Para todos os materiais os de polimerização dual produziram maiores valores (de 100 VHN) que os fotoativados quando a irradiação foi realizada através da porcelana (de 40 a 60 VHN). Para os materiais quimicamente ativados a resistência flexural foi de 68.9 – 85.9%, o módulo de 59.2 – 94.5 % e a dureza Vickers de 86.1 – 101.4% dos valores correspondentes obtidos pela polimerização dual com irradiação direta. A fotoativação através da porcelana apresentou menores valores dos experimentos quando comparada com a irradiação direta. Os autores concluíram que os materiais de polimerização dual produziram melhores propriedades mecânicas que os fotoativados.

Irie e Suzuki²⁹ (2001) avaliaram o efeito da termociclagem na formação de fendas marginais em *inlays* de resina composta em diferentes tipos de cimentos e suas propriedades mecânicas. Para o estudo utilizaram os cimentos Compolute (cimento resinoso), PermaCem (compônero), Fuji Plus (ionômero de vidro) e o Panavia 21 (cimento resinoso químico) como controle. Para avaliar a formação de fendas marginais foram selecionados pré-molares extraídos, nos quais foram confeccionadas cavidades *inlays* e reconstruídos com *inlays* de resina composta (Z 100 – 3M ESPE), as quais foram cimentadas com os cimentos mencionados anteriormente. Posteriormente, as margens das restaurações foram inspecionadas com um microscópio óptico (X 400) para avaliar a presença, localização e extensão das fendas marginais. As medições das fendas foram realizadas antes e após a termociclagem. Foi também avaliado o grau de contração de polimerização antes e

após a termociclagem por meio da utilização de moldes de teflon preenchidos com cimento sobre placas de vidro. O grau de expansão higroscópica durante os 10.000 ciclos, o diâmetro e o peso de cada cimento foi medido com um eletromicrômetro e com uma balança elétrica antes e após a termociclagem, cujos valores foram expressos em porcentagens. Foram também realizados os testes de resistência ao cisalhamento e de resistência flexural em uma máquina de ensaios (Instron) a velocidade de 0,5 mm/min para ambos os testes. Os cimentos Compolute e Panavia 21 antes da termociclagem apresentaram fendas de 10 μm e após a termociclagem de 40-70 μm , os cimentos PermaCem e Fuji Plus apresentaram antes da termociclagem fendas de 60-110 μm e após a termociclagem de 10-60 μm . A média das fendas dos cimentos foi de 50-100 μm . Observando os resultados de grau de contração de polimerização dos cimentos, o Fuji Plus apresentou o maior grau e o Panavia 21 o menor grau. No que se refere à expansão higroscópica, o Fuji Plus apresentou a maior de todas e os outros cimentos apresentaram menor expansão higroscópica, porém semelhantes entre si. Não foram encontradas diferenças significativas para resistência adesiva ao cisalhamento entre os diferentes cimentos na interface cimento-dentina e entre as diferentes condições antes e após a termociclagem. Antes e após a termociclagem, a maior resistência adesiva e o menor coeficiente de variação foram obtidos com o Compolute. Em todos os grupos, não foi observada nenhuma diferença significativa para o modo de fratura antes e após a termociclagem. No teste de resistência flexural e módulo de elasticidade, quando os espécimes foram submetidos às tensões térmicas, houve um aumento nos valores após a termociclagem, sendo os valores de resistência flexural mais elevados antes da termociclagem apresentados pelo Compolute (74,53 MPa) e os menores valores pelo Fuji Plus (23,79 MPa) e após a termociclagem os maiores valores foram apresentados pelo Panavia 21 (71,17 MPa) e os menores valores pelo Fuji Plus (27,06 MPa). Os valores do módulo flexural também foram aumentados significativamente para todos os materiais se comparado antes da termociclagem. Antes da termociclagem, o Compolute mostrou os maiores valores (2,91 GPa) e o PermaCem os menores valores (0,80 GPa). Após a termociclagem, o Panavia 21 mostrou os maiores valores (8,71 GPa) e o Fuji Plus os menores valores (4,18 GPa). Os autores concluíram que as propriedades mecânicas dos cimentos foram relacionadas com a formação de fendas marginais e que o grau de contração de

polimerização e a expansão higroscópica influenciaram no comportamento do cimento.

Seymour et al.³⁰ (2001) investigaram por meio de uma análise de elementos finitos as tensões nas margens cervicais vestibulares de facetas de porcelana veneers e no interior do cimento simulando preparos cervicais em chanfrado, ombro e lâmina de faca e com preparo incisal e vestibular ou envelope. Foi realizado um modelo bi-dimensional de um corte vestibulo-lingual de um incisivo central superior. Foram construídos 6 modelos variando-se o término cervical e a borda incisal de acordo com o que foi descrito anteriormente, foram determinadas as propriedades dos materiais, foi realizada a restrição do movimento do ligamento periodontal, os materiais foram considerados bem aderidos, foram aplicadas cargas de 200 N a 45° na superfície palatina simulando uma carga funcional oclusal nos preparos incisais em envelope e de 200 N horizontalmente á superfície vestibular simulando uma carga traumática, confeccionada malha de triângulos eqüiláteros e plotados os resultados de tensões principais na tração e na compressão em MPa. Os resultados demonstraram maiores tensões de tração no término em ombro com preparo incisal e vestibular e as menores tensões de tração para o término cervical em lâmina de faca e preparo incisal e vestibular. As maiores tensões de compressão foram apresentadas para término em ombro com preparo incisal e vestibular, e as menores para o término em lâmina de faca com preparo incisal envelope. Os autores concluíram que tanto com a carga vestibular como com a palatina, os términos em lâmina de faca apresentaram menores tensões de tração no interior da porcelana e do cimento que os términos em ombro e em chanfrado. Também relataram que a associação do preparo incisal em envelope com término em lâmina de faca apresentaram um comportamento adequado quando submetidos às cargas oclusais sem, portanto, apresentarem fraturas.

Hagge et al.³¹ (2002) avaliaram o efeito de três seladores intra-canais na resistência à retenção de um pino endodôntico pré-fabricado cimentado com um cimento resinoso. Foram selecionados 64 dentes unirradiculares, os quais tiveram suas coroas removidas na junção cimento-esmalte, tratados endodonticamente e divididos em 4 grupos de 16 raízes cada. O Grupo 1 (controle) as raízes não foram obturadas, o Grupo 2 as raízes foram obturadas com guta-percha e cimento endodôntico à base de eugenol (Kerr), o Grupo 3 as raízes foram obturadas com guta-percha e cimento endodôntico resinoso (AH-26) e o Grupo 4 as raízes foram

obturadas com guta-percha e cimento endodôntico à base de hidróxido de cálcio (Sealapex). Depois de obturadas, foram armazenadas a 100% de umidade por 7 dias. Em seguida, os canais foram preparados e limpos e o cimento Panavia 21 introduzido nos canais com seringa Centrix e os pinos Parapost (tamanho 5) foram posicionados no centro para manter uma espessura uniforme de cimento circunferencialmente. As amostras foram armazenadas em 100% de umidade por 48 horas a temperatura ambiente e incluídas com resina acrílica em um tubo de PVC. Posteriormente, as amostras foram montadas em uma Máquina Universal de Ensaio (Instron) onde foi realizado o teste de tração dos pinos a uma velocidade de 1 mm/min. Os resultados demonstraram que as amostras do grupo controle não obturadas apresentaram um valor mais alto de resistência de união que os grupos com seladores contendo eugenol ($P=0.017$). Não existiram diferenças significativas entre os outros grupos. Os modos de falha variaram entre os grupos, ocorreram poucas falhas coesivas do pino, cimento e dente e mais falhas adesivas. As falhas adesivas mais representativas foram na interface cimento-dente e em menor representatividade entre o pino e o cimento. Os autores concluíram que a composição dos cimentos endodônticos formulados (eugenol, resina, hidróxido de cálcio) não teve influência significativa nos valores de resistência de união dos pinos intra-radulares com cimento resinoso.

Irie et al.³² (2002) investigaram três tipos de materiais restauradores fotoativados e avaliaram a inter-relação da adaptação marginal imediata (formação de fenda), com a força de contração de polimerização por meio de dois diferentes métodos, a contração de polimerização diametral e a resistência adesiva ao cisalhamento imediata ao esmalte e à dentina. Foram utilizados 10 materiais restauradores como: cimentos ionômeros de vidro modificados por resina Fuji II LC, Vitremer e Photac-Fil, compômeros VariGlass VLC, Geristore e Dyract e resinas compostas Silux Plus, Herculite XRV, Prisma TPH e Estio LC. Foram utilizados 100 dentes extraídos, nos quais foram preparadas cavidades com profundidade de 1,5 mm e diâmetro de 3,5 mm nas suas superfícies coronárias mesiais. As cavidades foram preenchidas com os materiais restauradores sendo fotoativados por 40 segundos. As margens das restaurações e as amplitudes das fendas foram observadas em microscópio óptico após 3 minutos da fotoativação. Foram preparados 10 espécimes para cada material. A contração de polimerização foi avaliada por meio da confecção de 10 espécimes cilíndricos (altura 1,5 mm e

diâmetro 3,5 mm) em um molde de teflon, que foram posicionados em um microscópio eletrônico a laser com grande sensibilidade. A medida de contração de polimerização foi obtida pela diferença entre as medidas antes e após a fotopolimerização de 40 segundos expressa em micrômetros e dividida pelo diâmetro original do espécime expressa em porcentagem. A resistência adesiva ao cisalhamento dos materiais aderidos às superfícies expostas de esmalte e dentina foram medidas em uma máquina de testes (Autograph DSC-2000) com uma força de cisalhamento aplicada a 90°, a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados demonstraram que o VariGlass VLC e o Vitremer mostraram fendas marginais mais amplas que os outros produtos. Todas as resinas compostas mostraram fendas menores que os demais materiais. Os materiais restauradores que apresentaram fendas menores nas cavidades dentárias, também apresentaram fendas menores nas cavidades de teflon. As três resinas compostas (Estio LC, Silux Plus e Prisma TPH) e um ionômero de vidro (Photac-Fil) apresentaram menores valores de contração diametral. Nas cavidades de teflon, os materiais que apresentaram fendas menores, demonstraram menor contração diametral. Essa relação não ocorreu para as cavidades dentárias. As resinas compostas Herculite XRV, Prisma TPH e Estio LC apresentaram resistência adesiva ao esmalte maiores que dos outros materiais e os ionômeros de vidro apresentaram as menores resistências adesivas. A resistência adesiva à dentina, os maiores valores foram expressos pelas resinas compostas Herculite XRV e Estio LC e o compômero Dyract e os menores valores pelos ionômeros Geristone e Prisma TPH. Não foi observada nenhuma relação entre fenda marginal na cavidade dentária e resistência adesiva ao cisalhamento ao esmalte. Os autores concluíram que a contração de polimerização, medida pela amplitude das fendas marginais nas cavidades de teflon, tiveram uma maior correlação com a amplitude das fendas marginais nas cavidades dentárias que os valores de força de contração diametral ou resistência adesiva ao esmalte e à dentina.

Pegoretti et al.³³ (2002) avaliaram o comportamento biomecânico de incisivos centrais superiores restaurados com diferentes pinos. Primeiramente, realizaram o teste de resistência flexural três pontos em uma máquina Instron com uma célula de carga de 100 N a uma velocidade de 1 mm/min em cinco espécimes para obter a medida do módulo de elasticidade do pino de fibra de vidro cilíndrico com extremidade cônica de $1,7 \pm 0,1$ mm. Posteriormente, foi realizada a análise por

meio do método dos elementos finitos (Programa MARC). Para essa análise foram realizados quatro modelos bi-dimensionais de incisivos centrais superiores em uma vista vestibulo-lingual. O modelo A foi de um dente natural; o modelo B foi de um dente despolpado restaurado com núcleo metálico fundido em liga de ouro e coroa cerâmica; o modelo C foi de um dente despolpado restaurado com pino em fibra de carbono Composipost, núcleo de resina composta e coroa cerâmica; o modelo D foi de um dente despolpado restaurado com pino de fibra de vidro, núcleo de resina composta e coroa cerâmica. O pino do modelo B foi cimentado com cimento fosfato de zinco 30 μm e dos modelos C e D com cimento resinoso 200 μm . Todos os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos, lineares e elásticos, porém os pinos de fibra foram considerados lineares elásticos ortotrópicos e transversalmente isotrópicos. As malhas foram determinadas de elementos com 4 nós quadrilaterais e algumas delas foram triangulares por razões geométricas. Foram aplicadas cargas verticais de 100 N, oblíquas de 50 N e horizontais de 10 N. Os resultados demonstraram que os núcleos metálicos fundidos em liga de ouro apresentaram as maiores concentrações de tensões na interface pino-dentina. Os pinos de fibra apresentaram tensões elevadas na região cervical devido à sua flexibilidade e à presença de um material de núcleo de preenchimento menos rígido. O pino de fibra de vidro mostrou menores picos de tensões no interior da raiz, porque possui um módulo de elasticidade semelhante ao da dentina. Portanto, estes apresentaram uma distribuição de tensões semelhante à do dente natural, exceto na margem cervical. As tensões na margem cervical do núcleo metálico fundido podem permitir a ocorrência de fraturas e nos pinos de fibra pode permitir a ocorrência de fendas marginais e microinfiltração. As tensões na margem cervical poderiam ser reduzidas utilizando materiais coronários com menor rigidez. Os autores concluíram que o pino de fibra de vidro apresentou um comportamento biomecânico semelhante ao do dente natural.

Pest et al.³⁴ (2002) compararam o comportamento dos cimentos resinosos com as resinas compostas (auto e fotopolimerizáveis) utilizados para cimentação de pinos endodônticos por meio de testes de resistência adesiva e observações em MEV. Para o preparo dos espécimes utilizados nos testes de *push-out* foram selecionados 5 dentes unirradiculares extraídos sem irregularidades nos canais radiculares. As coroas dos dentes foram removidas na junção cimento-esmalte com um disco de diamante (Isomet, Buehler Ltda, Lake Bluff, NY, USA), posteriormente

os dentes foram tratados endodonticamente, e sendo realizado o procedimento adesivo de acordo com as instruções dos fabricantes. Os materiais de união aplicados no interior dos canais com um dispositivo de ponta fina metálica. As raízes foram seccionadas transversalmente e quatro secções de 2 mm de espessura foram obtidas. Os espécimes foram armazenados em água destilada por 24 horas antes do teste. Os testes de *push-out* foram realizados a uma velocidade de 0,5 mm/min usando uma máquina universal de testes (Acquati, Varese, Italy). Foram registradas as tensões máximas em MPa. Para realização dos testes estatísticos foi utilizada ANOVA um critério. Todas as amostras apresentaram altos valores de resistência adesiva (entre 26 e 30 MPa), embora os valores obtidos pela combinação do Tech 2000 ou Tech 21 com Panavia F ou Liner Bond 2V foram significativamente maiores ($p < 0.05$). Em seguida, os espécimes foram preparados para observações em MEV, utilizando 30 elementos dentários extraídos com canais únicos e estreitos e foram realizadas as combinações dos diferentes tipos de pinos com os diferentes tipos de agentes de união. Suas coroas foram removidas na junção cimento-esmalte. Após o tratamento endodôntico, foi realizada a aplicação do sistema adesivo e dos pinos de acordo com as instruções dos fabricantes. Dispositivos de pontas metálicas finas foram utilizados para inserir a resina composta no interior dos canais enquanto cimentos resinosos tradicionais foram levados e o pino propriamente dito. As amostras foram seccionadas longitudinalmente com um disco diamantado com irrigação de água. Metade de cada amostra foi metalizada com ouro e a outra metade recebeu um pré-tratamento com HCl por 20 segundos e NaOCl 1% por 10 minutos para remover os componentes orgânicos e minerais da dentina apenas da camada híbrida e analisar melhor a formação dos *tags* de resina. Existe uma diferença significativa entre o grupo do cimento resinoso e o grupo do adesivo/resina composta. Nos grupos que receberam pré-tratamento com Primer ED houve uma formação não homogênea de uma camada de dentina hibridizada e a formação de *tags* de resina irregulares. Para os grupos que utilizaram sistema adesivo autocondicionante (Clearfil Liner Bond 2V) apresentaram algumas amostras com formação de muitos *tags* e outras sem formação de *tags*. Para os grupos que utilizaram o sistema adesivo All Bond 2 houve a formação de numerosos *tags* de resina. Na avaliação realizada nas interfaces pino-material de união para os cimentos resinosos somente uma amostra apresentou a formação de bolhas e de espaços vazios, o que não ocorreu para as resinas compostas. Os melhores

resultados foram obtidos com a combinação de um pino translúcido com a resina composta fotopolimerizável e autopolimerizável, pois não apresentaram a formação de bolhas e nem de espaços vazios em nenhuma das amostras, mostrando-se adaptadas perfeitamente à superfície do pino. Os autores concluíram que a técnica de utilização de resinas compostas para cimentação de pinos pode ser considerada uma alternativa viável e é vantajosa pelo fato de se utilizar o mesmo material para a reconstrução coronária, tendo assim, uma boa união química, porém relatam haver a necessidade de se desenvolver futuros estudos para avaliar o grau de conversão das resinas fotopolimerizáveis em diferentes profundidades dos canais radiculares.

Ramos³⁵ (2002) verificou a distribuição de tensões em próteses de quadril com o objetivo de compreender os mecanismos de transferência de forças e como esses podem ser afetados pelos diferentes modelos de próteses, além de desenvolver uma nova componente femoral de prótese de quadril. Foi utilizado um modelo numérico simplificado de uma prótese de quadril, para reconstrução de um fêmur. Considerou-se uma espessura de cimento de 2 mm capaz de garantir uma transferência de cargas uniformes entre implante e osso, a haste com 100 mm de comprimento, com seção geométrica constante. Foram analisadas 12 seções transversais de implantes por meio do método dos elementos finitos, obtendo-se as tensões de von Mises da camada de cimento e as tensões principais máximas e mínimas nas interfaces implante-cimento e cimento-osso por meio do software CAE CosmosWorks®6. usando malhas tetraédricas lineares de 4 nós, carregamento estático e materiais isotrópicos lineares e elásticos com restrição na porção distal do osso. As intensidades de forças foram obtidas da literatura. Não foram levados em conta os atritos nas interfaces. Nessas seções foram consideradas áreas de contato aproximadamente iguais entre o implante e o osso. Foram comparadas diferentes geometrias da região proximal da haste e simuladas combinações das geometrias nas zonas proximal e distal. No estudo das interfaces observou-se que as geometrias mais orgânicas provocam menores níveis de tensões que as rígidas, ou seja, que a geometria influenciou as tensões desenvolvidas nas interfaces implante-osso e cimento-osso. Posteriormente, o autor desenvolveu novas geometrias com base nos melhores resultados apresentados anteriormente, isto é, por meio da combinação de duas geometrias onde se verificou em cada região os melhores resultados na interface prótese cimento, pois se a prótese for deslocada, é nessa região que ocorrerão os deslocamentos. Os resultados das novas geometrias

nas interfaces osso-implante e cimento-osso demonstraram que essas permitiram gerar tensões inferiores às convencionais que anteriormente apresentaram melhor desempenho. Ainda selecionou três melhores geometrias e realizou a combinação de ambas desenvolvendo duas novas geometrias para observar se promovem menores níveis de tensões. As novas geometrias revelaram bons resultados na interface implante-cimento, e cimento-osso, pois apresentaram tensões inferiores às geometrias anteriores na região posterior, observando que foi possível determinar que a geometria do implante pode influenciar no campo das tensões e que foi possível inovar o desenvolvimento de uma nova prótese o de quadril, porém deve-se levar em conta as limitações do estudo por ter sido realizado com um modelo simplificado. Foram também estudados os diversos modelos de prótese de forma linear, com interfaces totalmente unidas e não linear, considerando-se a existência de atrito nas interfaces e observou-se que o comportamento da transferência de carga é diferente, pois no modelo com atrito não existe transferência de tensões de tração na interface, o que ocorre para o linear e também pela diferença de rigidez das estruturas presentes nas interfaces. Apesar das transferências de tensões se apresentarem de formas diferentes, no geral os comportamentos qualitativos são semelhantes e, portanto que o modelo linear é mais fácil de ser realizado. O autor relatou sobre a controvérsia existente no que se refere à interface mais susceptível a fraturas, pois alguns autores acreditam ser a interface implante-cimento devido à falta de adesão entre a estrutura metálica do implante com o cimento, porém outros autores relatam que é a interface entre cimento e osso devido às porosidades existentes no osso e por ele ser uma estrutura friável e então passível de fraturas.

Amarante³⁶ (2003) analisou a distribuição de tensões na dentina radicular restaurada com pinos intra-radiculares. Os retentores utilizados foram núcleos fundidos de ouro e zircônio, pinos de fibra de vidro e carbono. Foram construídos modelos bi-dimensionais de um incisivo central superior e suas estruturas de suporte no programa Auto CAD 2000. A simulação foi realizada no software ANSYS 7.0, onde atribuiu as propriedades dos materiais, aplicou uma carga fisiológica de 100 N nas angulações de 45° e 180° em relação ao longo eixo do dente e construiu malhas de elementos quadráticos. Os resultados demonstraram que a geometria do modelo e propriedades dos materiais influenciaram diretamente o padrão de distribuição de tensões e que a porção apical dos retentores foi uma região crítica de concentração de tensões. Os núcleos fundidos, principalmente o de zircônio, apresentaram

maiores níveis de tensões, sendo mais susceptíveis que os pinos de fibra de carbono e vidro. O carregamento de 180° promoveu concentrações de tensões na interface do pino intra-radicular com a obturação endodôntica. Concluiu-se que núcleos fundidos são indicados para raízes desgastadas, enquanto que os pinos pré-fabricados são bem indicados para dentes com estrutura radicular conservada, por apresentarem uma distribuição de tensões mais uniforme e semelhante ao dente hígido.

Attar et al.³⁷ (2003) compararam a resistência flexural, o módulo de elasticidade, a radiopacidade e o pH de diferentes agentes de cimentação. Os agentes de cimentação utilizados foram: cimento fosfato de zinco (Flecks, Keystone), cimento ionômero de vidro Fuji I, cimento ionômero de vidro modificado por resina RelyX Vitremer, cimento resinoso dual Calibra, cimento resinoso dual RelyX e cimento resinoso autopolimerizável Crown & Bridge. Para a realização do teste de resistência flexural foram utilizados espécimes retangulares de 25 X 2 X 2 mm confeccionados por meio de moldes de politetrafluoretileno entre placas de vidro. Os espécimes foram retirados dos moldes e armazenados em água destilada a 37°C no escuro por um período de 24 horas e 3 meses. Posteriormente, foram medidos os comprimentos e as larguras dos espécimes, e esses submetidos ao teste de resistência flexural de três pontos em uma máquina universal de ensaios (Instron) a uma velocidade de 0.75 mm/min. Os resultados do módulo de elasticidade de cada material foram obtidos por meio do cálculo de dados revelados pelo teste de resistência flexural. Para o teste de radiopacidade, foram confeccionados espécimes em forma de discos de cimento de 1 ± 0.01 mm de espessura por meio de moldes de elastômero entre duas placas de vidro. Foram também preparados espécimes de esmalte e dentina provenientes de molares permanentes humanos extraídos. Os espécimes foram armazenados 24 horas a 37°C, posicionados em um filme radiográfico oclusal com uma barra de alumínio, com 1 mm de espessura, o filme foi exposto aos raios-X por 0.37 microsegundos a 70 kV e 10 mA a uma distância de 400 mm do filme, depois o filme foi revelado em um processador automático e foram medidas as densidades ópticas dos materiais por meio das médias da transmissão no densitômetro (4 leituras) e foi plotada a curva de densidade óptica em função da espessura do alumínio para observar a interpolação linear da mesma. No teste do pH os materiais foram manipulados e a medição foi realizada por meio de um eletrodo em íntimo contato com os materiais. As medidas foram obtidas ao final da

mistura a 1, 5, 15 e 30 minutos e a 1, 2, 4, 6 e 24 horas. Os cimentos resinosos apresentaram os maiores valores de resistência flexural, sendo que os fotopolimerizados foram mais resistentes que os não-polimerizados. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresentou maior resistência flexural que o convencional após 24 horas. Não houve diferença significativa entre os tempos de 24 horas e três meses. Os cimentos resinosos autopolimerizáveis foram os mais radiolúcidos, o fosfato de zinco foi o cimento mais radiopaco e mais rígido e o mesmo em conjunto com o cimento de ionômero de vidro convencional foram os mais ácidos logo após a manipulação e os menos ácidos após 24 horas. Os cimentos resinosos duais e o cimento de ionômero de vidro convencional apresentaram radiopacidade semelhante à do esmalte, enquanto que os resinosos autopolimerizáveis semelhantes à dentina. Todos os cimentos testados, exceto os cimentos resinosos autopolimerizáveis promoveram radiopacidade suficientemente maior que da dentina para permitir um diagnóstico eficiente. O cimento de ionômero de vidro modificado por resina apresentou menores valores de módulo elástico. Não houve diferença significativa no módulo de elasticidade entre os diferentes tempos de 24 horas e 3 meses para os grupos do cimento fosfato de zinco e para os cimentos resinosos, o que não ocorreu para ambos os grupos dos cimentos de ionômeros de vidro convencional e modificado por resina onde houve um aumento ao maior tempo de armazenamento. Concluiu-se que os materiais que apresentaram melhores propriedades físicas e mecânicas foram os cimentos resinosos duais.

Bouillaguet et al.³⁸ (2003), avaliaram a resistência adesiva à microtração de diferentes cimentos resinosos (incluindo adesivo e cimento ionômero de vidro modificado) a cortes de dentina radicular e a canais radiculares intactos, além de analisarem a diferença de resistência adesiva no terço apical. Nesse estudo, também avaliaram, a influência do fator-C, do tipo de polimerização e do tipo de material de união. Quarenta e oito caninos e pré-molares sem excessivas curvaturas extraídos foram selecionados para esse estudo. Suas coroas foram seccionadas na junção cimento-esmalte para obter 12 mm de comprimento radicular e então, foram preparadas endodonticamente. Após 24hs, as raízes foram preparadas para a inserção dos pinos. Os espécimes foram divididos em 2 grupos: raízes intactas e cortes de raízes. Pinos endodônticos pré-fabricados foram cimentados nos espécimes com os diferentes cimentos (Single Bond/Rely X ARC, ED Primer/Panavia F, Metabond C&B, ou Fuji Plus) de acordo com as instruções dos

respectivos fabricantes e cobertos com resina composta Z100. Uma hora após a cimentação, todos os espécimes foram seccionados perpendicularmente ao longo eixo do dente na forma de discos com espessura de 0,6 mm. Cada disco recebeu dois cortes laterais com brocas diamantadas com água. Esse procedimento foi desenvolvido para a microscopia, para expor o pino resinoso nos lados mesial e distal. A superfície de união foi aproximadamente de 1 mm². Os espécimes cortados foram unidos a matrizes com cianoacrilato e estressados à falha a uma velocidade de 1 mm/min em uma máquina de testes universal. A resistência à tração de cada corte foi calculada. Todos os cimentos apresentaram valores de resistência adesiva maiores para os espécimes de cortes de dentina que para os espécimes de canais radiculares intactos, segundo os autores, esses resultados ocorreram devido à dificuldade de acesso ao canal radicular e aos maiores valores de fator-C encontrados para os espécimes de canais intactos. O Single Bond/Rely X ARC e o ED Primer/Panavia F não apresentaram diferenças significativas de resistência adesiva entre si ($p > 0.05$), mas foram significativamente menores que as resistências adesivas produzidas pelos cimentos Metabond C&B e Fuji Plus ($p \leq 0.05$), os quais não apresentaram diferenças significativas entre si. Foram desenvolvidas análises dos escores de regressão para determinar se poderia existir uma relação entre resistência adesiva e distância do ápice da raiz. Para o Single Bond/Rely X ARC, houve uma redução significativa na resistência adesiva observada na dentina mais próxima do ápice radicular ($R^2 = 0.65$, $p < 0.012$). Uma relação semelhante foi observada para o cimento Fuji Plus ($R^2 = 0.87$, $p < 0.0001$). Entretanto, não foi observada nenhuma correlação para o Metabond C&B ou ED Primer/Panavia F. Segundo os autores, essa redução de resistência adesiva demonstrada para os cimentos Single Bond /Rely X ARC e para o Fuji Plus nos terços apicais dos canais radiculares podem ser determinadas pela dificuldade de acesso, porém essas causas não são claramente identificadas pelos resultados desse estudo. Por fim os autores concluíram que os valores de resistência adesiva dos cimentos resinosos à dentina não são muito elevados no interior dos canais intactos devido ao estresse de polimerização e às dificuldades de acesso e que o cimento de ionômero de vidro modificado foi o melhor dentre todos os cimentos utilizados nesse estudo.

Gomes³⁹ (2003) avaliou *in vitro* a influência de 3 sistemas de fotopolimerização por meio do MEV, observando a amplitude das fendas axiais em

cavidades Classe V restauradas com resina composta. Foram selecionados 30 terceiros molares extraídos livres de trincas e alterações estruturais. Nas faces vestibulares e linguais dos dentes foram preparadas cavidades Classe V (profundidade de $1,8 \pm 0,1$ mm; extensão ocluso-cervical $2,0 \pm 0,1$ mm; extensão mésio-distal de $3,0 \pm 0,1$ mm). Para o estudo foram utilizados: um sistema adesivo simplificado Single Bond (3M, ESPE), uma resina composta Filtek (3M, ESPE) e três aparelhos fotopolimerizadores – Grupo 1: Optilux/Demetron (lâmpada halógena convencional), Grupo 2: VIP/Bisco (lâmpada halógena gradual – pulso/tardio), Grupo 3: Elipar Free Light/3M ESPE (diodo emissor de luz azul – LEDs). A resina composta foi introduzida na cavidade com uma técnica incremental em 2 porções. Os dentes foram polidos e submetidos à ciclagem térmica à $10 \pm 2^\circ\text{C}$ e $50 \pm 2^\circ\text{C}$ em água, com um tempo de permanência de 15 segundos em cada temperatura, realizando 500 ciclos. Os dentes foram seccionados expondo-se as paredes axiais das cavidades. Os dentes foram metalizados e observados em MEV com um aumento de 500 X. As fotomicrografias foram reveladas e as fendas medidas com o auxílio de um paquímetro digital em 3 pontos previamente determinados. Os resultados demonstraram que o sistema fotopolimerizador com lâmpada halógena gradual pulso tardio ($1,128 \mu\text{m}$) e sistema de diodo emissor de lâmpada azul (LEDs) ($1,462 \mu\text{m}$) apresentaram menores amplitudes de fendas axiais que o sistema com lâmpada halógena convencional ($3,618 \mu\text{m}$). Nenhum dos sistemas foi capaz de eliminar a formação de fendas axiais.

Maia e Vieira¹¹ (2003) realizaram uma revisão de literatura com o objetivo de apresentar algumas das propriedades físico-mecânicas dos cimentos resinosos disponíveis na atualidade observando uma melhora das mesmas quando comparados aos cimentos convencionais. Debatem as características ideais que os cimentos devem possuir como: solubilidade que deve ser reduzida em meio bucal, alto grau de conversão de monômeros em polímeros, pequena espessura de película, menor conteúdo de partículas, baixa viscosidade permitindo um melhor assentamento das peças e retentores protéticos e reduzindo a possibilidade de formação de fendas. Com relação às propriedades mecânicas, os cimentos resinosos apresentam resistência à compressão entre 100 e 200 MPa, à tração diametral entre 20 e 50 MPa e força de retenção de **9,4 MPa**, sendo estas propriedades superiores em relação aos cimentos tradicionais. Os autores concluíram que é importante o conhecimento das propriedades físico-mecânicas dos

materiais de cimentação, pois se a manipulação e a técnica forem realizadas inadequadamente, podem resultar em grandes alterações das mesmas, comprometendo o desempenho clínico a longo prazo.

Mota et al.⁴⁰ (2003) avaliaram a resistência adesiva à tração de quatro cimentos resinosos ao esmalte e à dentina bovinos. Foram selecionados 40 dentes bovinos, divididos em dois grupos: exposição do esmalte, e exposição da dentina na junção esmalte/dentina. Foram realizados espécimes de cone invertido de 3 mm de base cimentados aos substratos bovinos com diferentes tipos de cimentos resinosos: Resin Cement, Rely X ARC, Nexus e Enforce, cada um com seus respectivos sistemas adesivos recomendados pelos fabricantes. Os espécimes foram armazenados por 7 dias em água destilada a 37°C e, posteriormente, submetidos ao teste de tração a uma velocidade de 0,5 mm/min até a falha. Foram coletados os valores médios de resistência adesiva dos cimentos resinosos e analisados seu modo de falha. Foi concluído que os cimentos resinosos e os substratos bovinos influenciaram nos valores de resistência adesiva obtidos. Os valores médios de resistência adesiva ao esmalte ($11,2 \pm 2,5$ MPa) foram maiores que os obtidos em dentina ($7,5 \pm 1,6$ MPa) ($P < 0.01$). A resistência adesiva em esmalte foi semelhante para todos os materiais: Rely X ARC ($11,4 \pm 3,1$ MPa), Resin Cement ($11,5 \pm 3,0$ MPa), Enforce ($11,8 \pm 2,8$ MPa) e Nexus ($10,0 \pm 1,4$ MPa), enquanto que o Rely X ARC ($9,6 \pm 1,8$ MPa), o Resin Cement ($9,3 \pm 0,9$ MPa) e o Enforce ($7,8 \pm 2,9$ MPa) apresentaram maiores valores de resistência adesiva à dentina que o Nexus ($3,5 \pm 0,8$ MPa) ($P < 0.05$). A análise de modo de falhas demonstrou que vários espécimes exibiram falhas coesivas no cimento resinoso, exceto o Nexus aderido à dentina, para o qual o modo de falha predominante foi a adesiva. Ainda detectaram no esmalte mais falhas coesivas e na dentina mais falhas adesivas.

Prisco et al.⁴¹ (2003) avaliaram a resistência à fratura da interface de quatro sistemas pino-cimento por meio de um teste mecânico *in vitro* de *pull-out* e, posteriormente estudaram a distribuição das tensões na camada de cimento utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF). Quarenta terceiros molares foram selecionados e utilizados para obter 40 discos de dentina da porção média da coroa (espessura de 2 mm). Foi realizado um orifício no centro de cada disco de dentina (diâmetro de 2.4 mm) e quatro diferentes pinos (diâmetro de 2 mm) foram cimentados no interior dos orifícios de acordo com as instruções dos fabricantes. Quatro diferentes combinações pinos de fibra-cimento foram utilizadas: pino de

fibras de carbono (PFC) (Composipost RTD) + cimento quimicamente polimerizável (C&B Cement, BISCO); pino híbrido (fibras de carbono recobertas com fibras de vidro) (White Aesthetic plus RTD) + C&B; pino de fibras de vidro (Aesthetic post RTD) + C&B e pino de fibras de vidro com matriz de resina epóxi translúcida (Light post RTD) + cimento resinoso dual (Duo-link cement, BISCO). A escolha pelo último sistema de cimentação foi porque o Light Post permite a transmissão da luz, então na prática clínica, recomenda-se um sistema dual. As amostras foram fotoativadas usando uma lâmpada halógena de 600 mW/cm^2 (Optilux, Demetron Research Corporation) por 40 segundos. Na análise computacional, foram simulados dois tipos de forças, uma na qual a superfície superior de dentina foi carregada, enquanto que o cimento ficou com movimentação vertical livre durante a aplicação da força, e outra, onde cerca de 3/4 da superfície livre do cimento foi carregada com a dentina. Os pinos foram considerados isotrópicos e os cimentos isotrópicos elásticos. A geometria simetricamente axial permitiu o desenvolvimento de um modelo bi-dimensional que foi solucionado no programa Ansys 5.6 (Swanson Corp). Posteriormente, foi realizado o teste de *pull-out* com uma máquina Instron 4204 a uma velocidade de 2.0 mm/min na direção axial do pino. O deslocamento axial do pino foi monitorado usando um extensômetro Instron 2620-601 posicionado entre o disco de dentina e o pino. Foi calculada a média de resistência adesiva da interface pino-cimento. Os resultados da resistência adesiva máxima para cada sistema pino-cimento demonstraram que não houve diferenças significativas entre as amostras. Na análise de Elementos Finitos, onde foi avaliada a distribuição de tensões nos diferentes sistemas, observou-se que houve uma maior concentração de tensões na interface pino-cimento que na interface cimento-substrato dentinário e, que a distribuição das tensões ao longo da interface pino-cimento não é uniforme, tendo o valor máximo próximo da superfície superior da camada de cimento e diminuindo lentamente até a base. Esse valor máximo é a média das tensões de cisalhamento para todos os sistemas pino-cimento que foram considerados. Também foi obtido na análise por meio do Método dos Elementos Finitos que a distribuição das tensões no cimento resinoso para os quatro sistemas pino-cimento apresentou-se de maneira semelhante, sugerindo que não existe um relacionamento direto com o tipo de fibra de reforço do pino. Os autores concluíram que ocorreram mais fraturas na interface pino-cimento devido à diferença relativa de rigidez entre o cimento e o pino ser maior que entre o cimento e a dentina, fato esse que determinou uma maior concentração

de tensões nas regiões de maior rigidez e que os fatores de retenção e o tipo de fibras de reforço não influenciaram nos valores de resistência adesiva ao *pull-out*.

Goracci et al.⁴² (2004) avaliaram a adesão de pinos intra-radiculares em fibras de vidro à dentina radicular comparando três tipos de testes de resistência adesiva, sendo eles: microtração com espécimes na forma de ampulheta, microtração com espécime na forma de palitos e teste de *push-out* para investigar qual dos métodos revela a existência de diferenças significativas nas condições de adesão criadas em diferentes níveis radiculares por dois cimentos resinosos (Variolink II e Rely-X Unicem). Trinta dentes anteriores foram tratados endodonticamente e restaurados com pinos em fibras de vidro cilíndricos com diâmetro de 1,6 mm e resina composta. A porção coronária de cada dente foi removida. Os espécimes foram randomicamente divididos em 2 grupos com 15 dentes cada, dependendo dos materiais utilizados para cimentação dos pinos. Sendo grupo A, condicionamento com ácido fosfórico a 37%, sistema adesivo Exite DSC e Variolink II, e grupo B o cimento resinoso autocondicionante Rely-X Unicem. Os espécimes foram então preparados de acordo com o ensaio mecânico realizado. Para o preparo dos espécimes em ampulheta, foram selecionadas 12 raízes, as quais foram divididas aleatoriamente em 2 grupos. Cada raiz foi seccionada perpendicularmente ao longo eixo do dente com espessura de 1 mm. Foram obtidos um total de 58 discos para as raízes do grupo A e 51 para raízes do grupo B. As espessuras dos discos de dentina variaram de 0,9 a 1,1 mm. Um segundo corte foi realizado nos espécimes, esse em direção à interface dentina, adesivo e cimento. Posteriormente, foram aplicadas cargas puramente de tração a uma velocidade de 0,5 mm/min até a falha ocorrer. Para a realização dos palitos, foram selecionadas 6 raízes com menores ângulos de curvatura, 3 para cada grupo. Foi realizado um corte ao longo eixo da raiz na periferia do pino e um segundo corte semelhante para expor a superfície do pino no lado oposto, para criar uma fatia de espessura uniforme com o pino no centro da fatia. Das fatias foram feitos palitos de espessura 1 X 1 mm. Duas amostras do grupo do Variolink II e duas do grupo do Rely-X Unicem foram observadas em MEV e o restante dos palitos usados para o teste de resistência adesiva à microtração. Para o teste *push-out*, 6 raízes foram selecionadas para cada grupo, seccionadas horizontalmente em 5 ou 6 fatias de 1 mm de espessura, somando um total de 34 secções para o grupo A (16 coronários e 18 médio-apical) e 33 secções para o grupo B (15 da porção coronária e 18 do nível médio-apical). Foi posicionada uma

ponta cilíndrica metálica tocando a maior área superficial do pino para evitar ruptura de sua estrutura interna o que pode alterar os resultados da resistência adesiva da interface pino-raiz. A carga foi aplicada por uma máquina de teste a uma velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer a falha adesiva. Para o teste de microtração com espécime em ampulheta, houve um maior número de falhas prematuras devido ao estresse gerado pela broca de corte, além da grande variabilidade dos resultados. Para a técnica com espécimes em forma de palitos, também muitos falharam enquanto eram cortados, sugerindo que a resistência adesiva era tão pequena que não resistiu aos estresses transmitidos nas interfaces raiz-pino, particularmente quando as secções foram feitas na periferia dos pinos. Como o número de espécimes obtidos foi muito pequeno para esse método, os dados tiveram pouca significância. Para o teste de *push-out* nenhum dos espécimes falhou prematuramente. Comparando-se os espécimes submetidos aos testes de *push-out* e de microtração com espécimes em ampulheta, ambos indicam que a adesão obtida após o condicionamento ácido com ácido fosfórico e aplicação de sistema adesivo Excite e Variolink II é mais forte que aquela estabelecida pelo cimento autocondicionante Rely-X Unicem. As diferenças dos valores de resistência adesiva com o teste de microtração não foram significativas, porém foram significativas para o teste de *push-out*. Isso pode ocorrer devido ao Rely-X Unicem possuir em sua composição ácidos fracos que possuem menor capacidade de penetração nos túbulos dentinários que o ácido fosfórico. No que se refere aos terços radiculares, o terço coronário apresentou melhores valores de adesão que os demais devido à maior facilidade de acesso para a realização do procedimento adesivo. Os autores ainda evidenciam a existência de outros fatores que podem influenciar na resistência adesiva como a adesão não-uniforme, o fator-C e a polimerização incompleta dos sistemas adesivos. E por fim, concluem que o teste de *push-out* foi o mais eficiente dos métodos testados para obtenção da resistência adesiva dos dois sistemas de cimentação utilizados no presente estudo.

Gradini et al.⁴³ (2004) avaliaram a eficácia da técnica de passo único na formação de *tags* de resina, ramificações laterais do adesivo e zona de inter-difusão resina dentina (RDIZ) quando pinos de fibras translúcidos no interior dos preparos intra-radiculares foram armazenados em solução de timol 0.1%. Foram selecionados 40 dentes anteriores inferiores (incisivos e caninos), que foram tratados endodonticamente com cimento endodôntico AH26 (De Trey) e randomicamente

divididos em 4 grupos de 10 espécimes cada. No Grupo 1 foi utilizado ácido fosfórico 32% (Bisco) por 15 segundos, quatro camadas do material primer-adesivo One Step (Bisco), fotoativação por 20 segundos e cimento resinoso dual Duo-Link (Bisco) e pino de fibras e fotoativação por 20 segundos, no Grupo 2 os espécimes radiculares foram tratados como as amostras do Grupo 1, porém a solução primer-adesivo One-step (Bisco) foi fotoativada após a inserção do cimento resinoso e do pino por 30 segundos, no Grupo 3 as raízes foram tratadas como descrito no Grupo 2, porém fotoativação simultânea foi realizada por 60 segundos e no Grupo 4 por 90 segundos. Foram utilizados pinos Light Post de dupla conicidade (RTD) número 1 e 2 dependendo do comprimento e formato dos espécimes radiculares. Após a presa completa do cimento, foram realizadas reconstruções coronárias com resina composta (Biscore, Bisco). Os dentes foram armazenados em água em temperatura ambiente por uma semana. As raízes foram seccionadas paralelas ao longo eixo dos dentes utilizando uma máquina de corte Isomet (Buehler). Para observar a formação da zona de inter-difusão resina dentina, uma secção de cada raiz foi levemente descalcificada com ácido fosfórico 32% por 30 segundos, desproteínizada em solução de hipoclorito de sódio 2% por 120 segundos, desidratados com álcool e metalizados com ouro para serem observados em MEV a uma magnificação de 1010X. Foi então avaliada a continuidade da zona de inter-difusão resina dentina que é a porcentagem entre o comprimento dessa zona e o comprimento total da interface adesiva e a presença ou ausência de fendas e sua localização (no interior da camada de adesivo, entre o adesivo e o cimento resinoso, no interior da camada de cimento, entre o adesivo e o pino). Outra secção de cada amostra foi armazenada em HCl 30% por 24 horas e solução de hipoclorito por 10 minutos, para dissolver completamente o substrato dental e para detectar os tags de resina (densidade e morfologia) e as formações das ramificações laterais de adesivo. As amostras foram posteriormente processadas para observação em MEV. Foi realizada uma série de fotomicrografias com magnificação de 500X a 1, 4.5 e 8 mm do término do pino, as quais foram alinhadas. Os resultados encontrados demonstraram que houve a presença de espaços vazios/bolhas nas camadas de cimento em todos os grupos. Metade das amostras do grupo 2 mostrou espaços vazios/bolhas nas camadas de adesivo e cimento. As interfaces adesivo/cimento e cimento/pino do grupo 1 estavam substancialmente livres de bolhas, o que não ocorreu para os grupos fotoativação simultânea do adesivo e do cimento (Grupos 2,

3 e 4). Além disso, vários grupos apresentaram a presença de zona de inter-difusão resina dentina. A taxa entre o comprimento da RDIZ e o comprimento total da interface foi significativamente maior e mais uniforme no Grupo 1 que nos outros grupos, enquanto nos outros grupos a RDIZ foi menos representada, especialmente no nível apical. Em algumas amostras do grupo 2, 3, e 4 houve a formação de uma fenda descontínua entre a RDIZ e o cimento resinoso. A formação da RDIZ das amostras do Grupo 1 foi significativamente mais evidente que nos outros 3 grupos, entre os quais foram encontradas diferenças significantes. Com relação à avaliação da formação de *tags* de resina, no Grupo 1 a formação de *tags* de resina e de ramificações laterais se apresentaram mais uniformes que nos outros grupos. O comprimento dos *tags* de resina foi mais evidente no terço coronário, porém a morfologia dos *tags* de resina foi semelhante nos 3 terços. Nos outros grupos, os *tags* se apresentaram mais curtos no terço apical que no médio e coronário e a morfologia diferiu entre os terços. Portanto, formação de *tags* de resina foi diferente significativamente entre o Grupo 1 e os outros 3 grupos. Os autores concluíram que a técnica tradicional que utiliza condicionamento com ácido fosfórico 32 % e fotopolimerização separada do sistema primer-adesivo e do cimento resinoso demonstrou melhor formação de *tags* resinosos, da RDIZ e menor formação de espaços vazios/bolhas se comparada à técnica de adesivo passo único e fotopolimerização simultânea do sistema primer-adesivo e do cimento resinoso.

Irie et al.⁴⁴ (2004) investigaram os efeitos do polimento imediato ou após 24 horas de armazenamento em água destilada nas propriedades mecânicas de 3 tipos de cimentos (cimentos resinosos, compômeros e ionômeros de vidro modificados por resina). Os cimentos estudados foram Bistite II, Chemicace II, Compolute, XenoCem, PermaCem, Fuji Cem e o Fuji Plus. Foram selecionados 140 pré-molares humanos extraídos e neles realizadas 140 cavidades cilíndricas (1,5 mm com um diâmetro de 3,5 mm de altura), as quais foram tratadas com soluções condicionantes/primers e preenchidas com cada cimento por meio de uma seringa Centrix. Depois foram removidos os excessos dos cimentos e realizado o polimento imediatamente após a fotoativação ou presa e 24 horas após armazenagem em água destilada. As margens das restaurações foram inspecionadas em microscopia óptica quanto à presença, localização e extensão das fendas marginais e as amplitudes máximas e mínimas das fendas foram somadas. Posteriormente, o mesmo procedimento foi realizado em cavidades de teflon para medir o grau de

contração de polimerização e a amplitude das fendas marginais, os testes de resistência adesiva ao cisalhamento e de resistência flexural dos cimentos às superfícies de dentina e o módulo de elasticidade flexural, além de avaliarem as alterações dimensionais e de massa após 24 horas de armazenamento em água. Foi realizada a MEV para avaliar a interface cimento/dentina. Os resultados demonstraram que os espécimes polidos imediatamente apresentaram fendas marginais de 23 a 121 μm para todos os cimentos, exceto para o Compolute e para os espécimes polidos após 24 horas de armazenamento foi de 6 a 28 μm . As resistências adesivas ao cisalhamento, flexurais e módulos de elasticidade aumentaram após o armazenamento dos espécimes por 24 horas, o que, juntamente à maior efetividade de polimerização, determinou que mais da metade dos espécimes não apresentaram fendas após esse período de armazenamento. Os resultados sugeriram que é melhor realizar o polimento após um determinado período de tempo.

Kumbuloglu et al.⁴⁵ (2004) avaliaram a microdureza superficial, a resistência flexural e compressiva de quatro cimentos resinosos e compararam com o grau de conversão das formas autopolimerizáveis e duais. Os cimentos utilizados foram: Panavia F, Variolink 2, Rely X Unicem Aplicap, Rely X ARC (cimentos resinosos) e Durelon (cimento de policarboxilato) como grupo controle. Para o teste de resistência flexural foram confeccionados seis espécimes prismáticos de cada grupo de dimensões 2 mm X 2 mm X 25 mm e em uma Máquina de Ensaio Lloyd LRX a uma velocidade de 1 mm/min. Para o teste de resistência à compressão foram realizados vinte espécimes cilíndricos de cada grupo com dimensões de 6 mm de altura e 4 mm de diâmetro, os quais posteriormente foram testados na mesma Máquina de Ensaio a uma velocidade de 1 mm/min. No teste de microdureza superficial (Vickers) foram confeccionados três espécimes de cada grupo com dimensões 2 mm X 2 mm X 25 mm, os quais foram submetidos à 5 indentações em diferentes locais da superfície por 10 segundos com uma carga de 0.1 N e posteriormente calculados os valores de dureza Vickers pela média de 15 indentações com o sistema de Vídeo Medição Duramin (Struers). Para medir o grau de conversão dos cimentos, foram confeccionados seis espécimes cilíndricos de cada grupo com dimensões de 1.8 mm de altura e 3.6 mm de diâmetro submetidos ao teste por meio da espectrometria de Fourier. O espectro foi gravado imediatamente após a mistura para os cimentos que foram autopolimerizados ou após 40 segundos para os fotopolimerizados

(polimerização dual) e repetido de 2.5 em 2.5 minutos até completar 15 minutos. O grau de conversão foi calculado a partir de uma média das 8 observações que foram realizadas. Para todos os ensaios, os cimentos foram manipulados e misturados conforme as recomendações dos fabricantes e, armazenados em água destilada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$ por uma semana. Os maiores valores de resistência flexural foram obtidos com o cimento resinoso Variolink 2 (90 GPa), e a menor obtida com o cimento convencional de policarboxilato Durelon (28 GPa). O cimento resinoso auto-adesivo Rely X Unicem mostrou altos valores de microdureza (44 HV), e o Variolink 2 os menores valores de microdureza (32 HV). A maior resistência à compressão foi obtida com o Rely X Unicem (145 GPa), e a menor com o Durelon (41 GPa). Quando foram comparados os valores característicos de resistência, os dois maiores valores encontrados foram com o Rely X Unicem (159 GPa) e Panavia F (144 GPa); entretanto, os valores médios não apresentaram diferenças significativas. Para ambos os grupos autopolimerizáveis ou duais, o cimento resinoso Rely X ARC mostrou maior grau de conversão (81% e 61%, respectivamente). O Rely X Unicem teve o menor grau de conversão (56% e 26%, respectivamente), medido 15 minutos após a mistura. Para todos os cimentos resinosos, o material de polimerização dual mostrou maior grau de conversão. Observou-se que os cimentos resinosos apresentaram resistência à compressão mais alta que o cimento de policarboxilato. A natureza tixotrópica dos cimentos de policarboxilato fez com que esses apresentassem um comportamento diferente dos cimentos resinosos sobre pressão. Observaram também que a resistência à compressão e a microdureza do Variolink 2 não se apresentaram tão maiores que sua resistência flexural como era esperado. Os autores concluíram que houve diferenças nas propriedades físicas dos diferentes cimentos resinosos de semelhante caracterização química e que o método de polimerização influenciou no grau de conversão dos cimentos resinosos de polimerização dual.

Lassila et al.⁴⁶ (2004) investigaram as propriedades flexurais e os valores de carga de fratura de diferentes tipos de pinos de fibras de reforço (FRC). Também, foi determinada a influência da ciclagem térmica nas propriedades flexurais. Sete pinos de várias marcas e diâmetros, e compostos de fibras de vidro unidirecionais foram testados: SnowPost, Carbopost, ParaPost FiberWhite, C-Post, C-Post serrilhado, Glassix e EverStick. Cinco pinos de cada tipo foram submetidos à termociclagem em água (12.000 X, $5^\circ\text{C}/55^\circ\text{C}$, por um tempo de 30 segundos) sendo, em seguida

armazenados em água por 2 semanas antes do teste mecânico. Foi realizado o teste de flexão de três pontos de acordo com a ISO 10477 (comprimento 10.0 mm e velocidade 1.0 mm/min, diâmetro do corte transversal da ponta de carga de 2 mm) para medir a resistência flexural e o módulo flexural em uma máquina de testes (modelo LRX - Lloyd Instruments) a uma temperatura ambiente de $(22 \pm 1^\circ\text{C})$. Posteriormente, os espécimes foram metalizados com ouro e as seções transversais dos pinos examinadas no MEV. Foi avaliado o efeito da termociclagem, do tipo de material e diâmetro dos espécimes nos valores de resistência flexural e na carga de fratura, o que apresentaram-se de forma significativa. A maior resistência flexural foi obtida com o grupo controle EverStick. De modo geral, a termociclagem diminuiu aproximadamente 10% o módulo flexural e 18% a resistência e a carga de fratura. Porém, o SnowPost mostrou maior diminuição (aproximadamente 40%) nas propriedades mecânicas após a termociclagem, quando comparado com os outros pinos testados. A análise das micrografias revelou a presença de porosidades em todos os espécimes de pinos. A porosidade do SnowPost foi mais facilmente reconhecida que do EverStick, pois esse apresentou uma matriz sólida mais justa sem porosidades. Os autores concluíram que a presença de porosidades no SnowPost explica a redução das propriedades mecânicas após a termociclagem, o que pode estar relacionada à discrepância no coeficiente de expansão térmica entre seus materiais resinosos e, relataram que o diâmetro do pino também deve ser levado em consideração, pois pinos de maior diâmetro apresentaram maiores valores de resistência flexural.

Le Bell et al.⁴⁷ (2004) compararam a união dos cimentos resinosos aos pinos de fibras de reforço contendo matriz polimérica semi-impregnada com polímero com pinos contendo matriz polimérica trançada. Pinos de titânio com retenções superficiais cimentados com cimentos resinosos serviram como referência. Foram testados 3 tipos de pinos de 1.6 mm de diâmetro, um pino cilíndrico com matriz polimérica semi-IPN com fibras de reforço E-glass contínuas e unidirecionais pré-impregnadas com gel monômero-polímero (everStick - Stick Tech) ou com imersão em monômero resinoso dimetacrilato fotopolimerizável (Stick + Stick Resin) por aproximadamente 1 hora a temperatura ambiente e protegida da luz e posteriormente, polimerizados por 40 segundos de ambos os lados antes do procedimento de cimentação, outro de matriz polimérica trançada e um de titânio. A composição da resina fotopolimerizável (Stick Resin) usada para impregnar as fibras

de reforço Stick consistia de Bis-GMA e TEG-DMA. Foram realizados discos de resina composta Bis-Core (Bisco), com espessura de $2.2 \text{ mm} \pm 0.1 \text{ mm}$, os quais foram cimentados no interior de moldes metálicos. Foi confeccionado no interior dos discos um orifício de 2.0 mm de diâmetro, simulando o espaço endodôntico para o pino. Sete tipos de variações de pinos foram cimentados com um cimento resinoso autopolimerizável (ParaPost Cement - Coltène Whaledent) no interior dos discos de resina composta de acordo com as instruções do fabricante (sem adesivo dentinário). Os espécimes de pino/cimento/disco foram armazenados a temperatura ambiente por 15 a 20 horas. Foram testados oito pinos de cada tipo ($n=8$) secos e oito termociclados em água (6000X, $5^{\circ}\text{C}/55^{\circ}\text{C}$, tempo de 30 segundos). A força de *pull-out* foi medida utilizando uma máquina de testes (Lloyd LRX) a uma velocidade de 1.0 mm/min. Posteriormente, foi realizada a avaliação das superfícies de fratura por meio de fotomicrografias obtidas do MEV (JSM 5500). Os resultados revelaram que ambos os tipos de pinos e a termociclagem tiveram efeitos significativos na força necessária para romper a união entre o pino e o cimento, que os pinos de fibras de reforço de matriz polimérica pré-impregnadas com polímero apresentaram maiores valores de resistência ao *pull-out* que os pinos pré-fabricados de superfície lisa e matriz polimérica trançada. Os maiores valores de força *pull-out* foram obtidos com os pinos de titânio, pelo fato de que cimento resinoso estava bem unido à superfície serrilhada dos pinos de titânio. Nos pinos serrilhados de fibras, observou-se que a linha de fratura situava-se na margem da superfície serrilhada, nos pinos lisos de fibras observou-se uma falta de adesão entre superfície do pino e cimento resinoso e nos pinos de fibra com matriz polimérica semi-IPN (EverStick e Stick), observou-se que o cimento estava aderido à superfície do pino, evidente especialmente nos pinos Stick. A razão pela falta de adesão dos pinos de fibra lisos foi devido à grande densidade de fibras trançadas na resina epóxi ou devido à matriz polimérica de dimetacrilato dificultar a união entre pino e cimento resinoso, pois os monômeros do cimento resinoso não podem penetrar na matriz de natureza trançada.

Loguercio et al.⁴⁸ (2004) avaliaram a contração de polimerização linear, a resistência adesiva resina-dentina e a resistência adesiva à tração de uma resina composta ao esmalte sob diferentes técnicas adesivas e diferentes técnicas de preenchimento cavitário. Foram selecionados 30 incisivos bovinos, nos quais foram confeccionadas duas cavidades (4 mm de largura, 4 mm de comprimento e 2 mm de profundidade). Os dentes foram divididos em três grupos: Grupo I: condicionamento

do esmalte e da dentina com ácido fosfórico 35%; Grupo II: condicionamento somente do esmalte com ácido fosfórico 35%, Grupo III: não recebeu condicionamento ácido. Foi utilizado o sistema adesivo Single Bond (3M ESPE) para aderir as resinas compostas, que foram introduzidas nas cavidades de duas formas: técnica incremental (3 camadas) e técnica de preenchimento em massa sendo fotoativadas por 40 segundos cada com uma intensidade de luz de 600 mW/cm^2 . Após 24 horas todas as restaurações foram seccionadas e as amplitudes das fendas foram medidas (μm), depois 3 fatias foram seccionadas novamente para obtenção de palitos da interface adesiva para a realização dos testes de resistência adesiva resina-dentina e resistência à tração da resina composta. Os resultados demonstraram que os maiores valores da contração de polimerização e de resistência adesiva resina-dentina (1,95 %) foram obtidos pelo grupo que utilizou condicionamento do esmalte e da dentina associado com a técnica de preenchimento em massa e que os menores valores (1,30%) valores foram obtidos pelo grupo que realizou condicionamento ácido do esmalte associado com a técnica incremental. A média total de amplitude de fendas foi menor ($13,9 \mu\text{m}$) para o grupo que recebeu condicionamento ácido do esmalte e da dentina associado à técnica de preenchimento em massa, pois a adesão foi mais efetiva (embricamento micromecânico ao esmalte e à dentina condicionados) e a resistência adesiva apresentou-se superior aos demais grupos, apesar de ter obtido o maior valor de contração de polimerização linear. Não foram encontradas diferenças significativas nos valores de resistência à tração entre os grupos e nem entre as técnicas de preenchimento. Os autores concluíram que a técnica de preenchimento não foi capaz de minimizar a contração de polimerização e que é importante se obter uma boa adesão para que essa resulte em menores amplitudes de fendas e maiores resistências adesivas.

Ribeiro⁵ (2004) analisou a distribuição de tensões em modelos de incisivo central superior contendo ou não remanescente coronário por meio do Método de Elementos Finitos simulando a utilização de 5 diferentes sistemas de pinos: núcleo metálico fundido, de fibra de vidro (Reforpost - Angelus®), de fibra de carbono (Reforpost - Angelus®), de zircônia (Cosmopost - Ivoclar) e titânio (Tenax - Waledent). O grupo controle foi determinado pelo dente hígido. Foram construídos dois modelos de incisivos centrais, um contendo remanescente coronário de 2 mm e outro sem remanescente coronário num papel milimetrado e posteriormente

escaneado com um escaner digital Scanjet 2300c HP, transferidos para o programa CAD. Os modelos dos pinos foram processados da mesma forma e então os modelos foram implementados para o programa de Elementos Finitos Ansys. Foram consideradas as propriedades dos materiais como módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson, realizadas as restrições nas porções superiores dos modelos e aplicada uma força de 100 N a 45° com o longo eixo do dente na superfície palatina, construída uma malha quadrangular Solid 82 de oito nós, os materiais foram considerados elásticos, isotrópicos, contínuos e os resultados foram plotados por meio do critério de Von Mises. Os pinos de titânio, zircônia e o núcleo metálico fundido apresentaram maiores concentrações de tensões ao longo da interface pino-cimento-dentina na porção apical ao pino. Os pinos de fibra de carbono e fibra de vidro apresentaram uma melhor distribuição de tensões. Os grupos que possuíam remanescente coronário de 2 mm também apresentaram distribuições de tensões mais uniformes que os sem remanescente coronário. O autor concluiu que a utilização de pinos alterou a distribuição de tensões nas estruturas dentárias quando comparados ao dente hígido e que as concentrações de tensões podem determinar áreas de risco de fraturas.

Schwartz e Robbins⁴⁹ (2004) realizaram uma revisão de literatura onde vários autores relataram a necessidade de reforço em dentes tratados endodonticamente devido à perda de fluidos, desidratação das estruturas e perda de estrutura dentária por meio de processos cariosos. Afirmaram que pinos são indicados para reter núcleos de preenchimento e restaurações coronárias em dentes que apresentam grandes perdas de estruturas coronárias. Evidenciaram as características de retenção que os pinos devem ter, como comprimento ideal de 2/3 do comprimento da raiz, deixando um remanescente de guta-percha de 3 a 5 mm para manter o selamento apical e diâmetro adequado, sem que o preparo do canal radicular comprometa a estrutura dentária; os tipos de materiais associados aos modos de falha, relatando que pinos mais resilientes (de fibras), tendem a gerar falhas restauráveis e que estes proporcionam uma melhor distribuição das tensões na raiz; a quantidade mínima de remanescente coronário que o dente deve possuir é de 2 mm para se ter uma maior segurança do procedimento restaurador. Quanto aos materiais de cimentação, os autores sugeriram os cimentos resinosos para pinos não-metálicos, por esses promovem um aumento da retenção, adesividade, menor infiltração, menor espessura de película, porém enfatizaram a presença de algumas

desvantagens como: sensibilidade técnica, incompatibilidade química com o eugenol presente em alguns cimentos resinosos e com o hipoclorito de sódio utilizado para irrigação intra-canal. Ainda relataram que os cimentos resinosos químicos são indicados com maior segurança que os fotoativados em casos de cimentação de pinos intra-radulares, pois alguns autores relataram que a luz não consegue chegar às porções mais profundas dos canais radulares, comprometendo a retenção dos pinos. Quanto à realização de reforço da estrutura dentária por meio de pinos, afirmaram que estes promovem um reforço inicial que é perdido com o tempo, pois existem estudos *in vitro* que demonstram que a adesão da resina à dentina diminui com o tempo por meio de estresses químicos, térmicos e mecânicos que ocorrem na cavidade oral. Baseados em outros estudos, ainda relataram que a adesão à dentina intra-radicular pode ser um problema devido à sua grande variabilidade morfológica como a redução da densidade dos túbulos dentinários, a redução do número de túbulos dentinários de coronal para apical e à alterações no colágeno. Concluíram que a utilização de pinos deve seguir princípios de conservação de estrutura dentária e de retenção, além de ser fundamental o conhecimento dos materiais e técnicas que eles abrangem.

Cardoso et al.⁵⁰ (2005) avaliaram a resistência à fratura por compressão de dentes bovinos fragilizados que receberam diferentes reforços intra-radulares. Foram utilizados 60 dentes bovinos, cujas coroas foram seccionadas no terço médio. Os preparos intra-radulares foram realizados com brocas de Gates-Glidden e brocas de aço (20 mm de profundidade). Os dentes foram divididos em 5 grupos: G1 – Reforpost (fibras de carbono) associado a três pinos acessórios, G2 – Reforpost Mix (fibras de carbono revestidos com fibras de vidro) associados a três pinos acessórios, G3 – TPH (resina composta) associada ao sistema Luminex, G4 – dente sem reforço, G5 – dentes hígidos. Os dentes foram submetidos ao teste de compressão, onde foi realizada aplicação de uma força em um ângulo de 45° e velocidade de 1 mm/min em uma máquina EMIC. Os dados obtidos foram submetidos aos testes ANOVA, Tukey teste t e Dunnet. Os dentes do G1 apresentaram maiores valores de resistência á compressão significativos quando comparados aos outros grupos e o G4 apresentou os menores valores. Os autores concluíram que a utilização de pinos intra-radulares associados a pinos acessórios ou a resinas compostas aumentaram significativamente a resistência à fratura de dentes fragilizados submetidos a forças de compressão.

Carvalho Filho⁵¹ (2005) realizou uma análise não-linear de um modelo simulando uma restauração de resina composta aderida à estrutura dentária para compreender o mecanismo físico de polimerização e de descolamento da resina, identificar a ocorrência de falhas na interface dente-restauração, chegar a valores mais reais de tensões que levem em conta o descolamento das superfícies e identificar a técnica restauradora mais adequada e mais eficiente. Foi construído um modelo tridimensional das estruturas de esmalte, dentina associadas a um sistema adesivo e a uma restauração de resina composta com espessura de 0,5 mm. Foram determinadas as propriedades dos materiais como: módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson. Os elementos utilizados foram o SOLID 95 (20 nós, com 3 graus de liberdade em cada nó) em todos os materiais, exceto na resina composta. Para a resina composta foi utilizado o SOLID 65 (8 nós e 3 graus de liberdade por nó), cuja função foi modelar a sua capacidade de ruptura. Esse sólido é capaz de trincar quando submetido à tração e de esmagar quando submetido à compressão, além de modelar materiais com propriedades não-lineares. Visando modelar a contração de polimerização obteve-se o coeficiente de contração linear do material. Os valores médios do comportamento do módulo de elasticidade e do coeficiente de expansão térmica em diferentes temperaturas foram resultados da literatura. Foram estudados dois tipos de modelos: um simulando que a tensão na interface não era superior à adesão (elementos lineares do adesivo) e outro onde a tensão era maior que a adesão, cujo resultado seria a fissuração do adesivo nesse ponto (utilizou o SOLID 65 - não linearidade do adesivo), bem como simuladas as técnicas de incrementos horizontais e de incremento único. Observou-se que no modelo de incrementos horizontais, os níveis de tensões são maiores quando um novo incremento de resina composta começa a se polimerizar e que o modelo de passo único possui um comportamento mais gradual, ou seja, as tensões vão aumentando à medida que a polimerização ocorre. Verificou-se que existem tensões residuais de polimerização, que se somadas às tensões funcionais da mastigação, podem levar à ruptura dos materiais envolvidos. No caso onde foi simulado o processo de abertura de fissuras, durante a polimerização as tensões foram aumentadas, e ao final, as tensões diminuem em função do início das aberturas de fissuras, ou seja, ocorre uma liberação de energia. Observou-se ainda que as fissurações se dão nas paredes laterais da cavidade, que a ocorrência de fissuras no adesivo alivia a tensão no esmalte a níveis próximos aos suportados por este material, portanto quando não

ocorre ruptura da interface, as tensões desenvolvidas no esmalte podem provocar sua ruptura. As fissuras deixam de ocorrer na resina composta para ocorrer no esmalte. O autor concluiu que a falha do adesivo é uma vantagem para evitar tensões no esmalte superiores ao seu limite de ruptura, porém clinicamente isso pode gerar microinfiltrações e cáries, que o caminho a ser seguido é o de reduzir a contração da resina e, portanto, não de aumentar sua adesividade, pois se essa for aumentada, pode gerar trincas no esmalte. Além disso, demonstrou que a técnica de incrementos horizontais levou a um estado de tensão final menor que gerado pela técnica de incremento único.

Goracci et al.⁵² (2005) examinaram a resistência de união dos pinos em fibras, por meio de um teste de *push-out*, cimentados apenas com cimento resinoso, ou em conjunto com adesivos convencionais e autocondicionantes. Foram selecionados 36 dentes com raízes únicas, sendo que suas coroas foram removidas a 2 mm da junção cimento-esmalte usando uma máquina de corte (Isomet) com irrigação de água. Os dentes foram tratados endodonticamente com cimento endodôntico AH26 (Dentsply). Os dentes foram randomicamente divididos em dois grupos experimentais, de acordo com o tipo de sistema adesivo a ser utilizado. Cada grupo foi futuramente dividido em dois sub-grupos (N=6), de acordo com o tipo de tratamento interno, isto é com adesivo ou sem adesivo. No Grupo I: adesivo autocondicionante com cimento resinoso autopolimerizável; no subgrupo IA foi empregado o cimento resinoso autopolimerizável Panavia 21 (Kuraray) sem usar o adesivo autocondicionante e no subgrupo IB, o conduto foi tratado com ED primer por 60 segundos e seco com pontas de papel previamente à aplicação do Panavia 21. No Grupo II: Adesivo convencional com cimento resinoso de polimerização dual; no subgrupo IIA, o cimento resinoso de polimerização dual Variolink II (Ivoclar-Vivadent) foi aplicado sem condicionamento ácido e sem aplicação de adesivo e no subgrupo IIB, a dentina intra-radicular foi condicionada com ácido fosfórico 37%, e unida com adesivo autopolimerizável Excite DSC (Ivoclar-Vivadent) previamente à aplicação do cimento resinoso. Após armazenar os dentes em água destilada por 24 horas, cada raiz foi seccionada transversalmente em discos de 4 a 6 mm. Sete espécimes foram utilizados, resultando em 32-37 discos para cada subgrupo. A avaliação da resistência de união foi realizada por um avaliador que não sabia a designação dos grupos. Uma carga compressiva foi aplicada nos discos por uma

ponta cilíndrica de 1 mm de diâmetro acoplada a uma máquina universal de ensaios. A carga foi aplicada a uma velocidade de 0.5 mm/min até que o segmento do pino se deslocasse do disco radicular. A resistência de união interfacial foi calculada pela divisão da máxima carga de falha pela área da interface aderida. Posteriormente, duas raízes remanescentes de cada subgrupo foram avaliadas em Microscopia Eletrônica de Transmissão por meio da técnica de penetração de prata ao longo da interface dentina-cimento. Os resultados de resistência ao teste de *push-out* em MPa foram: Grupo I: subgrupo IA 3.37 ± 2.89 ; subgrupo IB 5.04 ± 2.81 ; Grupo II: subgrupo IIA: 8.57 ± 2.50 ; subgrupo IIB: 10.18 ± 2.68 . Os testes estatísticos demonstraram que somente o “procedimento de cimentação” teve influência significativa nos resultados da resistência de união ($P < 0.05$) e que não houve diferenças significativas da resistência de união entre os espécimes unidos somente com cimento e com sistemas adesivos dentinários. Os autores concluíram que os subgrupos que utilizaram a aplicação de sistemas adesivos (convencional e autocondicionante) não apresentaram melhora na resistência ao deslocamento dos pinos de fibras com seu respectivo cimento resinoso. Os resultados desse estudo indicaram que não é real a criação de uma continuidade adesiva ou monobloco entre o pino e a dentina por meio da utilização de cimentos resinosos adesivos. Para o Panavia 21, a moderada incapacidade dos adesivos autocondicionantes de remover totalmente a camada de *smear layer* promoveu uma razoável explicação para a baixa resistência à fixação observada nos subgrupos controle e experimental. De maneira semelhante, para o Variolink II, a aplicação dos adesivos convencionais não promoveu melhora adicional do que com o uso somente do cimento resinoso. A retenção da camada de *smear layer* e outros debris nos canais radiculares após o condicionamento ácido pode ser prevenido pelo condicionamento ácido e pela correta infiltração do adesivo. Segundo os autores, os cimentos resinosos têm a capacidade de elevar a resistência adesiva quando em condições ótimas de limpeza e fluidez, para reduzir o Fator Configuração que no caso da cimentação de pinos intra-radulares é elevado.

Jager et al.⁵³ (2005) avaliaram um modelo simplificado que ilustrasse o procedimento de presa dos cimentos resinosos baseado na divisão do processo de polimerização com fases líquida, visco-elástica e elástica por meio de ensaios laboratoriais e da análise de Elementos Finitos. Foi utilizado o cimento RelyX ARC em forma de discos de cimento de diâmetro de 9,45 mm e espessuras diferentes de

0,140 mm e 0,250 mm com fator-C diferentes e uniformes, isto é, 33 e 19, respectivamente. Os discos de cimento foram polimerizados em um tensilômetro testando a presa. Foi utilizado um extensômetro para determinar se ocorreu algum deslocamento do disco. Não foi utilizada nenhuma unidade de lâmpada. Foram testadas duas condições, uma que era impedida de contrair e outra na qual as amostras ficaram livres para contraírem durante a polimerização. Na condição impedida, coletou-se dados das tensões de contração de polimerização em função do tempo de presa e na desimpedida da contração linear. Ambos os experimentos permitiram analisar a relação tensão-contração de polimerização. Foram também realizados ciclo de tração e força durante a realização do teste das amostras impedidas para obter a tração elástica em função do tempo. No teste de presa, foi utilizada uma velocidade de 200 $\mu\text{m/s}$ para encontrar a resistência para todas as forças registradas. Os testes foram repetidos 5 vezes em temperatura ambiente de $22 \pm 1^\circ\text{C}$. Posteriormente, os dados obtidos permitiram a realização de cálculos para encontrar os valores dos módulos de elasticidade e a dureza. Em seguida, foi realizado um modelo simplificado no programa do Método de Elementos Finitos com as mesmas características do modelo experimental (duas barras de aço e o disco de cimento entre elas). As barras de aço foram consideradas a serem homogêneas, lineares, elásticas e isotrópicas com um módulo de Young de 190 GPa e coeficiente de Poisson de 0,34. As camadas de cimento foram consideradas homogêneas, elasto-plásticas e isotrópicas. Os resultados do módulo de Young, módulo de endurecimento foram obtidos por meio dos testes laboratoriais realizados anteriormente descritos. O coeficiente de Poisson foi encontrado na literatura como 0,27. A relação linear tensão-contração de polimerização apresentaram-se diferentes significativamente para as camadas de cimento de espessuras 0,140 e 0,250 mm ($p < 0.05$). A fase visco-elástica e a fase elástica iniciaram-se aos 60 e 900 segundos, respectivamente. Observou-se que a deformação plástica e a tração elástica se apresentaram maiores durante os primeiros 900 segundos, fases líquida e visco-elástica (fase fluída do cimento, onde ocorre o relaxamento das tensões) do cimento durante a presa. Após a fase líquida e visco-elástica (após 950 segundos), a contração de polimerização continuou, o cimento tornou-se rígido causando maiores tensões com a mesma tração elástica. No que se refere às tensões de contração, essas se apresentaram menores na camada de cimento de espessura mais fina

(0,140 mm). Conclui-se que o Método de Elementos Finitos foi capaz de simular os experimentos laboratoriais e de prever as distribuições de tensões nas estruturas.

Lanza et al.¹² (2005) analisaram a distribuição do estresse na interface dentina-cimento-pino por meio do Método dos Elementos Finitos. Foi realizada a confecção de um modelo 3D de incisivos superiores tratados endodonticamente reforçados com pinos metálicos, em fibras de vidro e em fibras de carbono de conicidade de 6%, com diâmetro de 1,0 mm, inseridos em cerca de 2/3 do comprimento da raiz com agentes cimentantes: cimento fosfato de zinco e cimentos resinosos de baixo módulo de elasticidade C&B (Bisco) e de alto módulo de elasticidade Panavia (Kuraray). Foi realizada uma malha com oito nós e três graus de liberdade por nó, finalmente resultando em um modelo com 13,272 elementos e 15, 152 nós. Foram definidas as diferentes propriedades dos materiais (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson), a geometria dos elementos e o volume do material (coroa de ouro, dentina radicular, núcleo de preenchimento, pino e cimento). Foi aplicada uma carga de 10 N a um ângulo de 125° na superfície palatina do incisivo superior. Considerou-se uma adesão completa entre pino e cimento, a dentina um material elástico e isotrópico e restrições rígidas no nível radicular. Observaram que em todos os casos, a tensão máxima ocorreu na face vestibular da camada de cimento (interface entre pino e cimento), e houve um aumento das tensões no ápice, onde o valor máximo se localizou entre a 1/2 e 2/3 da inserção radicular, progressivamente dos pinos de carbono para os metálicos. Concluíram que sistemas ideais de pinos intra-canais devem ser suficientemente elásticos para acompanhar os movimentos de flexão naturais das estruturas dentárias, o que a rigidez dos pinos metálicos não podem promover. Um pino muito rígido trabalhando como antagonista de um dente natural cria zonas de tensões e deformações tanto na dentina como na interface cimento e pino. Essas tensões, cujas intensidades dependem das diferenças entre a relativa rigidez da superfície externa da raiz e do pino cimentado, podem causar fissuras ou fraturas tanto no dente como no material de núcleo de preenchimento. Por essa razão, presume-se clinicamente que as fraturas podem ser geradas principalmente pela propagação de fissuras. Pinos de carbono e de vidro, exibem altas resistências às tensões e à fadiga, e seus módulos de elasticidade são comparáveis ao da dentina. Os pinos metálicos cimentados com cimentos tradicionais, sendo não adesivos e mais rígidos que os pinos de carbono e

de vidro e que cimentos resinosos, não permitem uma distribuição homogênea de tensões.

Le Bell et al.⁵⁴ (2005) determinaram as propriedades de união de dois tipos de pinos em fibras, sendo eles EverStick em fibras de vidro liso; C-Post em fibras de carbono liso e um pino de titânio ParaPost XP. Foram selecionados terceiros molares humanos extraídos, cujas coroas foram removidas e os canais preparados para receber os respectivos pinos cimentados. As amostras foram termocicladas em água (6000X, 5/55 ° C, durante um tempo de 30 segundos). Em seguida, foram cortadas para o teste em discos de diferentes espessuras: 1, 2 e 4 mm e submetidas ao teste de push-out por meio de uma Máquina Universal de Ensaio com uma velocidade de 1,0 mm/min. A força necessária para deslocar os pinos dos discos de dentina foi medida em N. O tipo de falha foi avaliado por meio de um estereomicroscópio e as amostras foram divididas em grupos de acordo com o tipo de falha: 1) falha adesiva entre pino e cimento; 2) falha coesiva dos sistemas de pinos; 3) falha adesiva entre cimento e dentina. A MEV foi utilizada para examinar as superfícies de fratura de cada tipo de pino após o teste de compressão. Como resultado encontraram que a composição dos pinos e a espessura dos discos de dentina influenciaram na força de compressão, isto é, a força de compressão aumentou, quando se aumentou a espessura dos discos de dentina. Não houve nenhuma diferença entre os pinos no teste de resistência à compressão, somente em discos de dentina de espessura de 4 mm com pinos em fibras de vidro que mostraram maior resistência à compressão quando comparados aos pinos de titânio. Entretanto, ao contrário dos outros pinos, não demonstraram falhas adesivas (pino-cimento), sugerindo melhor adesão interfacial do cimento a esses pinos.

Mota⁵⁵ (2005) simulou o comportamento do ligamento periodontal investigando as opções de elemento de interface e avaliando as variações de comportamento devido à mudança dos parâmetros físicos. Realizou um modelo bi-dimensional de um incisivo central superior e de seus elementos de suporte, ou seja, osso cortical, osso trabeculado e ligamento periodontal. O modelo foi confeccionado por meio dos programas Auto-CAD R14 e do software AutoDeskDesignAssistant8 e posteriormente exportado para o ANSYS 7.0. Os valores das propriedades dos materiais como módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson foram obtidos da literatura. A espessura do ligamento periodontal foi determinada em 0,25 mm $\pm$ 50% segundo Lindhe (1992 apud Mota⁵⁵ 2005). Utilizou um modelo de estado plano de

deformações e elementos triangulares quadráticos (PLANE2) com seis nós com dois graus de liberdade em cada nó. A simulação do ligamento periodontal foi determinada por três diferentes abordagens: elemento de estado plano (PLANE2), elemento de contato (TARGE189 e CONTA172) e elemento de mola (COMBIN40). Foi aplicada uma carga de 100 N na face palatina do elemento dental. Por meio do gráfico de distribuição de tensões de Von Mises, que permitiu uma avaliação qualitativa e não quantitativa pela ausência de ensaios físicos correlacionados ao modelo realizado, a representação mais condizente com a realidade foi a que utilizou elementos de mola, pois gerou um gap, giro, deslizamento e penetração do dente no alvéolo dental. Além disso, o autor concluiu que o ligamento periodontal não é um material com constantes definidas, e sim que tem a capacidade de assumir diferentes valores quando sob diferentes condições de cargas.

Novais et al.⁵⁶ (2005) avaliaram a resistência flexural (MPa), módulo de flexão (MPa) e rigidez (N/mm) de diferentes pinos pré-fabricados não-metálicos e reforçados com fibras. Foram selecionados sistemas diferentes de pinos: Reforpost RX (fibra de vidro com filete metálico), Reforpost (fibra de vidro), Reforpost (fibra de carbono), Fibrekor Post (fibra de vidro) e C-Post (fibra de carbono). Os pinos foram medidos com um paquímetro digital (comprimento e diâmetro), submetidos ao ensaio de resistência flexural de três pontos, onde uma carga mecânica compressiva foi aplicada perpendicularmente ao longo eixo do pino em uma máquina (EMIC DL 2000) a uma velocidade de 0,5 mm/min. Para análise estatística foram utilizados os testes ANOVA e teste de Tukey. Baseado nos resultados, os autores concluíram que os pinos em fibras de carbono mostraram maior resistência flexural e dureza que os pinos em fibras de vidro apesar dos pinos em fibras de carbono apresentarem módulos de flexão variáveis, observaram que o diâmetro dos pinos influenciou nas propriedades mecânicas e que os novos pinos Reforpost RX não apresentaram diferenças significativas em relação às propriedades mecânicas dos pinos em fibras de vidro convencionais.

Pirani et al.⁵⁷ (2005) testaram a possibilidade da hibridização da dentina intraradicular eliminar as fendas das interfaces, promovendo assim o selamento coronário e a retenção de pinos em dentes tratados endodonticamente. Foram empregados no estudo 40 incisivos extraídos, os quais foram submetidos à terapia endodôntica, randomicamente divididos em quatro grupos (n = 10) de acordo com os tipos de pinos/adesivos/cimentos empregados e de acordo com a técnica de

fotoativação dos sistemas adesivos. Nos grupos 1 e 2 foram empregados pinos Tech 2000 (Isasan), o adesivo Single Bond (3M ESPE) e o cimento resinoso RelyX ARC (3M ESPE). Para ambos os grupos, os canais foram condicionados com ácido fosfórico 35% por 15 segundos, lavados com água por 10 segundos, e secos com pontas de papel. O adesivo foi aplicado com um *microbrush* no interior do canal. No grupo 1, o adesivo não foi fotoativado antes da introdução do cimento resinoso. No grupo 2, o adesivo foi fotoativado por 20 segundos (Visilux Command II). Para ambos os grupos, foi realizada uma fotoativação adicional por 60 segundos após a união do pino de fibra com o cimento resinoso. Nos Grupos 3 e 4 foram utilizados pinos Endopost (RTD) com o adesivo All-Bond 2 (Bisco Inc.) e o cimento resinoso Duo-Link (Bisco Inc.). A mistura do primer foi aplicada em 5 a 6 camadas com um *microbrush* no interior do canal. No grupo 3, a adesivo foi misturado com o Pré-Bond do kit do All-Bond 2 para se tornar de polimerização dual. No grupo 4, somente o adesivo foi usado e fotoativado por 20 segundos antes da aplicação do cimento resinoso. Para ambos os grupos, foi realizada uma fotoativação adicional por 60 segundos após a introdução e posicionamento do pino de fibra. Os dentes foram armazenados em água a 37°C por 1 semana, depois cada espécime foi seccionado longitudinalmente em uma máquina de corte (REMET). As secções foram tratadas com NaOCl 5% para dissolver as fibras colágenas que não estavam envolvidas por resina. Foram realizadas impressões dessas interfaces usando um polivinil siloxano de baixa viscosidade (Affinis LightBody; Coltène). Foram fabricadas réplicas de resina epóxi a partir dessas impressões para avaliação das fendas interfacial. Os espécimes foram fixados em glutaraldeído 4% em uma solução tampão de cacodilato de sódio 0,2 M por 4 horas, enxaguados em uma solução tampão de cacodilato de sódio, desidratados em séries crescentes de etanol (40-100%), secas, metalizadas com ouro e examinadas em MEV. As réplicas de resina também foram metalizadas com ouro e examinadas ao longo dos mesmos sítios para a ocorrência de fendas interfaciais. Para o Tech 2000/All-Bond 2/RelyX ARC (grupos 1 e 2) e para o Endopost/All-Bond 2/Duo-Link (grupos 3 e 4), a espessura da camada híbrida foi independente do modo de polimerização do adesivo e da localização da dentina intra-radicular. As camadas híbridas formadas pelo adesivo Single Bond e pelo All-Bond 2 após a modificação laboratorial do NaOCl não demonstraram sinais que fossem indicativos de redução da qualidade, e nem da incompleta infiltração da resina. Para ambos os sistemas, as aberturas das fendas foram significativamente

influenciadas somente pela localização da dentina intra-radicular, entretanto, as fendas das interfaces foram observados em todas as secções. Segundo os autores, a ocorrência de fendas ao longo das interfaces das camadas híbridas ou das interfaces pino-cimento refletem o desafio da adesão aos canais radiculares com alto fator-C e que a retenção friccional é, provavelmente, responsável pelo sucesso clínico das restaurações com pinos de fibra.

Tay et al.¹³ (2005) avaliaram as variáveis geométricas que podem afetar na adesão dentinária no interior dos canais radiculares, usando um modelo aproximado. Foi realizado um modelo teórico, onde se realizou um desenho esquemático de canal radicular com a forma de cone invertido truncado e foi calculado o fator-C por meio da quantidade de superfícies aderidas e livres existentes nos canais radiculares e foram simuladas variações do comprimento dos canais, da espessura do agente selador endodôntico e o diâmetro das limas endodônticas avaliando-se a influência desses fatores no aumento ou redução do fator-C. As correlações entre esses fatores foram realizadas por meio de uma análise de regressão no Programa Excel (Microsoft). Nessa avaliação, as características do substrato, tempo de geleificação, e as porcentagens de polimerização do selador resinoso foram consideradas constantes. Posteriormente, foram realizados procedimentos experimentais para suplementar os resultados do modelo teórico e, para isso, foram selecionados 5 incisivos humanos, os quais foram tratados endodonticamente. As superfícies coronárias foram cobertas com uma fina camada de resina fluida de 2 mm (AEIteflo, Bisco) usando um primer autocondicionante (Clearfil SE Bond, Kuraray) e um adesivo como selamento secundário. Após a armazenagem em água destilada por 24 horas, foram obtidas 3 secções transversais de 2 mm de espessura da porção média dos segmentos radiculares (Isomet, Buehler) com irrigação de água. Uma secção de cada raiz foi randomicamente selecionada para observação das fendas interfaciais com um MEV. Uma segunda secção foi colocada em clorofórmio por 1 hora para dissolver a Resilon antes de examinar com o mesmo microscópio a espessura do selador em seis localizações por secção. As secções foram condicionadas com ácido fosfórico 32% por 10 segundos para induzir o relaxamento da dentina intra-radicular antes da avaliação. A terceira secção foi imersa em uma solução traçadora de nitrato de prata para medir 24 horas antes a dissolução da Resilon em clorofórmio e futuramente ser observado na microscopia eletrônica de transmissão. Os resultados obtidos de ambas as análises revelaram

que a diminuição da espessura do agente selador, faz com que a fluidez do selador diminua aumentando rapidamente o fator-C. No caso do aumento do diâmetro da lima, observou-se que há um modesto aumento do fator-C, quando comparado com a redução da espessura dos agentes seladores resinosos. Nesse estudo foi possível calcular também o fator-S (da geometria das tensões de contração de polimerização) e encontrou-se que se a espessura do adesivo é reduzida, a contração volumétrica é reduzida, o que resulta na redução da contração de polimerização. Observou-se também que a espessura dos agentes seladores foi muito variável em um mesmo dente. Concluiu-se que o fator-C elevado é o maior obstáculo para produzir adesões intra-radiculares livres de fendas, pois as forças de contração podem exceder a resistência adesiva, permitindo a desunião de um lado do selador para relaxar as tensões, o que reduz a retenção e aumenta a infiltração. Os autores relataram que outros fatores críticos deveriam ser levados em consideração como: a amostra de contração volumétrica, o módulo elástico da dentina intra-radicular, o adesivo, o selador e o material de preenchimento intra-radicular, a contribuição das bolhas de ar no interior do selador no relaxamento das tensões, a interação dos seladores com os túbulos dentinários, a taxa de polimerização e o tempo de geleificação dos seladores resinosos e a expansão/contração envolvidas durante a plastificação térmica do material de preenchimento intra-radicular, porém a influência desses parâmetros adicionais pode ser avaliada somente por meio de uma análise de elementos finitos.

Ulbrich⁶ (2005) avaliou a distribuição de tensões em dentes incisivo central e canino superiores utilizando pinos de fibras de vidro, pinos de fibras de carbono, de titânio e núcleos metálicos fundidos sob cargas mastigatórias funcionais em diferentes angulações (45° e 90°) com e sem remanescentes coronários. Primeiramente, realizou um estudo anatômico dos dentes selecionados por meio de 186 imagens radiográficas para definição do comprimento e largura dos elementos dentários, do tecido pulpar, do esmalte e da dentina. Posteriormente, foram construídos modelos dos dentes, com as medidas médias encontradas, no programa Auto-CAD 2000. Esses modelos foram transferidos para o software de Elementos Finitos (Ansys 7.0), onde foram determinadas as demais estruturas como: pinos, núcleos, camada de cimento, núcleo de preenchimento e coroa de cerâmica, determinadas as propriedades dos materiais (Coeficiente de Poisson e Módulo de Elasticidade), construídas malhas e restrições de movimento ao redor das raízes dos

dentes, aplicadas as cargas funcionais (100 N para o incisivo central superior e 250 N para o canino superior) nas superfícies palatinas dos dentes e plotados os resultados de distribuição de tensões. Os resultados demonstraram que os dentes com remanescente coronário apresentaram melhores distribuições de tensões que os sem remanescente coronário, que as concentrações de tensões para os dentes com remanescente foram maiores para o pino de titânio, seguido pelos pinos de fibras de vidro e de carbono, para os dentes sem remanescente foram maiores para o pino de titânio, seguido pelo núcleo metálico fundido, pino de fibras de vidro, pino de fibras de carbono e núcleo de resina respectivamente, sugerindo que os pinos intra-radiculares não metálicos geram menos estresse radicular. O segundo estudo que realizou foi uma análise de Elementos Finitos em pinos cônicos lisos e cônicos escalonados, com restrições de movimento nos 2/3 apicais, e aplicação de carga funcional na porção superior com diferentes angulações ((30°, 45°, 60° e 90°), onde foi observado que o pino de fibras de carbono apresentou um maior deslocamento, seguido do pino de fibras de vidro e de titânio, a forma cônica lisa apresentou valores de deslocamento três vezes menores que a escalonada e que as tensões no interior dos pinos diminuíram com o aumento do ângulo de aplicação da carga. Concluiu que os pinos não-metálicos apresentaram melhor comportamento biomecânico quando submetidos a cargas funcionais e, que dentes com remanescente coronário de pelo menos 2 mm apresentam uma melhor distribuição de tensões que os sem remanescente coronário e os pinos escalonados são mais resilientes que os cônicos lisos.

Arora et al.⁵⁸ (2006) avaliaram a retenção de diferentes pinos estéticos no interior dos canais radiculares, determinando se o tipo de adesivo pode interferir nessa retenção e a diferença de retenção dos pinos estéticos quando comparados com os pinos metálicos convencionais. Foram selecionados incisivos centrais superiores humanos extraídos, que sofreram remoção de suas coroas e foram randomicamente divididos em 2 grupos: um com adesivo Prime&Bond NT e outro com adesivo Excite; ambos os pinos foram cimentados com cimento resinoso dual Variolink II (Ivoclar Vivadent). Posteriormente, foram divididos em 3 grupos de 15 dentes cada, sendo que o primeiro foi preparado para o pino Cosmopost (Ivoclar Vivadent) de óxido de zircônia cilíndrico-cônico, o segundo preparado para o Luscent Anchor (Dentatus) de fibra de vidro cônico e o terceiro para o Twin Luscent Anchor (Dentatus) de fibra de vidro serrilhado. Como grupo controle, foram

cimentados 10 pinos metálicos com cimento fosfato de zinco. Os espécimes foram posicionados em uma máquina universal de ensaios e foi aplicada uma força de tração crescente perpendicular ao longo eixo do pino a uma velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer o deslocamento do pino. A força necessária para deslocar o pino foi gravada em Newtons. Os resultados demonstraram que houve diferenças significativas entre os pinos, onde os pinos Twin Luscent Anchor apresentaram-se os mais retentivos (272,17 MPa – Excite; 212,98 MPa – Prime&Bond NT) e os Cosmopost os menos retentivos (106,48 MPa – Excite; 114,57 MPa – Prime&Bond NT), o pino metálico apresentou maiores valores de retenção que os pinos estéticos, e não houve diferenças significativas entre os grupos onde diferentes sistemas adesivos foram utilizados. Com relação aos baixos valores apresentados pelo Cosmopost, em inspeção visual posterior, foi verificado que não havia remanescentes de cimento nesses pinos, o que indica que houve falha adesiva na interface do pino com o cimento, o que tem sido relatado por outros autores que pode haver uma adesão insuficiente entre os pinos cerâmicos e o cimento resinoso. Os autores relataram que para realizar um experimento deve-se padronizar as variáveis da melhor maneira possível, que pinos e núcleos são submetidos a forças repetidas e que as falhas de deslocamentos dos pinos ocorre por fadiga do cimento e que é difícil de reproduzir adequadamente as condições orais. Relataram ainda que a capacidade do cimento de reter o pino influencia no prognóstico da restauração, que os cimentos resinosos têm sido utilizados com maior frequência porque ao possuírem maior adesão às estruturas dentárias, mas que possuem uma técnica sensível, que a falha de retenção do pino está mais associada com a deformação inicial do cimento, ou seja, com as propriedades do módulo de elasticidade e menos dependente da sua resistência à tração e à compressão. Concluíram que a função primária dos pinos é promover retenção para o núcleo de preenchimento que substitui o tecido dentinário perdido, e conseqüentemente a restauração final sem comprometer o selamento endodôntico e que é importante selecionar um sistema de pinos que promovam a máxima retenção preservando tecido dentário.

Grande⁵⁹ (2006) avaliou a dureza superficial de dois cimentos resinosos de ativação química e dual na cimentação de pinos de fibra de vidro em função da profundidade de polimerização e da proximidade com sistemas adesivos. Utilizou em seu estudo 50 incisivos bovinos inferiores. Após o tratamento endodôntico, os

dentes foram divididos em 5 grupos: Grupo I: utilizou ácido fosfórico 37%, adesivo Prime&Bond 2.1, ativador de autopolimerização e cimento resinoso dual Enforce; Grupo II: ácido fosfórico 37%, sistema adesivo Prime&Bond 2.1 e cimento resinoso dual Enforce; Grupo III: não foi realizado o condicionamento ácido, foi utilizado ED Primer e cimento resinoso químico Panavia 21; Grupo IV: sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond e cimento resinoso químico Panavia 21; Grupo V: ácido fosfórico 37%, sistema adesivo Prime&Bond 2.1 com ativador de autopolimerização e cimento resinoso dual Enforce. Os cimentos resinosos foram introduzidos nos canais radiculares por meio de brocas Lentulo, os pinos de fibra de vidro Reforpost foram introduzidos nos canais e a polimerização foi realizada de acordo com o tipo de cimento e com as instruções dos fabricantes. Posteriormente à cimentação as raízes foram seccionadas transversalmente, obtendo-se três secções: terço coronário, médio e apical com espessura de 3 mm. As amostras foram polidas em lixas d'água de granulações decrescentes e armazenadas em estufa a 37°C até o momento da análise da microdureza 7 dias após a cimentação dos pinos. As identificações foram realizadas próximo ao pino de fibra de vidro e próxima à parede dentinária do canal radicular (próximo ao sistema adesivo). Dessa forma avaliou a microdureza em relação à profundidade de polimerização e com proximidades diferentes do sistema adesivo. Os resultados demonstraram que o cimento quimicamente ativado apresentou maiores valores de dureza superficial (Grupo III) que cimento resinoso dual e, que foram apresentados menores valores de dureza superficial nos terços apicais radiculares quando comparadas aos terços médios e coronários, ou seja, a profundidade de polimerização influenciou nos valores de dureza superficial. Também foram observados menores valores de dureza nas proximidades dos sistemas adesivos e diferenças entre os valores de microdurezas dos diferentes sistemas adesivos, onde o autocondicionante apresentou menor valor que os demais e o primer do próprio cimento maior valor, demonstrando a incompatibilidade do sistema adesivo autocondicionante com a fase química dos cimentos resinosos devido ao seu baixo pH.

Kallan et al.⁶⁰ (2006) compararam *in vitro* a resistência adesiva de três sistemas de pinos reforçados por fibras de vidro: G1 - pino em fibras de vidro opaco (Snowpost), G2 - pino em fibras de vidro translúcido (FiberMaster) e G3 - pino em fibras de vidro (Everstick) em três segmentos radiculares (terços cervical, médio e apical) após 24 horas e uma semana de polimerização. Utilizaram 69 incisivos

centrais superiores, cujas coroas foram seccionadas na junção cimento-esmalte com um disco diamantado (Isomet; Buehler). Os dentes foram tratados endodonticamente e obturados com um cimento resinoso (AH Plus; Dentsply). Posteriormente, foi aplicado um primer autocondicionante (Clearfil Liner Bond; Kuraray) por 30 segundos e secos gentilmente com ar, em seguida um adesivo de polimerização dual (Clearfil Liner Bond A e B; Kuraray), e um cimento resinoso também de polimerização dual (Panavia F; Kuraray) fotoativados por 40 segundos. Os dentes foram armazenados em caixas à prova de luz por 24 horas e uma semana após a polimerização. Cada raiz foi cortada horizontalmente com um disco diamantado (Buehler) para produzir 6 segmentos de 1 mm de espessura (2 apicais, 2 médios e 2 cervicais). Foi realizado o teste de *push-out* com uma velocidade de 1,0 mm/min até a falha ocorrer. Os autores concluíram que valores de *push-out* diferiram significativamente de acordo com o sistema de pinos, isto é, os G1 e G3 exibiram maiores resistências adesivas que o G2, que os valores de resistência adesiva ao *push-out* nos segmentos cervicais foram significativamente maiores que nos segmentos médio e apical nos G2 e G3, mas no grupo G1 não houve diferenças significantes entre os segmentos médios e cervicais e não houve diferenças significativas nos valores de resistência ao *push-out* entre os tempos testados (24 horas e 1 semana) para todos os grupos.

Mazzocato et al.⁶¹ (2006) realizaram um estudo para medir e comparar a resistência à flexão entre pinos pré-fabricados diretos metálicos e não-metálicos. Foram utilizados 6 marcas comerciais de pinos pré-fabricados diretos: U.M. Aesthetic Plus (Bisco, USA) – fibra de quartzo, Reforpost (Ângelus, BR) – fibra de carbono, Postec (Ivoclar/Vivadent, Lie) – fibra de vidro, Fibrekor Post (Pentron, USA) – fibra de vidro, Luscent Anchors (Dentatus, USA) – fibra de vidro, Classic (Dentatus, USA) – aço inoxidável. Destes pinos foram utilizados 5 de cada marca comercial em diâmetros variando de 1,1; 1,3; 1,4 e 1,5 mm. Foi realizada a confecção de uma matriz metálica para o teste flexural de três pontos, a qual foi acoplada em uma Máquina Universal de Ensaio Pantec 500, com uma célula de carga de 500 N a uma velocidade de 0,5 mm/min. A partir dos resultados de força e deflexão, foi realizado o cálculo do módulo flexural e da resistência máxima flexural. Os autores concluíram que todos os grupos tiveram valores de módulo flexural superiores ao da dentina, os pinos em aço inoxidável apresentaram resistência flexural inferior aos

pinos de quartzo, fibras de vidro e fibras de carbono e, não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos com relação ao módulo flexural.

Pereira et al.⁶² (2006) realizaram um estudo para analisar a distribuição de tensões em incisivo central superior restaurado com diferentes sistemas de pinos. Foi selecionado um incisivo central superior extraído, e a partir deste elemento dentário foi construído um modelo no Programa Mecanical Auto-CADV6, posteriormente foi exportado para o Programa de Elementos Finitos Ansys 7.1 e determinadas as propriedades de todas as estruturas variando-se os tipos de pinos: fibras de vidro, fibras de carbono, aço inoxidável, titânio e zircônio. Os modelos foram considerados lineares, elásticos e isotrópicos, foi aplicada uma carga de 100 N a 45° na região central da face palatina e os resultados foram plotados sob a forma de gráficos de distribuição de tensões. Os autores concluíram que pinos de constituição metálica ou de zircônio promoveram maiores níveis de concentração de tensões nas estruturas dentais adjacentes e que pinos não-metálicos apresentaram propriedades mecânicas semelhantes à estrutura dental promovendo um melhor padrão de distribuição de tensões.

Perez et al.⁶³ (2006) avaliaram a influência da espessura de cimento na resistência adesiva ao *push-out* de sistemas de pinos de fibra de reforço à dentina intra-radicular. Foram selecionados 18 dentes humanos unirradiculares, que foram seccionados ao nível cervical de suas coroas, padronizando espécimes de 16 mm de comprimento. Os dentes foram tratados endodonticamente, preparados para receber pinos de quartzo (Light Post, Bisco). Os canais radiculares foram condicionados com ácido fosfórico por 30 segundos e utilizou-se o sistema adesivo de condicionamento ácido total (All Bond 2, Bisco). Os espécimes foram randomicamente divididos em 2 grupos: Grupo 1: pinos de fibra paralelos tamanho 3 cimentados com cimento resinoso dual (Duolink, Bisco) e Grupo 2: pinos de fibra paralelos tamanho 2 cimentados com o mesmo cimento que do grupo 1. Os espécimes foram seccionados transversalmente, obtendo-se 5 amostras com aproximadamente 1,5 mm de espessura. As espessuras de cimento foram observadas em microscópio óptico e medidas no software Image Tool 3.0 (Dental Diagnostics Science). Posteriormente, os espécimes foram submetidos ao teste de resistência adesiva ao *push-out* a uma velocidade de 1mm/min e os modos de falha foram analisados por meio da observação em MEV. As falhas foram classificadas em: tipo I: adesiva entre dentina e cimento, tipo II: adesiva entre cimento e pino, e

tipo III: coesiva no cimento. Os resultados demonstraram que não houve diferenças significativas entre os Grupos 1 e 2, porém as diferenças de espessuras de cimento foram estatisticamente significativas ($p < .0001$). O modo de falha mais observado foi do tipo II, indicando fraca adesão entre o pino e o cimento. Os autores concluíram que o aumento da espessura do cimento não influenciou na resistência adesiva do pino à dentina intra-radicular.

Sadek et al.⁶⁴ (2006) compararam a resistência adesiva interfacial dos pinos de fibra imediata e tardia (24 horas após a cimentação) unidos com diferentes cimentos resinosos e cimento fosfato de zinco. Selecionaram 25 dentes humanos anteriores extraídos, onde as coroas dos dentes foram removidas em uma máquina de corte Isomet (Buehler), seus canais radiculares foram tratados endodonticamente a um comprimento de 0,5 mm aquém de seus ápices. Os espécimes foram randomicamente divididos em 5 grupos. Um agente de união silano (Monobond-S, Ivoclar Vivadent) foi aplicado na superfície do pino de fibra de vidro, deixado por 60 segundos, e seco levemente com jatos de ar. Os cinco grupos experimentais foram preparados da seguinte forma: Grupo 1 – ácido fosfórico 32% + All Bond 2 (sistema adesivo convencional de três passos) + cimento resinoso Duo Link + fotoativação por 40 segundos; Grupo 2 – ácido fosfórico 37,5% + duas camadas do sistema adesivo Optibond Solo Plus 2 + cimento resinoso dual Nexus 2 (Kerr Dental) + fotoativação por 20 segundos; Grupo 3 – sistema adesivo autocondicionante e autopolimerizável Multilink (Ivoclar-Vivadent) + cimento resinoso Multilink; Grupo 4 – cimento resinoso dual autoadesivo RelyX Unicem (3M ESPE) + fotoativação por 20 segundos; Grupo 5 – cimento fosfato de zinco. Imediatamente após a presa dos materiais, cada dente foi seccionado transversalmente em 4 ou 5 discos de 1 mm de espessura usando uma máquina de corte Isomet com irrigação de água. A metade dos discos de cada dente foram submetidos ao teste de *push-out* de imediato ou após 24 horas de armazenamento em água destilada a 37°C e depois testados para avaliação da resistência interfacial ao *push-out*. O teste de *push-out* foi realizado a uma velocidade de 0.5 mm/min até o descolamento do segmento do pino. Os diferentes tipos de cimentos e tempos de teste foram afetados de forma significativa pela resistência interfacial dos pinos de fibra unidos aos canais radiculares, entretanto a interação entre esses dois fatores não foi significativa. O Optibond Solo Plus/Nexus e o cimento fosfato de zinco apresentaram as maiores resistências interfaciais. A resistência interfacial do Multilink foi comparável a dos grupos

mencionados e não diferiu significativamente do RelyX Unicem. O All Bond 2/Duo Link apresentou a menor resistência interfacial, a qual não foi diferente significativamente do Rely X Unicem. Os espécimes de todos os grupos testados após 24 horas exibiram maior resistência interfacial que os outros obtidos imediatamente após a adesão. Não foram encontradas diferenças para os espécimes unidos com cimento fosfato de zinco quando testados imediatamente ou após 24 horas. Os autores concluíram que a resistência adesiva pode aumentar durante as primeiras 24 horas, o que deve estar relacionado à futura polimerização do cimento resinoso, e que a resistência interfacial é predominantemente contribuída pela retenção friccional consequente da expansão higroscópica.

Teles et al.⁶⁵ (2006) analisaram por meio do método dos elementos finitos a distribuição das tensões causadas em dentes com e sem pinos intra-canais. Foi construído um modelo bi-dimensional de um incisivo central superior seccionado no sentido vestibulo-lingual. No programa MSC/Nastran 4.0 os modelos foram considerados isotrópicos, elásticos e contínuos. O modelo do grupo I foi gerado com um incisivo central superior de 26 mm, restaurado endodonticamente, com núcleo de resina composta, sem pino e coroa de porcelana pura; o modelo do grupo II foi gerado com um incisivo central superior de 26 mm, restaurado endodonticamente, com núcleo de resina composta e câmara pulpar preenchida com resina composta, com 2 mm para dentro do canal radicular e coroa de porcelana pura. Ambos os modelos apresentaram ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso. Foram determinadas as propriedades dos materiais (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson), aplicada uma força nas superfícies palatinas de 100 N a 45°. Os resultados demonstraram que houve tensões de tração nas superfícies palatinas e de compressão nas superfícies vestibulares. Detectou-se uma melhor distribuição de tensões dentro do canal do grupo I que do grupo II, mostrando que os pinos não reforçam a estrutura dentária, pois causam elevadas tensões nas paredes do canal. Quando avaliadas as paredes dentinárias dos canais, no grupo I houve uma distribuição mais uniforme que no grupo II, verificando que os pinos dentro do canal não aumentam sua resistência e podem levar à formação de fraturas iniciais ou da parede dentinária. Os autores concluíram que os pinos intra-canais não reforçam o elemento dental.

Bonfante⁶⁶ (2007) avaliou quantitativamente a continuidade da interface cimento/dentina de quatro cimentos resinosos com diferentes modos de

polimerização após a cimentação, após a imersão em solvente e após 3 meses de armazenamento em água por meio do MEV. Foram selecionados 40 incisivos bovinos, as coroas dos dentes foram removidas para obtenção de raízes de 15 mm de comprimento sendo tratadas endodonticamente. Foram realizados os preparos intra-radulares com brocas fornecidas pelo fabricante do pino Fibrekor (Jeneric Pentron). As raízes foram divididas em 4 grupos: Grupo 1: cimento resinoso autopolimerizável Multilink (Ivoclar Vivadent) + sistema adesivo Multilink (primer A e primer B); Grupo 2: cimento resinoso dual Variolink II (Ivoclar Vivadent) + ácido fosfórico 37% + sistema adesivo Excite DSC; Grupo 3: cimento resinoso dual Enforce (Dentsply) + ácido fosfórico 37% + sistema adesivo Prime&Bond + Self Cure Ativator; Grupo 4: cimento resinoso fotopolimerizável Enforce (Dentsply) + ácido fosfórico 37% + sistema adesivo Prime&Bond + Self Cure Ativator. Os cimentos foram introduzidos nos canais radulares com brocas Lentulo. As raízes foram armazenadas em recipientes plásticos escuros à temperatura de 37°C em estufa. Posteriormente, foram seccionadas no seu eixo longitudinal e polidas em politriz, levadas ao ultra-som por 10 minutos, polidas com pasta de polimento e levadas novamente ao ultra-som por 30 minutos. Os espécimes foram moldados para a confecção de réplicas de resina epóxi, para evitar que os vácuos criados pelo metalizador e pela câmara do MEV produzissem falhas entre a camada adesiva e o cimento. Os mesmos espécimes foram submetidos ao solvente Methyl Ethyl Ketone, reidratados em água destilada por 24 h e moldados novamente para obtenção de réplicas de resina epóxi. Para avaliação da deteriorização da interface cimento/dentina, os mesmos espécimes foram imersos em 10 mL de água deionizada durante três meses. Após esse período foram imersas no solvente por 20 minutos, reidratadas por 24 h, moldadas e obtidas réplicas de resina epóxi. As réplicas foram metalizadas e foram demarcadas duas linhas dividindo os terços cervical, médio e apical. Foi medido o perímetro total, após a cimentação, a imersão ao solvente e ao armazenamento em água. Os resultados das observações por meio do MEV permitiram o autor concluir que 48 h após a cimentação e a imersão em solvente os valores de continuidade adesiva permaneceram semelhantes para os cimentos Enforce dual e Enforce fotopolimerizável, sendo superiores aos dos cimentos Multilink e Variolink II e que após o armazenamento em água houve uma redução da continuidade adesiva para todos os cimentos. O autor ainda relatou ter encontrado bolhas de água no interior da camada de cimento, principalmente no

terço apical, o que pode refletir a afinidade dos sistemas adesivos pela água, permitindo a movimentação de fluidos da dentina para a camada adesiva, se comportando, portanto como membranas permeáveis após a polimerização. Outra evidência encontrada foi a continuidade adesiva entre cimento-pino na maioria das réplicas, relatando assim que o elo mais fraco é a interface cimento-dentina.

Castro et al.⁶⁷ (2007) investigaram a influência do tratamento dentinário na resistência adesiva de pinos de fibra fixados com diferentes cimentos. Selecionaram 72 raízes bovinas e realizaram o tratamento endodôntico das mesmas. Os tratamentos dentinários aplicados foram: controle (1), EDTA 24% (2) e ácido poliacrílico 11,5% (3). Para o procedimento de união utilizaram: cimento resinoso químico Cement-Post (CP) associado a adesivo autocondicionante, cimento resinoso autoadesivo Rely-X Unicem (RU) e cimento de ionômero de vidro Rely-X Luting (RL). Posteriormente, as raízes foram seccionadas transversalmente obtendo-se 2 discos por terço radicular com espessura de 1 mm. Foi realizado o ensaio de *push-out* a uma velocidade de 0,5 mm/min e foram obtidos os valores de resistência adesiva em função do terço radicular em MPa: RU: cervical 10,14 (4,08), médio 7,95 (3,52), apical 7,29 (3,98); RL: cervical 5,79 (2,73), médio 4,89 (2,67) e apical 3,76 (2,89); CP: cervical 7,67 (4,99), médio 3,76 (2,90) e apical 1,73 (1,93). Também obtiveram os valores de resistência adesiva em função do tratamento dentinário em MPa: RU: 1 - 9,66 (4,66), 2 - 6,64 (3,05), 3 - 9,09 (3,64); RL: 1 - 4,16 (2,23), 2 - 4,36 (3,51), 3 - 5,91 (2,42); CP: 1 - 6,16 (4,90), 2 - 3,25 (3,50), 3 - 3,76 (3,84). Os autores concluíram que o Cement-Post associado ao sistema adesivo autocondicionante não apresentou resistência adesiva homogênea em função da profundidade intraradicular e que o tratamento dentinário não influenciou na resistência adesiva dos cimentos Rely-X Unicem e Rely-X Luting.

Ceballos et al.⁶⁸ (2007) estudaram a microdureza e a interface adesiva de três tipos de cimentos resinosos: químico, fotoativado e dual. Foram realizados moldes metálicos de 14 mm de diâmetro e 1 mm de espessura, onde foram realizados os espécimes de cimentos resinosos. Os cimentos utilizados foram: Multilink (Ivoclar-Vivadent) autocondicionante e químico; Excite DSC (Ivoclar-Vivadent) dual; Variolink II (Ivoclar-Vivadent) fotoativado; Variolink II (Ivoclar-Vivadent) dual. Também foram cimentados pinos de fibra de vidro FRC Postec (Ivoclar-Vivadent) em dentes unirradiculares extraídos por razões periodontais com o auxílio do sistema adesivo autocondicionante Multilink primer A e B (Ivoclar-Vivadent) de acordo com os

seguintes grupos: Grupo 1 com sistema adesivo Multilink A e B e cimento Multilink e químico; Grupo 2 com condicionamento com ácido fosfórico 35% e cimento dual Excite DSC; Grupo 3 com cimento dual Variolink II; e Grupo 4 com cimento fotopolimerizável Variolink II. As amostras foram incluídas em blocos de resina e seccionadas longitudinalmente. As indentações foram realizadas nos espécimes em forma de disco em diferentes regiões dos cimentos usados para unir os pinos. Foram determinados os módulos de elasticidade e as durezas dos cimentos. Alguns espécimes foram selecionados para serem observados em MEV quanto à formação da camada híbrida e de *tags* de resina. De acordo com os resultados obtidos, o cimento químico Multilink apresentou os menores valores de resistência e dureza, embora sua capacidade de ser deformado sem dano ser superior que dos outros cimentos. O cimento fotoativado Variolink II é o mais resistente e mais duro, porém é frágil. O cimento dual Variolink II pareceu possuir a melhor combinação de propriedades. O Variolink II fotoativado não obteve bons resultados na região apical, enquanto o dual apresentou melhores valores, pois associa as propriedades dos cimentos químicos com os fotoativados. As observações em MEV permitiram observar que quando foi utilizado o sistema adesivo Multilink e o cimento resinoso, houve a formação de fendas descontínuas entre o cimento e a dentina, o que não foi observado para os outros cimentos. Nesse nível foram detectadas ausências de formação de *tags* de resina e várias bolhas foram encontradas no cimento. Na porção coronária média foram observados longos *tags* de resina. Quando o Excite DSC foi utilizado, foram observados longos *tags* de resina, prolongamentos laterais de adesivo, provavelmente devido à utilização do ácido fosfórico, que tem a capacidade de desmineralizar a dentina de forma mais adequada. Nas amostras onde se utilizou o Variolink II fotoativado, observou-se áreas de desunião na região apical devido à luz não ter chegado nas regiões mais profundas do canal, e *tags* de resina curtos, devido à sua alta viscosidade que restringiu sua fluidez no interior do canal radicular. Os pinos unidos com Variolink II dual foram totalmente cobertos pelo cimento e na interface dentina-cimento não foi visível o sistema adesivo por este não ter sido polimerizado previamente à introdução do cimento resinoso. Os autores concluíram que o ideal é obter uma fina camada de cimento e uma maior proximidade do pino e das superfícies dentinárias, pois isso permite maiores valores de dureza e de módulo de elasticidade, o que é bastante significativo para analisar a presença de fendas entre o cimento, o pino e a dentina. A ocorrência desse tipo de

defeito pode cancelar parcialmente as tensões de contração causadas pela polimerização.

Pasqualin et al.⁶⁹ (2007) verificaram a resistência à fratura de raízes reforçadas com pinos metálicos fundidos e pinos de fibra de vidro. Foram selecionados 50 incisivos centrais superiores, onde 10 receberam preparo coronário e 40 foram tratados endodonticamente e suas coroas foram seccionadas. Os dentes foram divididos em 5 grupos: Grupo I: controle, Grupo II: núcleo metálico fundido cilíndrico, Grupo III: núcleo metálico fundido cônico, Grupo IV: pino de fibra de vidro cilíndrico e Grupo V: pino de fibra de vidro cônico. Os núcleos metálicos fundidos foram cimentados com cimento fosfato de zinco e os pinos de fibra de vidro com Panvia F. Foi realizado o ensaio de compressão a 135° em relação ao longo eixo das raízes. Os autores concluíram que a geometria não influenciou na resistência à compressão dos dentes e que os pinos de fibra de vidro cilíndricos se apresentaram estatisticamente semelhantes aos controles, apresentando assim, maiores valores de resistência à fratura.

Pena et al.⁷⁰ (2007) avaliaram a profundidade de polimerização dos cimentos resinosos duais: Unicem, Variolink, Ecolink, Enforce, Rely-X ARC e Panavia F e do cimento resinoso químico Multilink. Foram confeccionadas 42 amostras e observada a dureza Knoop em três regiões: superficial, média e profunda. Os resultados demonstraram que todos os cimentos apresentaram menor dureza na região profunda que na superficial, exceto o cimento Multilink que não apresentou diferenças significativas entre as três regiões. Nas regiões superficial e média, o cimento Unicem apresentou maiores durezas que os demais cimentos. Na região profunda o Unicem e o Multilink apresentaram maiores durezas que o Ecolink. Os autores concluíram que a ativação química dos cimentos duais não foi capaz de produzir uma polimerização homogênea em toda extensão das amostras.

Perdigão et al.⁷¹ (2007) observaram se o diâmetro do pino e se as regiões intra-radulares influenciaram na resistência adesiva ao *push-out*. Foram selecionados 32 incisivos centrais superiores humanos, que foram tratados endodonticamente e cujas coroas foram removidas a 2 mm da junção cimento-esmalte. Foi realizada a remoção da guta-percha e o preparo dos canais com 8 mm de profundidade, então os dentes foram randomicamente divididos em 4 grupos de 8 espécimes cada: Grupo 1: canais preparados com brocas DT Light Post #1; Grupo 2: canais preparados com brocas DT Light Post #2; Grupo 3: canais preparados com

brocas DT Light Post #3; Grupo 4: canais preparados com brocas de Gates Glidden #6. Todos os canais foram condicionados com ácido fosfórico 32% por 15 segundos, aplicados o sistema adesivo One-Step (Bisco) e cimentados os pinos com o cimento resinoso autopolimerizável Post Cement Hi-X (Bisco). Os espécimes foram submetidos ao teste de *push-out* a uma velocidade de 1,0 mm/min em uma máquina universal de ensaios Instron 4204. Os valores de resistência adesiva foram calculados e comparados. Foram preparados dois dentes adicionais para cada grupo e seccionados da mesma maneira, moldados em polivinilsiloxano e realizadas réplicas de resina epóxi, desidratados, metalizados e observados em MEV (discos de dentina e réplicas). Os valores médios encontrados no teste de *push-out* não apresentaram diferenças estatísticas entre os grupos: Grupo 1: $15,7 \pm 6,9$ MPa; Grupo 2: $14,7 \pm 6,5$ MPa; Grupo 3: $14,0 \pm 5,0$ MPa; Grupo 4: $14,0 \pm 5,1$ MPa. No que se refere aos valores de resistência adesiva dos diferentes espaços intra-radiculares, observou-se que o terço coronário ($17,5 \pm 6,0$ MPa) apresentou diferenças estatísticas do terço apical ($12,3 \pm 6,0$ MPa), porém ambos não foram diferentes significativamente do terço médio ($14,0 \pm 5,3$ MPa). Para as observações em MEV pôde-se constatar que resíduos de guta-percha presentes no interior dos canais por dificuldades de acesso a algumas paredes pela broca em canais elípticos causaram a formação de fendas na interface dentina-resina, houve falhas adesivas em algumas regiões onde o adesivo não envolveu as fibras colágenas que foram expostas ao condicionamento ácido. Todos os espécimes apresentaram bolhas em suas camadas de cimento. Foi observada uma menor formação de *tags* de resina no terço apical. Concluiu-se que os diâmetros dos pinos não afetaram a resistência adesiva ao *push-out*, que a adesão do terço coronário do canal radicular foi melhor que do terço apical e que a guta-percha residual e a deficiente hibridização da dentina comprometem a adesão da dentina intra-radicular.

Silva et al.⁷² (2007) avaliaram três agentes cimentantes: cimento ionômero de vidro: Vitro cem (DFL), fosfato de zinco: Cimento de zinco (SS. White), fosfato de zinco com cobre: Red Copper Zinc Phosphate Cement (Cooley e Cooley Ltd. Houston) e cimento resinoso: Fill Magic Dual Cement (Vigodent) em relação a suas resistências ao cisalhamento por punção, à compressão e à tração diametral. Para o ensaio de cisalhamento foram confeccionados 10 espécimes cilíndricos de 14 mm de diâmetro por 1,5 mm de altura por meio de uma matriz de aço em forma de disco, para os ensaios de compressão axial e de tração diametral

foram confeccionados 10 espécimes também cilíndricos de 6 mm de altura por 4 mm de diâmetro por meio de uma matriz cilíndrica bipartida de politetrafluoretileno. Os ensaios foram realizados após 1 e 24 horas. Os resultados demonstraram que o cimento resinoso apresentou maiores resistências mecânicas aos três ensaios quando comparado com os outros cimentos. Os valores de resistência mais baixos foram apresentados pelo cimento de ionômero de vidro. No que se refere aos diferentes períodos de avaliação, para o teste de cisalhamento no período de 1h, o cimento resinoso apresentou maior valor médio e o cimento ionômero de vidro o menor valor. No período de 24 h os materiais que apresentaram resultados estatisticamente significativos quando realizada comparação com o período de 1h foram o cimento resinoso e o fosfato de zinco com cobre. Para o ensaio de compressão, o cimento resinoso e o cimento ionômero de vidro apresentaram valores estatisticamente significantes com relação aos dois períodos. No ensaio de tração diametral somente o cimento resinoso obteve valores significativos entre os dois períodos analisados.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho se propõe a:

- 1) Analisar de forma não-linear o mecanismo de cimentação de pinos intra-radiculares utilizando o MEF;
- 2) Avaliar o mecanismo de cimentação pela formação de fendas nas interfaces cimento-dentina e cimento-pino por meio de ensaio mecânico e modelo computacional baseado no MEF;
- 3) Analisar a correspondência entre o ensaio mecânico e o modelo computacional.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 SELEÇÃO DOS DENTES

Para realização deste estudo foram selecionados 15 pré-molares inferiores hígidos extraídos por motivos ortodônticos, com comprimento radicular de ± 15 mm e ausência de angulações radiculares muito acentuadas, obtidos por meio do Banco de Dentes do Centro de Ensino e Pesquisa Odontológica do Brasil (CEPOBRAS) e aprovado por meio do parecer nº 31/2006 pela Comissão de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Ponta Grossa – COEP - UEPG, tendo sido protocolado sob o número 06054/06, cujo documento de aprovação está apresentado no anexo.

4.2 PREPARO DOS DENTES

4.2.1 Tratamento Endodôntico

Os dentes foram preparados através de técnica de Ampliação Reversa de acordo com Batista e Sydney⁶⁶ (2000), tendo como máxima lima apical o instrumento # 50. A solução irrigadora foi o hipoclorito de sódio – 1%, tendo ao término do preparo, sido realizada irrigação com 10 mL de solução de EDTA – 17%, a qual permaneceu por 5 segundos preenchendo todo o canal, precedido de irrigação final com hipoclorito de sódio – 1%. O preparo cervical foi realizado com instrumentos TORPAN* da segunda série (# 50 e # 70), para dar a conicidade necessária ao preparo para o retentor intra-radicular. Em seguida, os canais foram secos com pontas de papel absorvente e obturados com técnica de híbrida de Tagger empregando cimento Endo-Fill. Com o emprego de calcadores modelo Paiva de diferentes diâmetros aquecidos ao rubro, o material obturador foi removido em quantidade suficiente para a colocação do retentor, deixando em média, 4 a 5 mm de material obturador na região apical.

* TORPAN (Dentsply-Maillefer).

4.2.2 Preparo do Canal Radicular

O preparo do canal radicular foi realizado para posterior fixação de um pino intra-radicular cônico Exacto (Angelus®) nº 2, cuja composição e características estão especificadas no Quadro 1, a seguir:

Figura	Diâmetro	1,45 mm
	Comprimento	17 mm
	Composição	Fibras de vidro 87% Resina Epóxica 13% Filamento interno (0,2 mm) aço inoxidável

Figura 1 – Pino Exacto (Angelus®)

Quadro 1 - Especificações do Fabricante do Pino de Fibra de Vidro Cônico Exacto (Angelus®)

O preparo foi realizado com brocas nº 2 fornecidas pelo fabricante adaptadas em um aparelho de baixa rotação sendo alargados para adaptação do pino em fibras de vidro nº 2*. Em seguida, os pinos foram posicionados, provados no interior dos canais e cortados de acordo com o comprimento pré-determinado com auxílio de pontas diamantadas em alta rotação, umedecendo e girando-os durante o corte.

* Exacto Angelus (Lote nº 5398).

4.2.3 Cimentação dos Pinos

Para o procedimento de cimentação foram utilizados os materiais especificados no Quadro 2, a seguir:

Figura	Material/Fabricante	Composição**
 Figura 2–Agente Silano *	Silano (Angelus®) (Londrina – Brasil)	y-metacrilosipropil-trimethoxisilano monofuncional (MPS) e etanol
 Figura 3– Sistema Adesivo Multilink® ***	Multilink (Ivoclar – Vivadent) (Schann/Liechtenstein)	Primer A - solução aquosa de iniciadores Primer B-HEMA e monômeros de ácido fosfônico e de ácido acrílico
 Figura 4 – Cimento Resinoso Químico Cement Post (Angelus®) ****	Cement-Post (Angelus®) (Londrina – Brasil)	Catalisador- cerâmica de vidro de bário, sílica pirogênica, Bis-GMA, TEDMA, peróxido de benzoíla e estabilizantes. Base- cerâmica de vidro de bário, sílica pirogênica, Bis-GMA, TEDMA, BHT, aceleradores de polimerização e pigmentos.

Quadro 2 - Materiais Utilizados, Fabricantes e Composição

O procedimento de cimentação adesiva foi realizado conforme as instruções do fabricante, isto é, o preparo do conduto incluiu as seguintes etapas: aplicação de solução de EDTA 17% por 3 min para remoção das raspas de dentina, irrigação com solução fisiológica, secagem com cones de papel absorvente. Em seguida,

* Agente de união silano (Lote no. 6425).

** Especificações do fabricante.

*** Sistema Adesivo dentinário autopolimerizável de um passo (Lote nº H22436).

**** Cimento resinoso químico – Base (Lote nº 6425).

aplicação do sistema adesivo autopolimerizável e autocondicionante Multilink (Ivoclar Vivadent), misturando o primer A e B deixando agir por 15 segundos, remoção dos excessos do sistema adesivo com cones de papel para impedir a permanência de poças de material no final do canal. A limpeza do pino foi realizada com álcool 70%, secando com jatos de ar, aplicando-se o silano (Angelus®) por 1 minuto, realizando a secagem com jatos de ar e aplicação do sistema adesivo autopolimerizável Multilink (Ivoclar Vivadent) misturando e deixando agir por 15 segundos. Posteriormente, o cimento resinoso Cement-Post (Angelus®) foi manipulado de forma a dispensar em uma placa de vidro porções iguais de pasta base e catalisadora, as quais foram espatuladas com uma espátula plástica por 10 segundos e levadas ao interior dos canais com uma seringa Centrix, os pinos foram posicionados e inseridos no interior dos canais de maneira mais central possível para manter uma espesura uniforme de cimento circunferencial e mantidos sob pressão por 3 minutos, aguardando-se o período de polimerização química de 5 minutos. Em seguida, os dentes foram transferidos e mantidos em recipiente escuro com umidade relativa em uma estufa* a 37°C por 24 horas.

4.2.4 Termociclagem dos Dentes

Posteriormente, os dentes foram submetidos à termociclagem à 5°C ± 2°C e 55°C ± 2°C em água, com tempo de permanência de 15 segundos em cada temperatura, realizando um total de 500 ciclos.



Figura 5 – Máquina de Termociclagem

* Estufa Bacteriológica Retilínea, modelo 002/3 nº 149.430, 220 voltz, 260 KW, Fanem Ltda, Indústria Brasileira, S.Paulo Brasil, Patentes nº 32683, 210441.

4.3 RADIOGRAFIA

Foram realizadas radiografias periapicais* dos dentes para determinar a localização de onde seria realizado o primeiro corte das amostras na região apical.

4.4 PREPARO DAS AMOSTRAS

Foram obtidas 45 amostras oriundas de cortes transversais dos dentes realizados em uma máquina de cortes universal** (Fig.6), iniciados do ápice radicular, eliminando-se $5 \pm 0,1$ mm de porção radicular onde se localizava o remanescente de guta-percha (selamento apical), para cervical. Foram realizados 3 cortes perpendiculares ao longo eixo dos dentes de modo a obter 3 discos de dentina com espessura de $3 \pm 0,1$ mm, sendo das porções apical, média e cervical da raiz (Figs.7, 8 e 9). Em seguida, os discos foram submetidos a um aparelho ultrassônico próprio para limpeza durante 10 minutos e suas superfícies condicionadas com ácido fosfórico por 15 segundos, visando a remoção dos debris oriundos dos cortes. Após foram armazenados em umidade relativa em uma estufa a 37°C durante 24 horas.



Figura 6 – Máquina de Corte Isomet (Buehler)

* AGFA DENTUS M2 Comfort – Heraeus Kulzer GMBH. Lote nº R40144107.

** Isomet 1000 Precision Saw (Buehler), modelo 112180 (nº de Série 614 – IPS – 02381), freq 47-63 Hz.

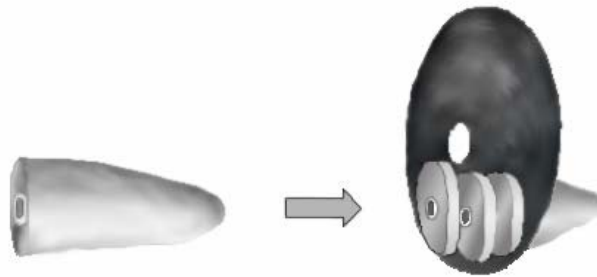


Figura 7 - Esquema do Corte dos Discos



Figura 8 - Dente Cortado

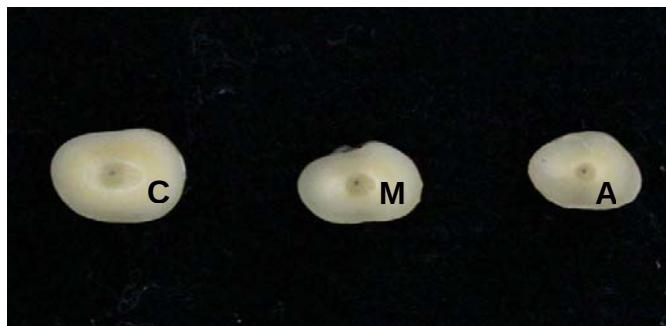


Figura 9 – Discos de Dentina (Cervical-C, Médio- M e Apical- A)

4.4.1 ENSAIO MECÂNICO

Os discos de dentina foram moldados com silicone de adição Adhesil^{*} pastas base e leve (Fig.10) e os moldes (Fig.11) vazados em resina epóxi Fiberglass^{**} para obtenção de réplicas de resina epóxica anteriores ao ensaio mecânico. Os discos de dentina foram levados a uma Máquina de Ensaio Universal^{***} para serem submetidos ao teste de compressão (Fig.13). Foram interpostos a uma placa circular de aço inoxidável de 20 cm de diâmetro por 2,54 cm de espessura e um parafuso

^{*} Vigodent – Pasta Base (Lote nº 019/06).

- Pasta Light body (Lote nº 009/06)

^{**} Casa do Silicone - Resina Epóxi CMR – 028/I (Lote nº 18343).

- Endurecedor CME – 252 (Lote nº 18342).

^{***} AG-I Shimadzu - Modelo Autograph – Série nº 90416.

sestavado (92 mm de comprimento, 27 mm diâmetro do hexágono, 11,5 mm de espessura do hexágono, 17,5 mm de diâmetro da rosca e 18 mm de diâmetro intermediário), com uma carga de 220 N a uma velocidade de 0,2 mm/min com uma angulação de 90°. Após o teste mecânico, os discos foram novamente levados a uma cuba ultra-sônica durante 10 minutos e condicionados com ácido fosfórico por 15 segundos para a remoção de debris, e em seguida, novamente moldados com silicone de adição Adhesil pastas base e leve e os moldes vazados com resina epóxica Fiberglass para a realização das réplicas dos discos de dentina posterior ao ensaio mecânico.



Figura 10 - Moldagem do Disco



Figura 11 - Molde do Disco



Figura 12 - Réplicas do Disco

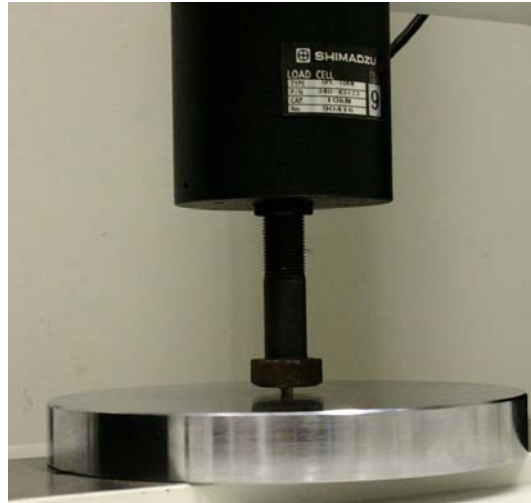


Figura 13 - Disco de Dentina Posicionado para o Ensaio de Compressão

4.4.2 Microscopia Eletrônica de Varredura

Todas as réplicas foram submetidas incorporação da liga áurica* para serem transformadas em materiais eletricamente condutivos (Figura 14). Realizou-se uma cobertura de liga de ouro e paládio com o intuito de tornar as amostras mais condutivas, melhorando a emissão de elétrons secundários, que é o sinal mais utilizado no processo de formação da imagem da superfície desses materiais (Figura 15). Posteriormente, as amostras foram observadas em Microscopia Eletrônica de Varredura (Figura 16), onde pode-se observar a formação fendas nas interfaces dentina-cimento e cimento-pino posteriormente ao ensaio mecânico.



Figura 14 – Máquina de Metalização

* Shimadzu – Modelo IC-50.



Figura 15 - Réplicas Metalizadas

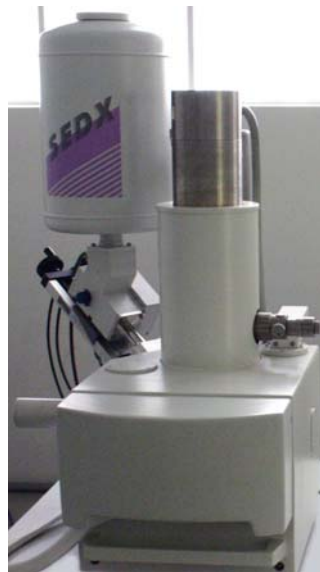


Figura 16 – Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV)

4.5 ENSAIOS MECÂNICOS PARA O MODELO NUMÉRICO DE ELEMENTOS FINITOS

4.5.1 Ensaio de Resistência Flexural do Pino em Fibra de Vidro

Foram selecionados pinos em fibras de vidro Exacto (Angelus®)* recentemente lançados no mercado nacional e que possuem um filamento metálico em seu interior visando permitir sua visualização radiográfica. Para o teste de resistência flexural foram utilizados 10 pinos Exacto número 2 de diâmetro intermediário de 1,45 mm e comprimento de 17 mm (Quadro 1). O teste foi realizado de acordo com a ISO 10477** modificada. Os espécimes foram medidos com um paquímetro digital*** (comprimento e diâmetro) e submetidos ao teste de resistência flexural de três pontos em uma Máquina de Ensaio Universal****. Os pinos foram dispostos horizontalmente sobre os suportes de flexão e, em seguida a máquina foi acionada com uma velocidade constante de $0,5 \pm 0,1$ mm/min (velocidade de carregamento) com uma célula de carga Shimadzu de 10 KN. A porção móvel da máquina incidiu sob o braço fixo, atingindo perpendicularmente os pinos em suas regiões centrais até o ponto de fratura completa do corpo-de-prova.



Figura 17 – Máquina de Ensaio Universal AG-I Shimadzu Autograph com Célula de Carga de 10 KN

* Exacto Angelus (Lote nº 5398).

** International – Dentistry – Polymer-based crown and bridge materials : 1992.

*** Mitutoyo Digimatic Caliper.

**** AG-I Shimadzu - Modelo Autograph – Série nº 90416, freq 60 Hz.



Figura 18 – Mensuração do Comprimento dos Pinos com Paquímetro

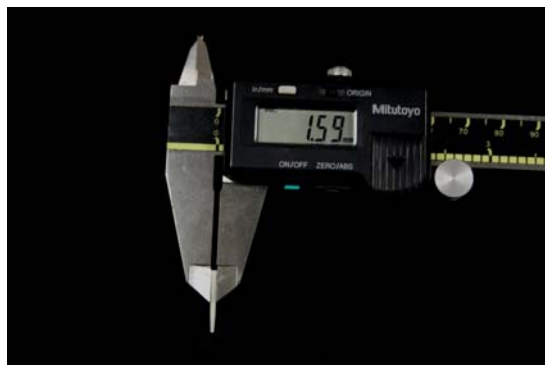


Figura 19 – Mensuração do Diâmetro dos Pinos com Paquímetro



Figura 20 – Corpo-de-prova posicionado Ensaio de Resistência Flexural

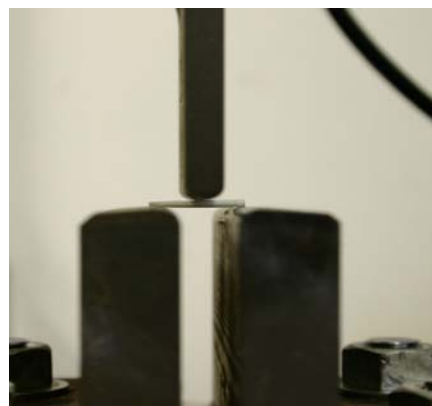


Figura 21 – Visão Aproximada do Dispositivo para Teste de Resistência Flexural dos Pinos

4.5.2 Ensaio de Compressão do Cimento Resinoso

Foram confeccionadas 10 matrizes de nylon cilíndricas com diâmetro de 4 mm e altura de 8 mm para a obtenção dos corpos-de-prova para realização do teste de compressão do cimento resinoso de polimerização química Cement-Post (Angelus®)*. As matrizes de nylon foram posicionadas sobre uma placa de vidro, isoladas com glicerina. As pastas base e catalisadora do cimento foram dosadas em seringas descartáveis em porções iguais, manipuladas, aplicadas nas matrizes e cobertas com placa de vidro também isolada, onde foram mantidas por 24 horas. Em seguida, os cilindros de cimento resinoso foram removidos das matrizes, armazenados em recipiente com umidade relativa, medidos suas dimensões com um

* Cement-Post (Angelus®) – Lote nº 6425.

paquímetro digital^{**} não sendo utilizados na pesquisa corpos-de-prova defeituosos (falhas detectáveis a olho nu – porosidades e fraturas). Em seguida, foram testados à compressão em uma Máquina de Ensaio Universal^{***} com uma célula de carga Shimadzu de 10 KN até falharem de acordo com a ASTM D 695-02^{****}. O teste de compressão do cimento resinoso foi realizado para a obtenção da força de ruptura do cimento à compressão.



Figura 22 – Matriz de Nylon Cilíndrica para o Ensaio de Compressão do Cimento Resinoso

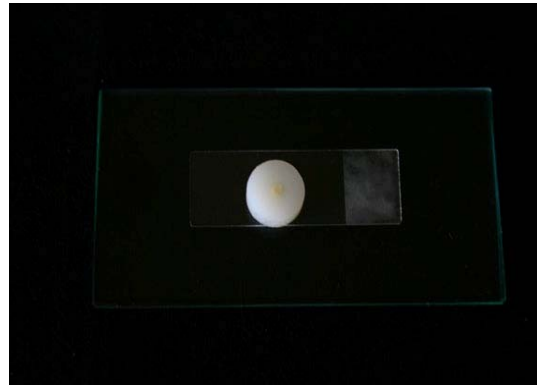


Figura 23 – Sobreposição de Placas de Vidro após Isolamento da Matriz e o Preenchimento da Matriz com Cimento Resinoso



Figura 24– Obtenção dos Corpos-de-prova Cilíndricos de Cimento Resinoso

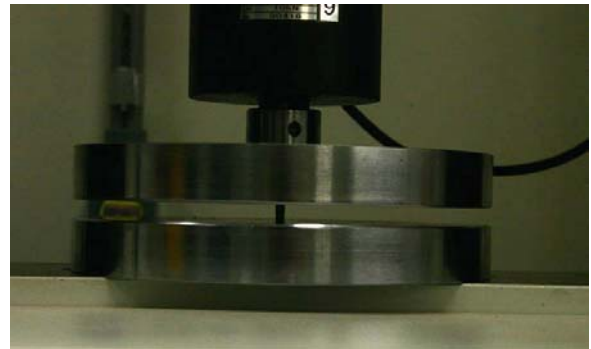


Figura 25 – Máquina de Ensaio Universal AG-I Shimadzu Autograph

^{**} Mitutoyo Digimatic Caliper.

^{***} AG-I Shimadzu - Modelo Autograph – Série nº 90416, freq 60 Hz.

^{****} Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics.

4.5.3 Ensaio de Tração do Cimento Resinoso

Foram confeccionados 5 corpos-de-prova de cimento Cement-Post (Angelus®)* com o formato de ampulheta por meio de moldes de silicone de adição realizados a partir da moldagem de um espécime já existente de material plástico (comprimento total da ampulheta de 77 mm; comprimento da porção central da ampulheta de 14,50 mm; espessura de 2,05 mm; largura das extremidades da ampulheta de 6 mm; largura do centro da ampulheta de 2 mm). Para a confecção dos corpos-de-prova, foram manipuladas as pastas base e catalisadora dosadas em seringas descartáveis de 3 mL e introduzidas no interior dos moldes isolados com glicerina. As amostras foram removidas dos moldes, armazenadas em umidade relativa por 24 horas, medidas de acordo com seu comprimento e espessura e submetidas ao teste de resistência à tração em uma Máquina de Ensaio Universal Instron** com uma célula de carga de 100N a ASTM D 638M – 96*** a uma velocidade de 1,0 mm/min até a falha ocorrer, com as garras do equipamento a uma distância de 20 mm entre si.

* Cement-Post (Lote nº 6425).

** Instron 4467 H1960 England – freq 47/63 Hz.

*** Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics (Metric).

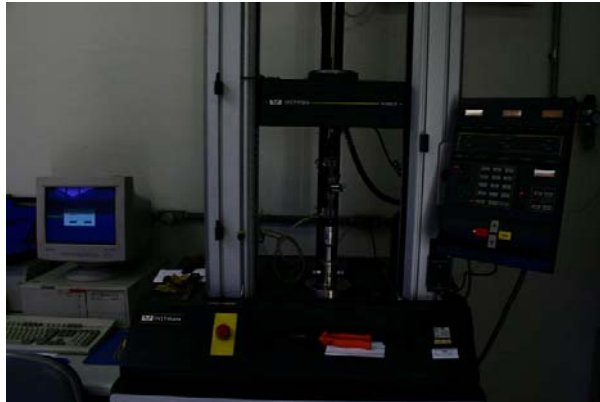


Figura 26 – Máquina de Ensaio Universal Instron

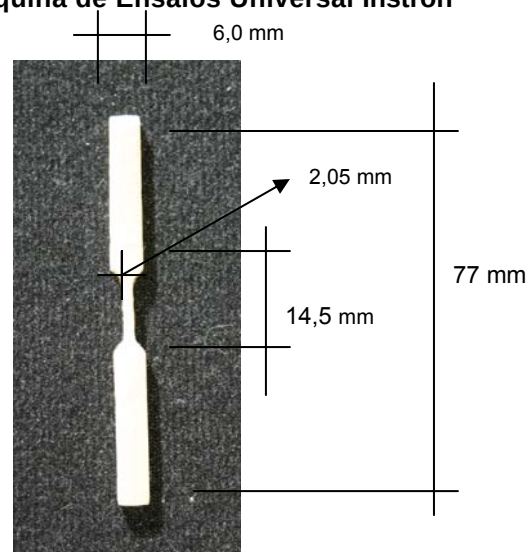


Figura 27 - Corpo-de-prova do Cimento Resinoso



Figura 28 – Corpo-de-prova posicionado para o Ensaio de Tração do Cimento Resinoso

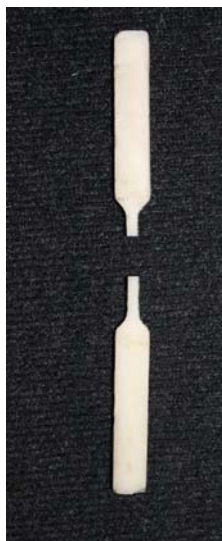


Figura 29 – Ruptura do Corpo-de-prova submetido à Tração

4.5.4 Ensaio de Resistência Flexural do Cimento Resinoso

Foram confeccionados 10 corpos-de-prova de cimento Cement-Post (Angelus®)* a partir de matrizes metálicas retangulares de dimensões 25 X 2 X 2 mm. As matrizes foram isoladas com glicerina, porções iguais de pastas base e catalisadora dosadas em seringas descartáveis de 3 mL foram manipuladas em uma placa de vidro, inseridas nas matrizes e cobertas com uma lâmina de vidro. Os espécimes de cimento foram removidos das matrizes, armazenados em umidade relativa durante 24 horas, medidos com uma paquímetro digital** e submetidos ao ensaio de resistência flexural. O ensaio foi realizado em uma Máquina de Ensaio Universal*** a uma velocidade de 0,5 mm/min segundo a ISO 10477****.

* Cement-Post Angelus (Lote nº 6425).

** Mitutoyo Digimatic Caliper.

*** AG-I Shimadzu - Modelo Autograph – Série nº 90416, freq 60 Hz.

**** International – Dentistry – Polymer-based crown and bridge materials: 1992.



Figura 30 – Matriz Metálica Bipartida para Confeção do Corpo-de-prova

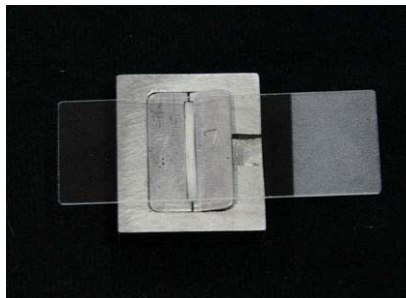


Figura 31 – Matriz Preenchida com Cimento Resinoso e Coberta com Lâmina de Vidro

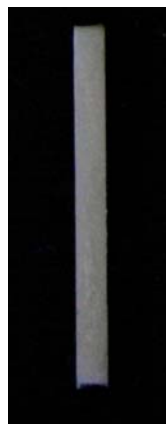


Figura 32 – Corpo-de-prova de Cimento Resinoso



Figura 33 – Corpo-de-prova posicionado para Ensaio de Resistência Flexural

4.6 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

A simulação computacional foi realizada utilizando-se o Método dos Elementos Finitos. Para a obtenção do modelo CAD, partiu-se de imagens fotográficas (Figura 34) e de microscopia eletrônica de varredura das porções superiores dos discos de dentina cervical (Figura 35), médio (Figura 36) e apical (Figura 37) respectivamente, as quais foram exportadas para o Programa AutoCAD 2007, onde se construíram modelos bi-dimensionais dos discos de dentina (Figuras 38 e 39) incluindo os seguintes elementos: dentina, pino e cimento. Com o auxílio do mesmo programa foram determinadas as conicidades dos discos de dentina e do cimento para serem realizados modelos bi-dimensionais das porções inferiores dos discos de dentina. Posteriormente, foram encontradas as cotas dos pontos e essas exportadas para o programa Excel, onde determinou-se a escala real dos modelos. Os dados foram exportados para um “bloco notas” e para o programa ANSYS® versão 10.0. No programa de Elementos Finitos foram determinadas as linhas, áreas e volumes (Figuras 40, 41 e 42) obtendo-se os modelos tri-dimensionais. Foram fornecidas as propriedades dos materiais de acordo com o que se obteve neste estudo por meio dos ensaios mecânicos do pino e do cimento resinoso químico.

As propriedades do módulo de elasticidade e coeficientes de Poisson dos demais materiais foram obtidas de dados da literatura, e são apresentados na Tabela 5.

Vale a pena lembrar alguns conceitos como de Módulo de elasticidade que é a razão entre a tensão e a deformação exercidas sobre um material, ou seja, é o grau de rigidez que um determinado material possui. Quanto maior o valor do módulo de elasticidade, mais rígido é o material.

Coeficiente de Poisson é quando um corpo é submetido á uma força de compressão no sentido vertical, ocorre uma redução das dimensões no sentido vertical e um alongamento do corpo no sentido horizontal.

Foram analisados vários tipos de malhas com refinamentos em diferentes regiões até encontrar malhas mais adequadas para a distribuição de tensões a ser realizada. As malhas foram compostas no disco cervical com 50.526 elementos (Figura 43), no disco médio com 48.832 elementos (Figura 44) e no disco apical com 31.800 elementos (Figura 45). Para os modelos de discos

cervical e médio, utilizou-se dois tipos de elementos hexaédricos tridimensionais, lineares de oito nós: SOLID45 e SOLID65, com três graus de liberdade por nó e propriedades isotrópicas, sendo que o segundo, foi utilizado para simular o cimento resinoso, incorporando a possibilidade de ruptura. A superfície de ruptura condiciona à fissuração ou ao esmagamento, nesta situação a superfície é baseada no critério de Willam-Warnke. A fissuração ocorre quando qualquer uma das componentes de tensão principal for de tração e atingir a superfície de ruptura. O esmagamento será determinado também quando alguma das três componentes das tensões principais atingir a superfície de ruptura, porém quando esse componente for de compressão. As tensões principais atuantes numa certa direção se anulam bruscamente assim que é atingida a superfície de ruptura, isto é, o elemento não simula o amolecimento. O processo de fissuração é representado por meio de fissura dispersa, e coeficientes de transferência de tensão de cisalhamento controlam a redução de rigidez nos planos fissurados (Ansys help topics). Para o modelo do disco apical utilizou-se apenas elementos hexaédricos tridimensionais, lineares de oito nós: SOLID45, com três graus de liberdade por nó e propriedades isotrópicas, pelo motivo de o cimento ter se apresentado com uma espessura muito reduzida. Devido a essa condição, foi realizado um modelo tri-dimensional contendo dentina, pino e contato fazendo as vezes do cimento, possuindo um coeficiente de fricção de 0,8% entre dentina e pino. Quanto às condições de contorno, adotou-se uma adesão perfeita entre os materiais, restringindo-se a região central da porção inferior do modelo e sendo aplicada uma carga compressiva uniforme distribuída sobre toda a superfície do disco (em todos os materiais) com uma resultante de 220 N.

Para a resolução do sistema de equações não lineares utilizou-se o algoritmo de Newton Raphson Modificado, onde a fatoração e atualização da matriz de rigidez são realizadas a certos intervalos de interações, com o limite de 25 interações para cada sub-incremento com uma tolerância de 0,1% para o controle de convergência, segundo normas de deslocamento. Devido à lentidão verificada nos processos interativos, foi utilizado o acelerador de convergência Line Search, que atua escolhendo um escalar que multiplicado pelo vetor unitário torna mínima a energia potencial, encontrando dessa forma uma melhor aproximação para a solução (Ansys help topics). Foram coletados os resultados das primeiras (σ_1), segundas (σ_2) e terceiras (σ_3) tensões principais nos discos

de dentina cervical, médio e apical e no cimento desses discos, das deformações, bem como as tensões nos eixos X, Y e Z do disco cervical.



Figura 34 – Fotografia das Porções Superiores dos Discos de Dentina

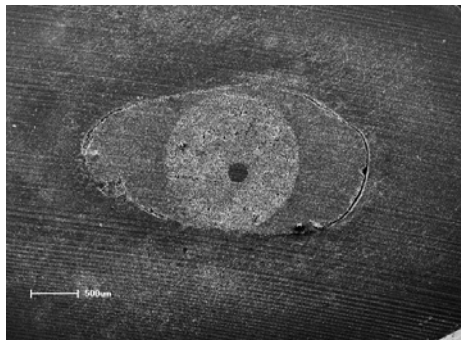


Figura 35 – Fotomicrografia (20X) da Porção Superior do Disco de Dentina Cervical

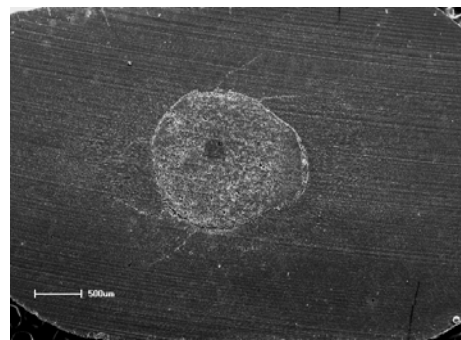


Figura 36 – Fotomicrografia (20X) da Porção Superior do Disco de Dentina Médio

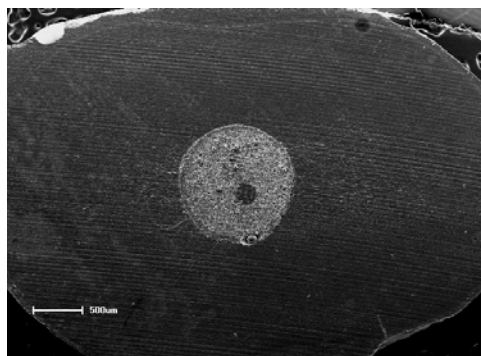


Figura 37– Fotomicrografia (20X) da Porção Superior do Disco de Dentina Apical

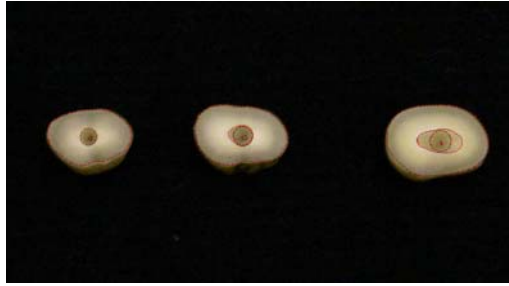


Figura 38 – Modelos Planos sendo Confeccionados Sobre as Imagens Fotográficas dos Discos de Dentina no Programa Auto-CAD 2007

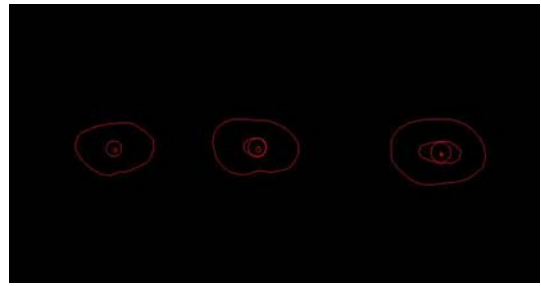


Figura 39 – Modelos Planos Confeccionados no Programa Auto-CAD 2007

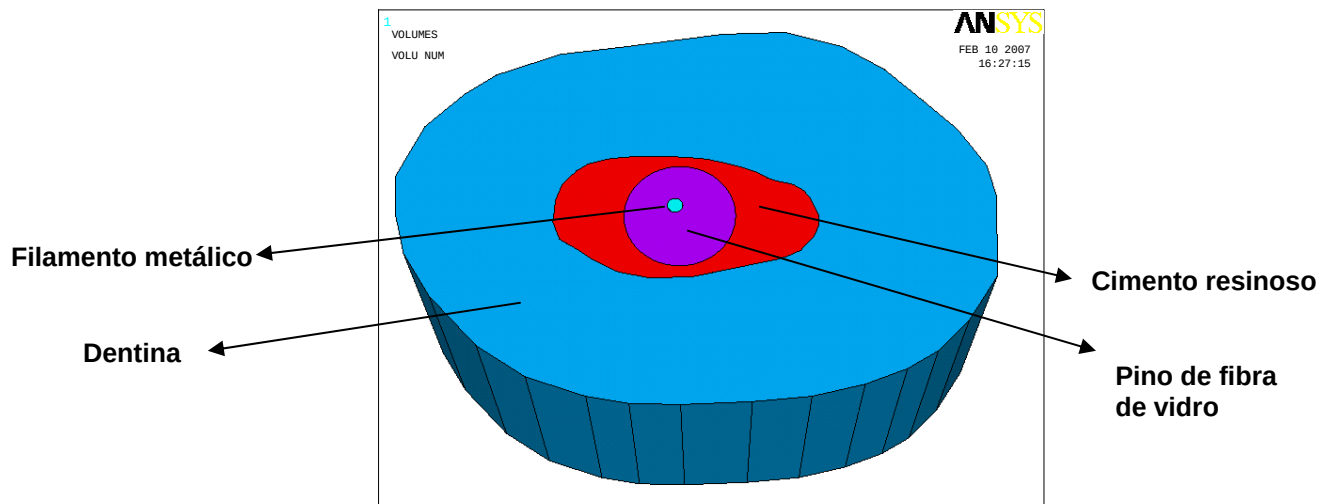


Figura 40 - Modelo Sólido Tri-dimensional do Disco Cervical e seus componentes

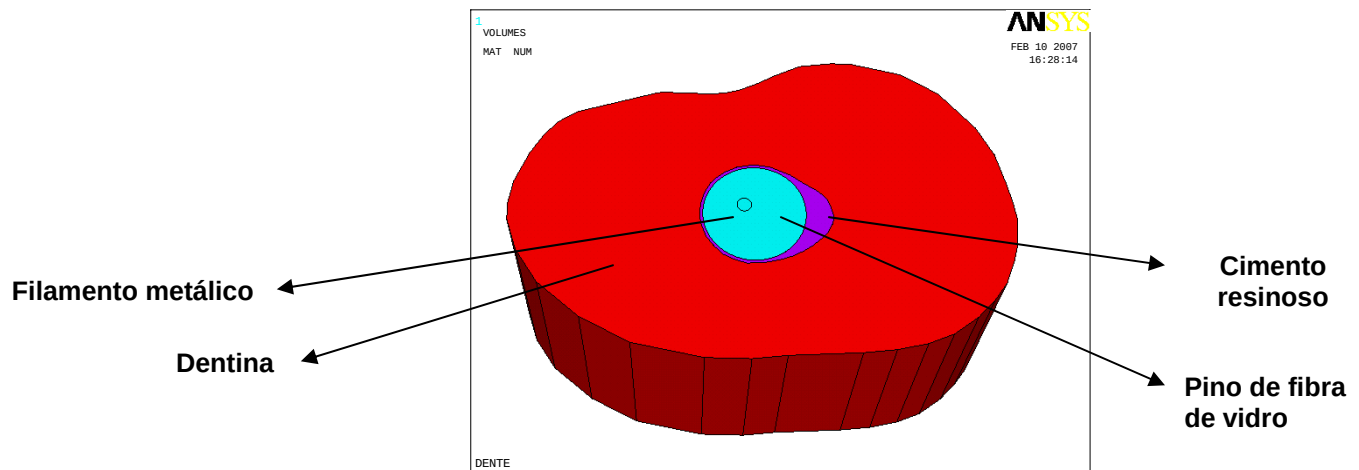


Figura 41 - Modelo Sólido Tri-dimensional do Disco Médio e seus componentes

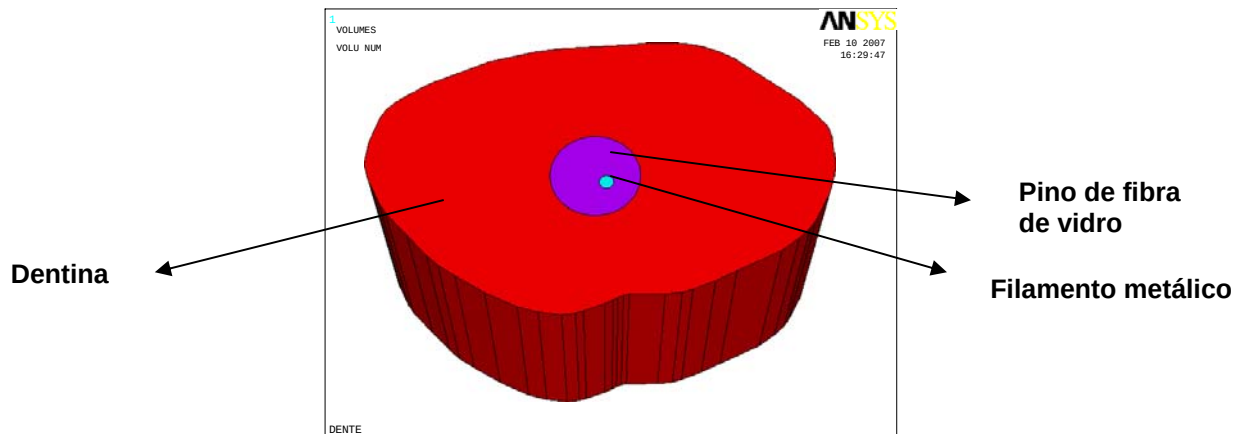


Figura 42 - Modelo Sólido Tri-dimensional do Disco Apical e seus componentes

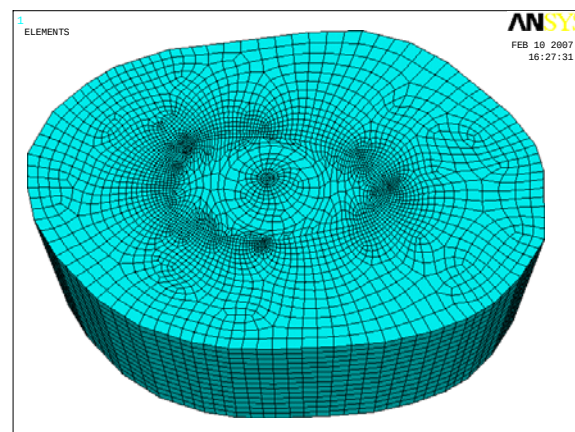


Figura 43- Malha do Disco Cervical com 50.526 Elementos Hexaédricos Tri-dimensionais, Lineares de 8 Nós

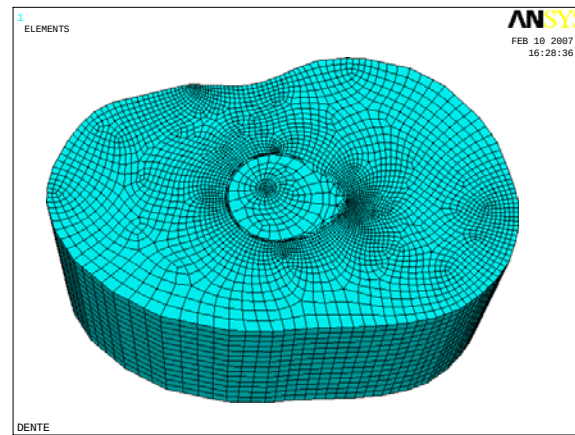


Figura 44 - Malha do Disco Médio com 48.832 Elementos Hexaédricos Tri-dimensionais, Lineares de 8 Nós

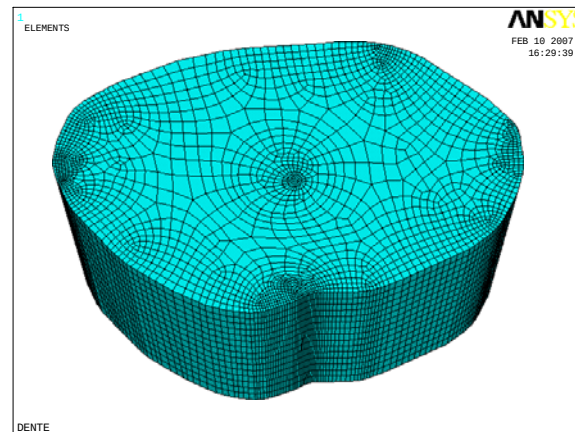


Figura 45 - Malha do Disco Apical com 31.800 Elementos Hexaédricos Tri-dimensionais, Lineares de 8 Nós

4.7 PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO DOS TESTES PRELIMINARES

Os dados obtidos em cada ensaio mecânico foram submetidos a análise estatística.

4.7.1 Ensaio de Resistência Flexural do Pino de Fibra de Vidro

Os valores médios do módulo de elasticidade (GPa) estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1 - Módulo de Elasticidade do Pino Exacto (Angelus®)	
Unidades	Módulo de Elasticidade (GPa)
1	80.2584
2	81.5996
3	90.8056
4	84.9432
5	76.4570
6	89.7208
7	87.8607
8	86.5887
9	88.2408
10	91.7518
Média (dp)	85.822 (4,97)

O valor médio do módulo de elasticidade obtido por meio do teste de resistência flexural foi $85,82 \pm 4,97$ GPa (Tabela 1).

4.7.2 Ensaio de Compressão do Cimento Resinoso

Os valores médios de tensão de ruptura à compressão (MPa) estão dispostos na Tabela 2.

Tabela 2 – Tensão de Ruptura à Compressão do Cimento Resinoso Químico Cement-Post (Angelus®)

Unidades	Tensão de Ruptura à compressão do cimento Cement-Post (MPa)
1	109.812
2	130.681
3	99.3823
4	155.290
5	92.3745
6	82.9993
7	162.263
8	93.7870
9	103.913
10	150.212
Média (dp)	118.071(29,11)

A média obtida das tensões de ruptura do teste de compressão foi de $118,07 \pm 29,11$ MPa (Tabela 2).

4.7.3 Ensaio de Tração do Cimento Resinoso

Os valores médios de tensão de ruptura à tração estão descritos na Tabela 3.

Tabela 3 – Tensão de Ruptura à Tração do Cimento Resinoso Químico Cement-Post (Angelus®)

Unidades	Tensão de Ruptura à tração do cimento Cement-Post (MPa)
1	48.105
2	35.720
3	40.033
4	31.566
5	34.090
Média (dp)	37,902 (6,48)

Por meio desse teste foi obtida a média das tensões de ruptura à tração dos espécimes de Cement-Post que foi de $37,90 \pm 6,48$ MPa (Tabela 3).

4.7.4 Ensaio de Resistência Flexural do Cimento Resinoso

Os valores médios do módulo de elasticidade flexural do cimento resinoso químico estão descritos na Tabela 4.

Tabela 4 - Módulo de Elasticidade Flexural do Cimento Resinoso Químico Cement-Post (Angelus®)

Tabela 4. Módulo de elasticidade flexural do cimento resinoso químico Cement-Post (Angelus®)

Unidades	Módulo de Elasticidade (GPa)
1	3.15
2	3.56
3	4.79
4	4.12
5	2.98
6	4.55
7	5.31
8	6.69
9	4.55
10	4.13
Média (dp)	4.41 (1,15)

Por meio desse ensaio foi obtido o valor médio de módulo de elasticidade do cimento de $4,41 \pm 1,15$ GPa (Tabela 4).

Tabela 5 - Propriedades dos Materiais Utilizados nas Simulações Numéricas

Tipo de Material	Módulo de Elasticidade ou de Young (GPa)	Coefficiente de Poisson	Tensão máxima de ruptura à tração (MPa)	Tensão máxima de ruptura à compressão (MPa)	Referência
Pino	85,82	*0,33	--	--	*Nash et al. ¹⁸ (1998)
Cimento resinoso	4,41	*0,24	37,90	118,07	*Seymour et al. ²⁹ (2001)
Dentina	*18,60	*0,31	--	--	*Ko et al. ¹⁴ (1992)

4.8 ANÁLISES ESTATÍSTICAS

Foi realizada uma análise estatística por meio do programa GraphPad Prism versão 5, onde as amostras foram consideradas relacionadas pareadas, porém com dados não condizentes com uma distribuição normal foram avaliadas comparando os grupos experimentais antes e depois da realização do ensaio de compressão dos discos de dentina, utilizando-se o teste não paramétrico de Wilcoxon.

Nas comparações realizadas entre as medidas das fendas (μm) nos discos cervical, médio e apical antes do ensaio de compressão utilizou-se o teste de Kruskal-Wallis. Optou-se por um teste não-paramétrico, pois os dados não apresentavam distribuição normal e equivalência entre suas variâncias. Caso fosse observada diferença significativa entre os grupos, seria aplicado o teste de múltiplas comparações de Dunn, para identificar onde residem as diferenças.

Nas comparações entre as medidas das fendas (μm) nos discos cervical, médio e apical depois do ensaio de compressão utilizou-se os mesmos testes das amostras anteriormente citadas.

5 RESULTADOS

5.1 ENSAIO MECÂNICO DOS DISCOS DE DENTINA

5.1.1 Análise Qualitativa

5.1.1.1 Interface Dentina-Cimento

Para avaliação qualitativa da presença ou ausência de fendas nos discos de dentina (cervical, médio e apical) na interface dentina-cimento das diferentes faces (mesial, distal, vestibular e lingual) os dados foram descritos sob a forma de porcentagens no Gráfico 1:

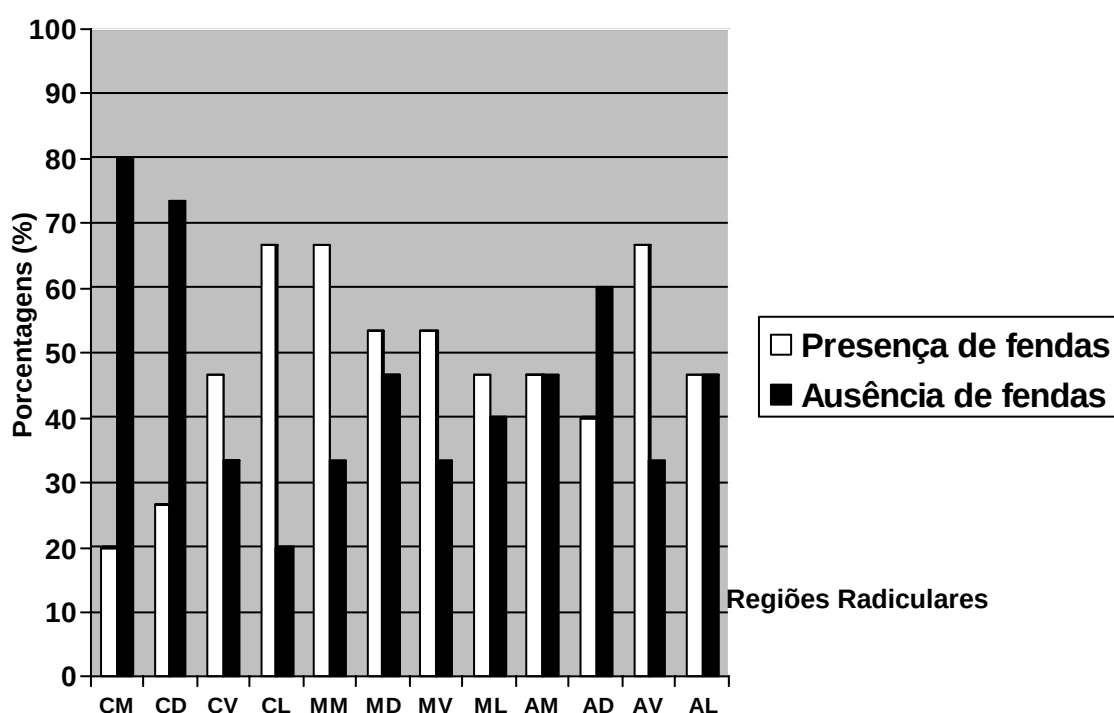


Gráfico 1 - Percentual (%) da Presença ou Ausência de Fenda Previamente ao Ensaio Mecânico de Compressão dos Discos nas Faces Mesial, Distal, Vestibular e Lingual das Regiões Radiculares Cervical, Média e Apical

Os grupos dos discos cervical face vestibular dos elementos dentários 2, 7 e 9, cervical face lingual do elemento dentário 3 e 12, médio face vestibular do elemento dentário 2 e 7, médio face lingual dos elementos dentários 2 e 3, apical face mesial do elemento dentário 3, apical face lingual do elemento dentário 3 apresentaram bolhas que não permitiram observar a presença ou ausência de fendas.

Nas Figuras 46 e 47 pode-se observar a ausência e a presença de fendas previamente à realização do ensaio mecânico de compressão em algumas regiões radiculares.

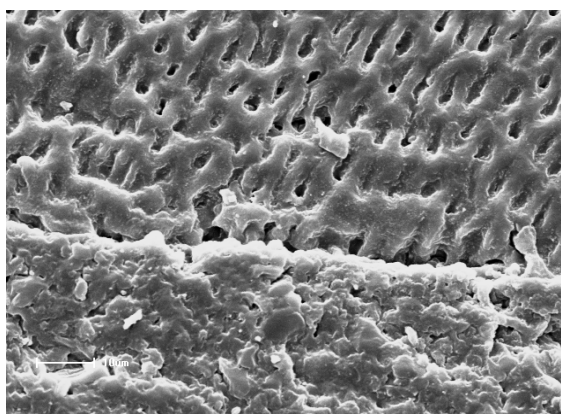


Figura 46 - Ausência de Fenda

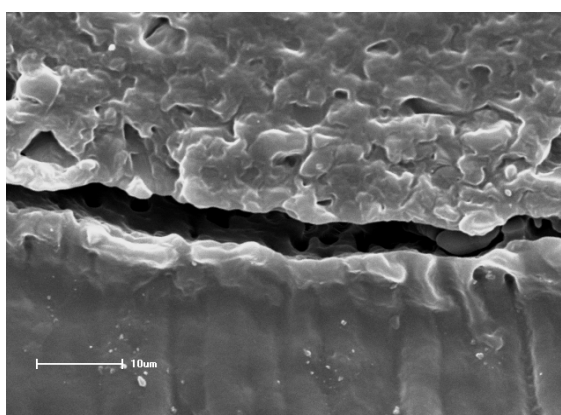


Figura 47 - Presença de Fenda

Os dados relativos à presença ou ausência de fenda na interface dentina-cimento posterior ao ensaio de compressão das amostras estão descritos sob a forma de porcentagens no Gráfico 2.

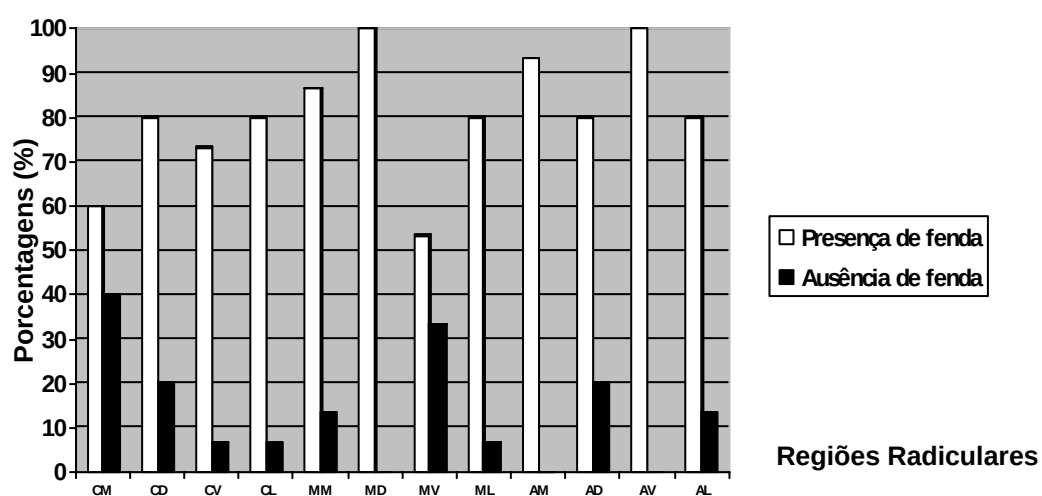


Gráfico 2 - Percentual (%) da Presença ou Ausência de Abertura de Fenda na Interface Dentina-Cimento depois do Ensaio Mecânico de Compressão dos Discos Cervical, Médio e Apical nas Faces Mesial, Distal, Vestibular e Lingual

Os grupos dos discos cervical face vestibular dos elementos dentários 2, 7 e 9, cervical face lingual do elemento dentário 3 e 12, médio face vestibular do elemento dentário 2 e 7, médio face lingual dos elementos dentários 2 e 3, apical face mesial do elemento dentário 3, apical face lingual do elemento dentário 3 apresentaram bolhas que não permitiram observar a presença ou ausência de abertura de fendas após o ensaio de compressão.

As Figuras 48 e 49; 50 e 51; 52 e 53 ilustram o comportamento das interfaces dentina-cimento antes e após o ensaio de compressão.

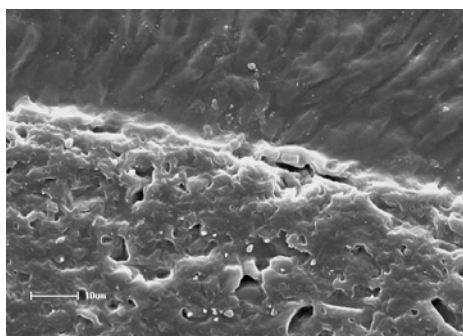


Figura 48 - Fotomicrografia (1000X) demonstrando Ausência de Fenda antes do Ensaio de Compressão

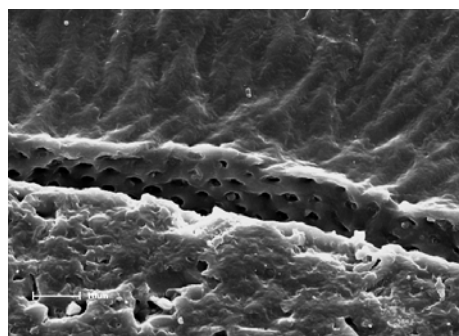


Figura 49 - Fotomicrografia (1000X) representando Abertura de Fenda após o Ensaio de Compressão

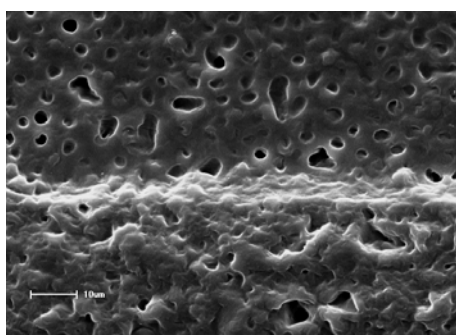


Figura 50- Fotomicrografia (1000X) demonstrando Ausência de Fenda antes do Ensaio de Compressão

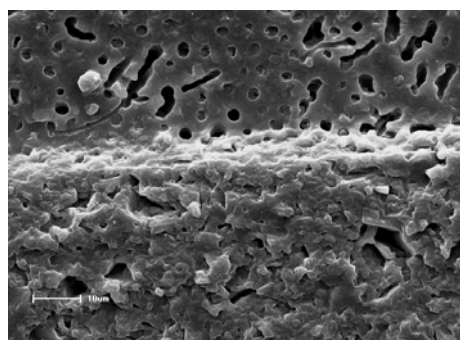


Figura 51- Fotomicrografia (1000X) representando a Não Abertura de Fenda após o Ensaio de Compressão

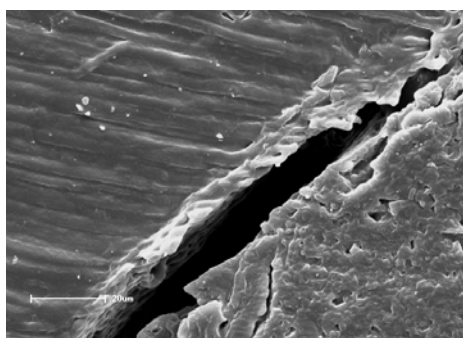


Figura 52- Fotomicrografia (800X) demonstrando a Presença de Fenda antes do Ensaio de Compressão

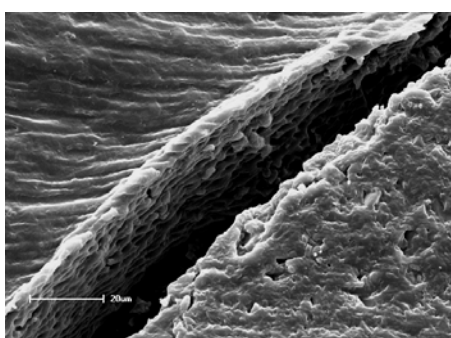


Figura 53- Fotomicrografia (800X) demonstrando a Abertura da Fenda Pré-existente após o Ensaio de Compressão

5.1.1.2 Interface Cimento-Pino

Os dados obtidos qualitativamente por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) da presença ou ausência de fenda na interface cimento-pino na superfície superior de cada disco de dentina (cervical, médio e apical) após o ensaio mecânico de compressão estão descritos no Quadro 8 e no Gráfico 6:

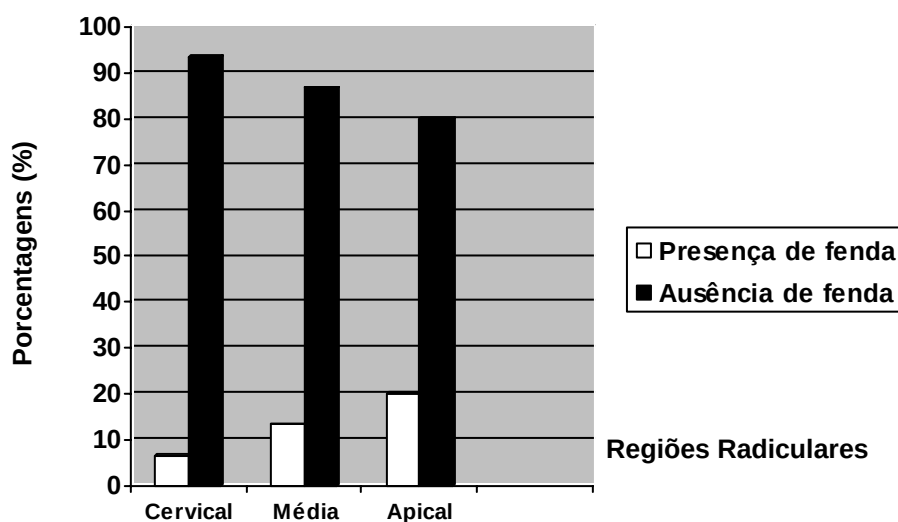


Gráfico 3- Resultados do Percentual (%) da Presença ou Ausência de Fenda na Interface Cimento-Pino para as Regiões Cervical, Média e Apical da Raiz

As Figuras 54, 55, 56 e 57 representam a presença ou não de fenda na interface cimento-pino após o ensaio mecânico de compressão.

fenda

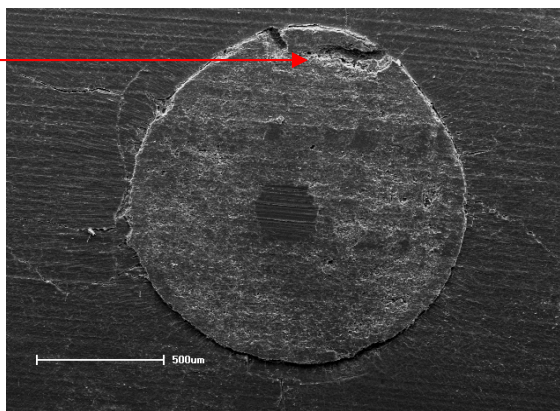


Figura 54 - Presença de Fenda na Interface Cimento-Pino

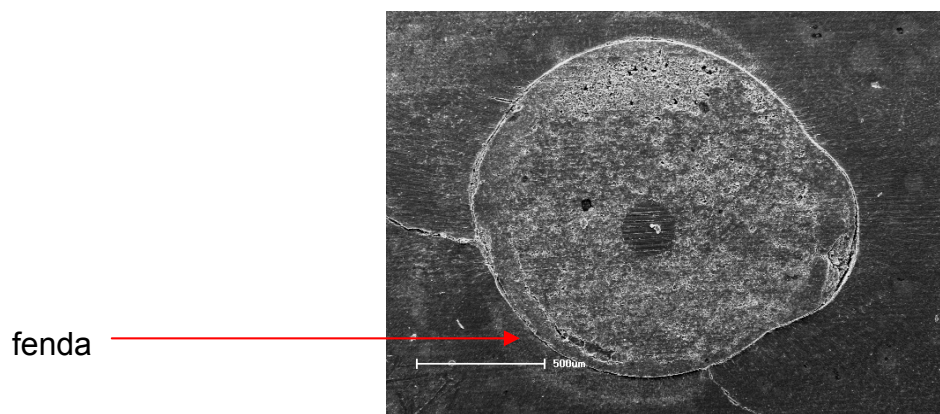


Figura 55- Presença de Fenda na Interface Cimento-Pino

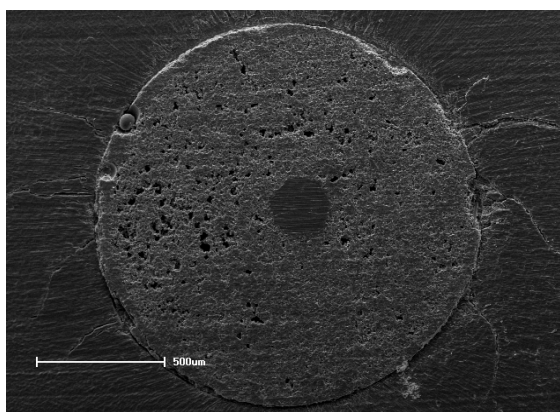


Figura 56 - Ausência de Fenda na Interface Cimento-Pino

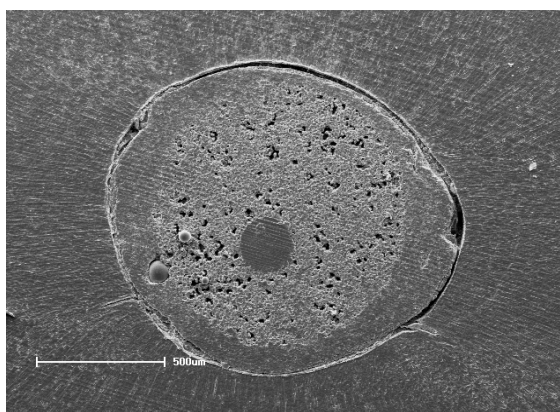


Figura 57 - Ausência de Fenda na Interface Cimento-Pino

5.1.2 Análise Quantitativa

A análise realizada comparando os valores de fendas (μm) antes e depois do ensaio de compressão dos discos de dentina utilizando-se o teste não paramétrico de Wilcoxon está expressa no Gráfico 3:

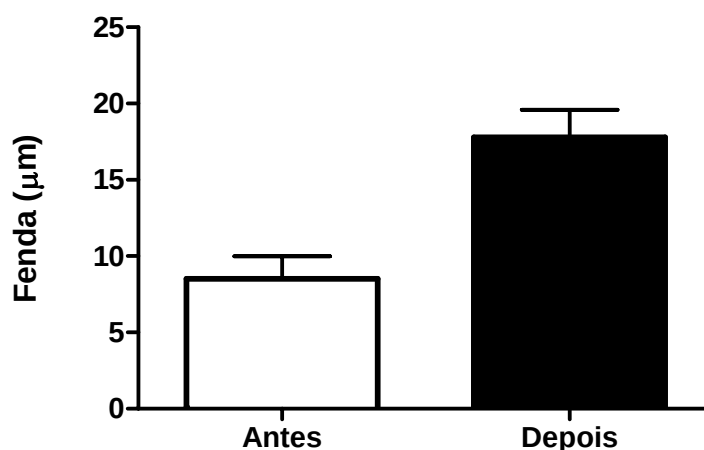


Gráfico 4 – Média (Erro padrão) dos Valores de Fenda na Interface Dentina-Cimento antes e depois do Ensaio de Compressão dos Discos de Dentina (cervical, médio e apical). $p < 0.0001$, Diferenças Significativas - Teste de Wilcoxon

Observou-se por meio do teste de Wilcoxon que os grupos experimentais de fendas em discos de dentina antes e depois do ensaio de compressão apresentaram diferenças estatísticas $p < 0,0001$.

Na análise estatística realizada comparando-se as medidas das fendas (µm) nos discos cervical, médio e apical antes da realização do ensaio de compressão estão descritos no Gráfico 4.

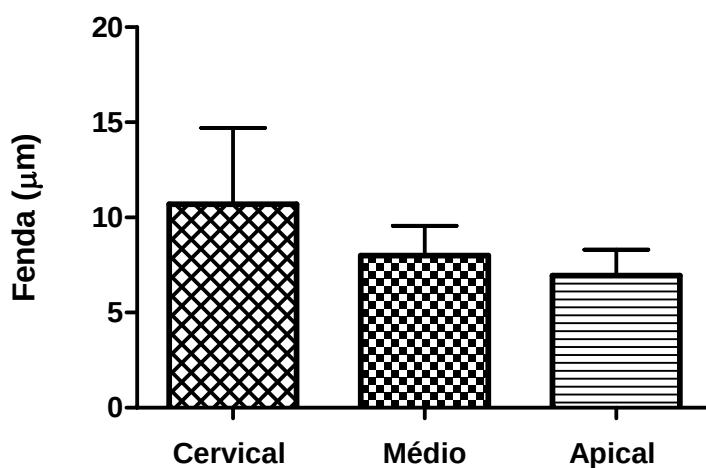


Gráfico 5 – Média (Erro padrão) dos Valores de Fenda na Interface Dentina-Cimento Comparando os Discos Cervical, Médio e Apical Antes do Ensaio de Compressão. $p = 0,4304$ - Teste de Kruskal-Wallis e Teste de Múltiplas Comparações de Dunn.

Observou-se por meio do teste de Kruskal-Wallis e teste de múltiplas comparações de Dunn que os grupos experimentais de fendas em discos de dentina cervical, médio e apical antes do ensaio de compressão não apresentaram diferenças estatísticas $p = 0,4304$.

Na análise estatística realizada comparando-se as medidas das fendas (μm) nos discos cervical, médio e apical depois da realização do ensaio de compressão estão descritos no Gráfico 5.

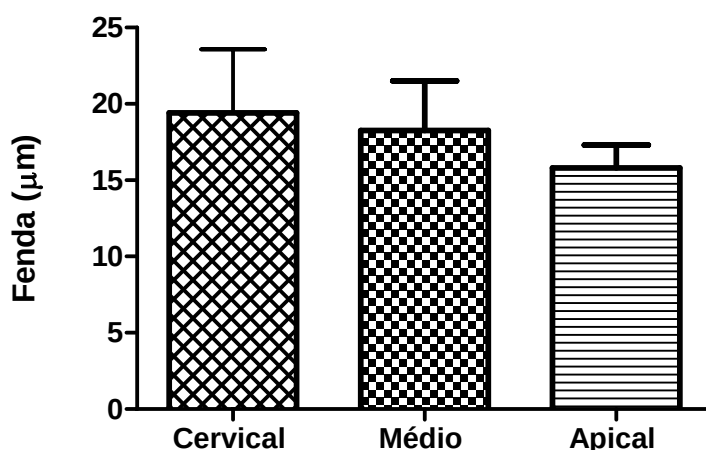


Gráfico 6 – Média (Erro padrão) dos Valores de Fenda na Interface Dentina-Cimento Comparando os Discos Cervical, Médio e Apical depois do Ensaio de Compressão. $p = 0,7766$ - Teste de Kruskal-Wallis e Teste de Múltiplas Comparações de Dunn.

Observou-se por meio do teste de Kruskal-Wallis e teste de múltiplas comparações de Dunn que os grupos experimentais de fendas em discos de dentina cervical, médio e apical depois do ensaio de compressão não apresentaram diferenças estatísticas $p = 0,7766$.

A formação de fendas foi observada por meio do Microscópio Eletrônico de Varredura com um aumento de 1000X. Estas foram medidas na interface dentina-cimento em pontos pré-determinados (μm). Desta maneira os resultados foram quantitativos contínuos e medidos por meio do Programa Image Tool descritos nos Quadros 3, 4, 5 e 6 cujos valores originais encontram-se no apêndice.

5.1.3 Análise dos Discos Obtidos de Dentina do Elemento Dentário selecionado para Simulação Computacional

O elemento dentário 8, que foi selecionado para a simulação computacional apresentou na interface dentina-cimento na região cervical da raiz fenda prévia ao ensaio mecânico na face vestibular (Figura 64), o que não ocorreu para as faces lingual (Figura 60) mesial (Figura 61) e distal (Figura 66). Porém houve maior abertura de fenda na interface dentina-cimento após a realização do ensaio de compressão de todas as faces vestibular (Figura 65), lingual (Figura 61) e distal (Figura 67), mas não para a face mesial (Figura 63). Pode-se observar na Figura 68 que não houve formação de fenda na interface cimento-pino após o ensaio de compressão.

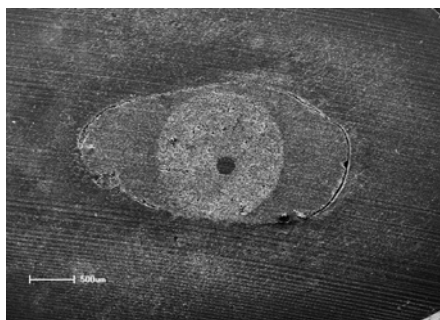


Figura 58 - Fotomicrografia (20X) do Dente 8 da Porção Superior do Disco Cervical antes do Ensaio de Compressão

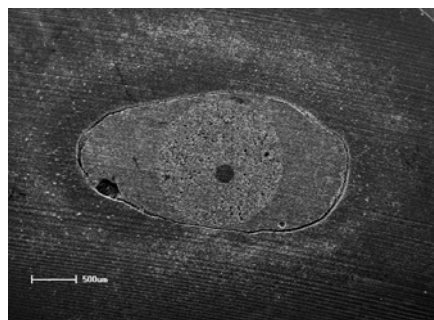


Figura 59 - Fotomicrografia (20X) do Dente 8 da Porção Superior do Disco Cervical após o Ensaio de Compressão

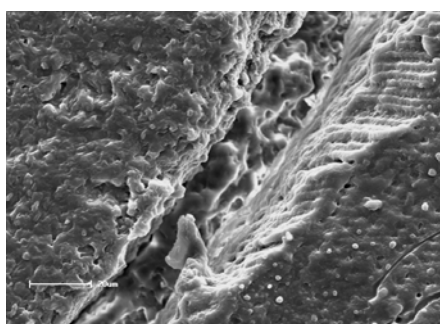


Figura 60- Fotomicrografia (1000X) da Face Lingual do Dente 8 (disco cervical) antes do Ensaio de Compressão

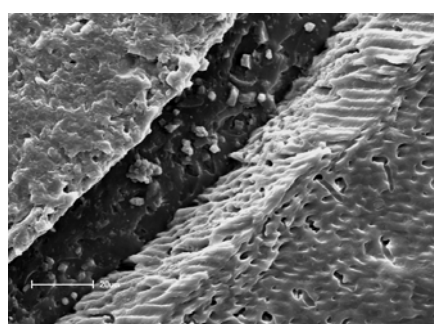


Figura 61- Fotomicrografia (1000X) da Face Lingual do Dente 8 (disco cervical) após o Ensaio de Compressão

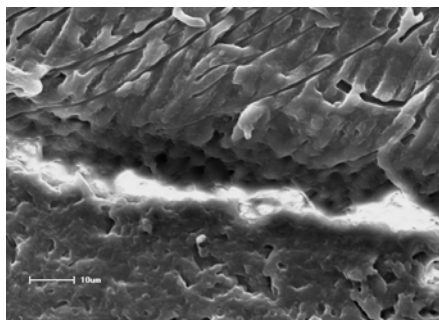


Figura 62- Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial do Dente 8 (disco cervical) antes do Ensaio de Compressão

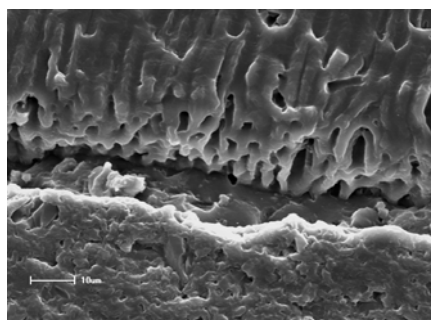


Figura 63- Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial do Dente 8 (disco cervical) após o Ensaio de Compressão

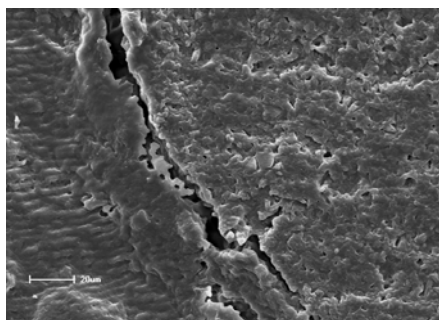


Figura 64 - Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular do Dente 8 (disco cervical) antes do Ensaio de Compressão

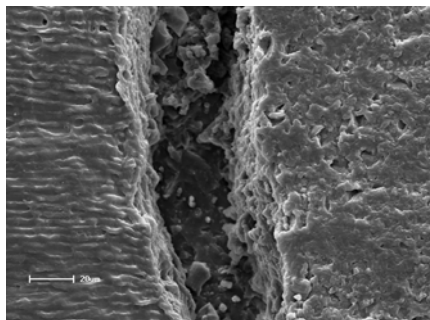


Figura 65- Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular do Dente 8 (disco cervical) após o Ensaio de Compressão

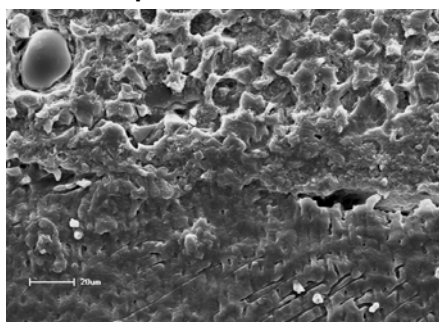


Figura 66- Fotomicrografia (1000X) da Face Distal do Dente 8 (disco cervical) antes do Ensaio de Compressão

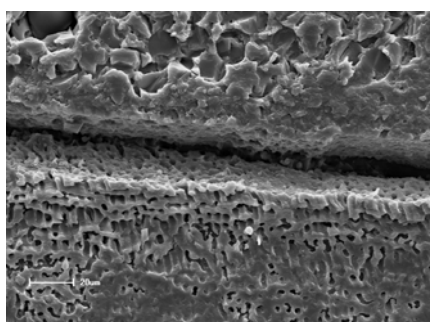


Figura 67 - Fotomicrografia (1000X) da Face Distal do Dente 8 (disco cervical) após o Ensaio de Compressão

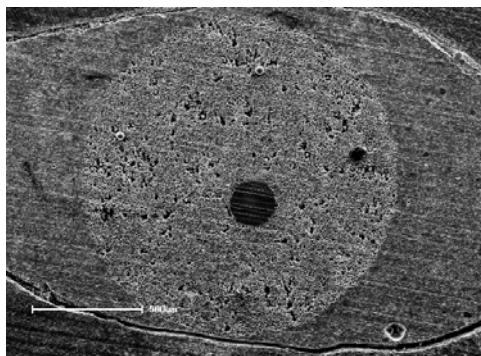


Figura 68- Fotomicrografia (45X) do Dente 8 (disco cervical) após o Ensaio de Compressão

A região média radicular do elemento dentário 8 apresentou fenda prévia ao ensaio mecânico nas faces lingual (Figura 71) e vestibular (Figura 75), o que não ocorreu para as faces mesial (Figura 73) e distal (Figura 77). Porém, houve abertura maior de fenda na interface dentina-cimento após a realização do ensaio de compressão de todas as faces vestibular (Figura 75), lingual (Figura 72), mesial (Figura 74) e distal (Figura 78). Pode-se observar na Figura 79 que houve abertura maior de fenda na interface cimento-pino após o ensaio de compressão.

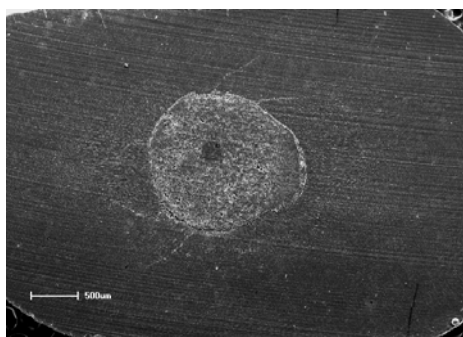


Figura 69 - Fotomicrografia (20X) do Disco Médio do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão

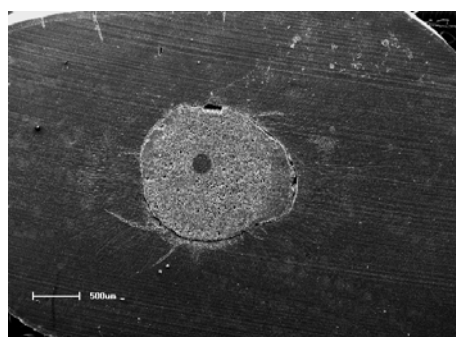


Figura 70- Fotomicrografia (20X) do Disco Médio do Dente 8 após o Ensaio de Compressão

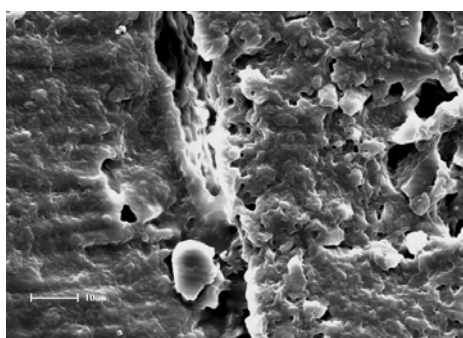


Figura 71- Fotomicrografia (1000X) da Face Lingual do Dente 8 (disco médio) antes do Ensaio de Compressão

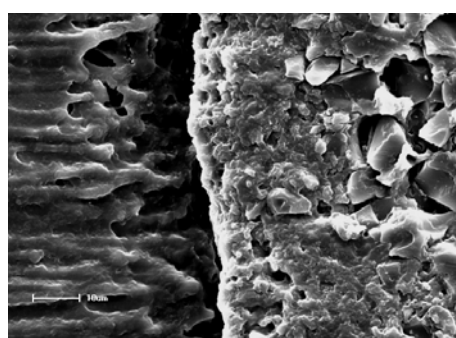


Figura 72- Fotomicrografia (1000X) da Face Lingual do Dente 8 (disco médio) após o Ensaio de Compressão

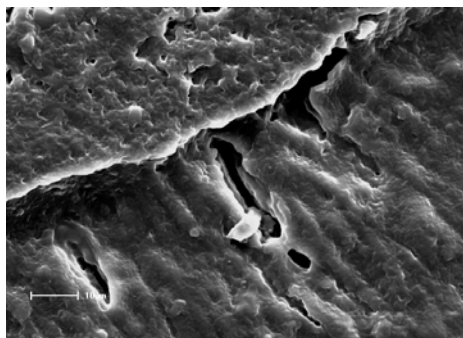


Figura 73 - Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial do Dente 8 (disco médio) antes do Ensaio de Compressão

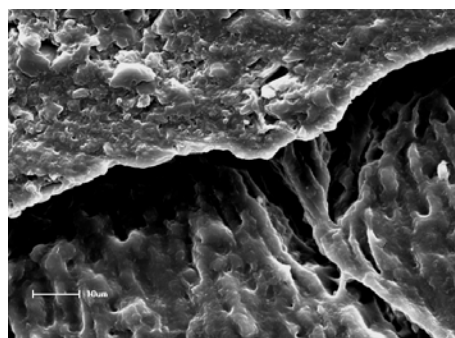


Figura 74 - Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial do Dente 8 (disco médio) após o Ensaio de Compressão

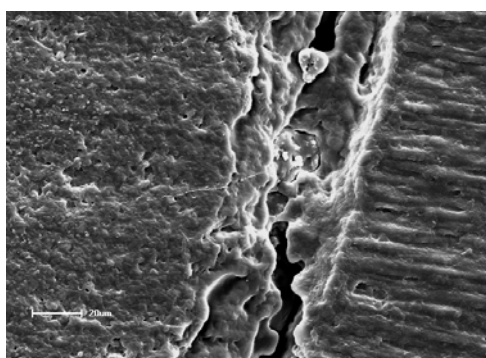


Figura 75- Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular (disco médio) do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão

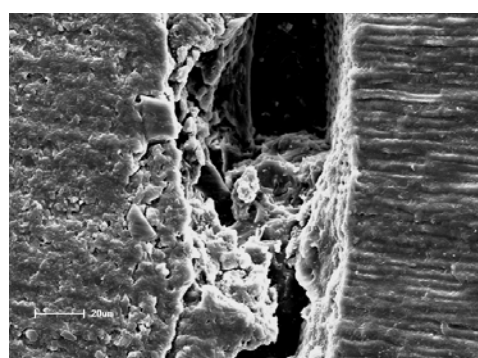


Figura 76- Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular (disco médio) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão

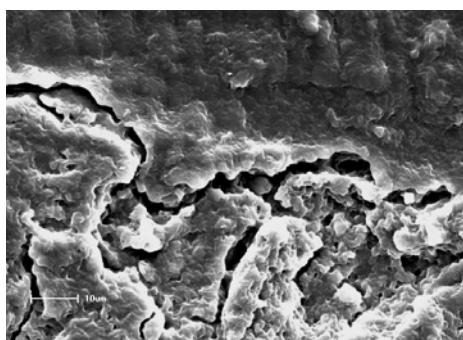


Figura 77- Fotomicrografia (1000X) da Face Distal (disco médio) do Dente 8 antes o Ensaio de Compressão

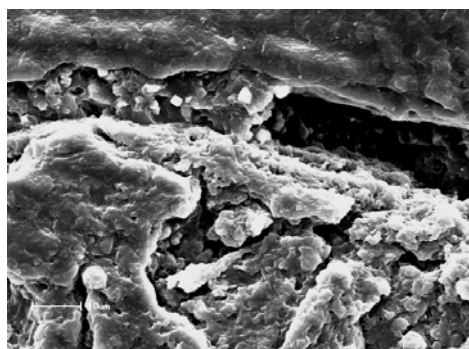


Figura 78- Fotomicrografia (1000X) da Face Distal (disco médio) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão

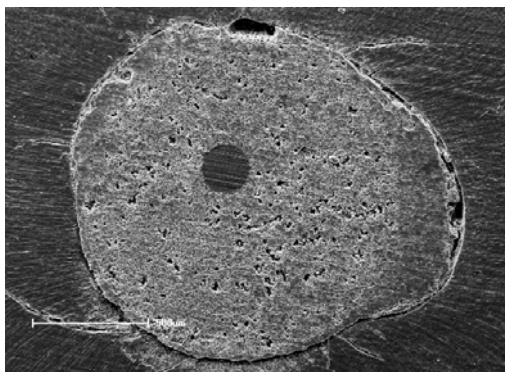


Figura 79- Fotomicrografia (45X) do Disco Médio do Dente 8 após o Ensaio de Compressão

A região apical radicular do elemento dentário 8 apresentou fenda prévia ao ensaio mecânico nas faces mesial (Figura 84), lingual (Figura 82), o que não ocorreu para as faces distal (Figuras 88) e vestibular (Figura 86). Porém houve abertura maior de fenda na interface dentina-cimento após a realização do ensaio de compressão de todas as faces vestibular (Figura 87), lingual (Figura 83), mesial (Figura 85) e distal (Figura 89). Pode-se observar na Figura 90 que não houve formação de fenda na interface cimento-pino após o ensaio de compressão.

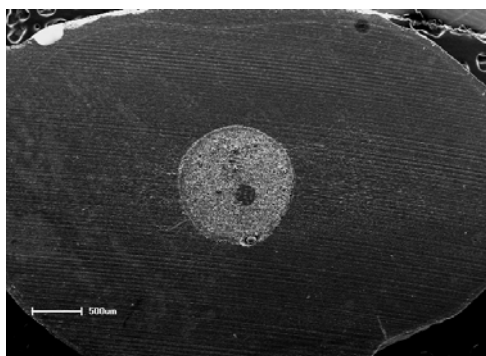


Figura 80- Fotomicrografia (20X) do Disco Apical do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão

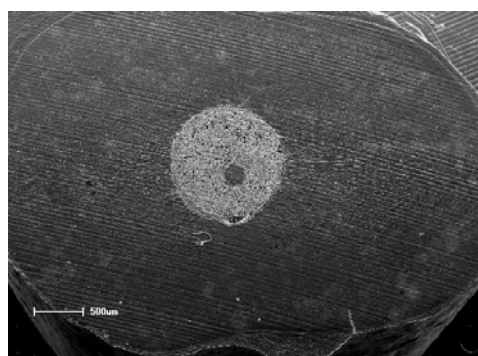


Figura 81- Fotomicrografia (20X) do Disco Apical do Dente 8 após o Ensaio de Compressão

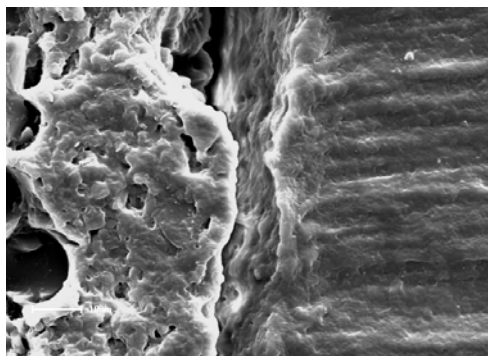


Figura 82- Fotomicrografia (1000X) da Face Lingual (disco apical) do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão

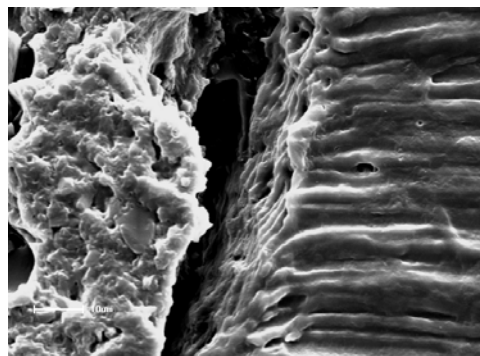


Figura 83- Fotomicrografia (1000X) da Face Lingual (disco apical) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão

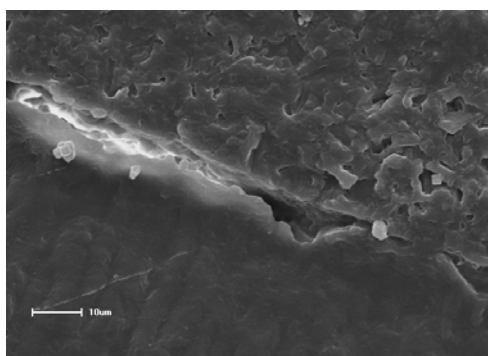


Figura 84- Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial (disco apical) do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão

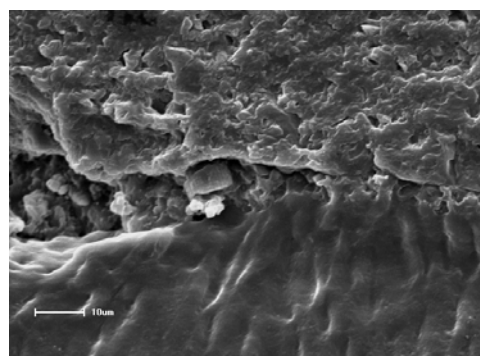


Figura 85- Fotomicrografia (1000X) da Face Mesial (disco apical) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão

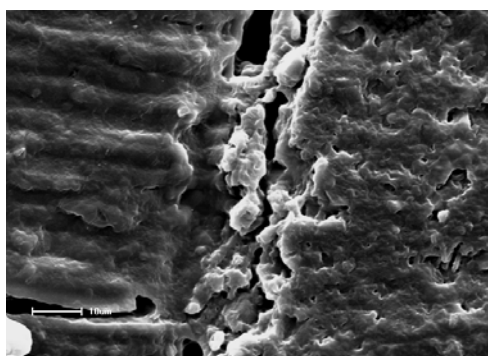


Figura 86- Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular (disco apical) do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão

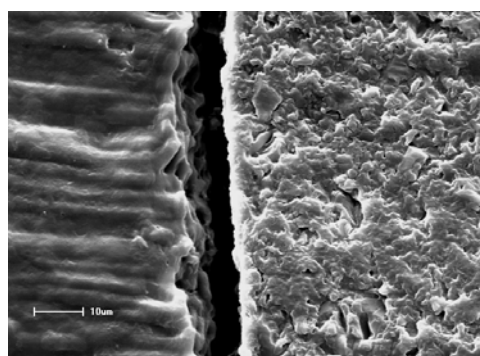


Figura 87- Fotomicrografia (1000X) da Face Vestibular (disco apical) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão

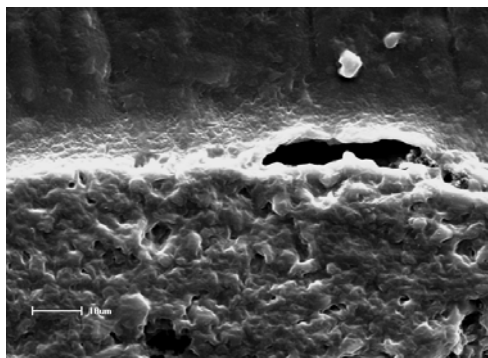


Figura 88- Fotomicrografia (1000X) da Face Distal (disco apical) do Dente 8 antes do Ensaio de Compressão

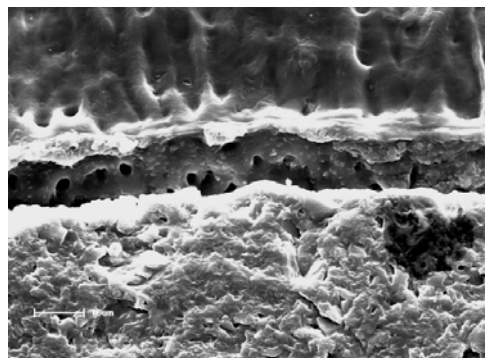


Figura 89- Fotomicrografia (1000X) da Face Distal (disco apical) do Dente 8 após o Ensaio de Compressão

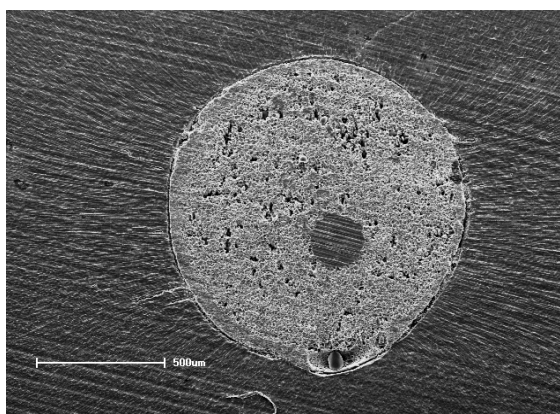


Figura 90- Fotomicrografia (45X) do Disco Apical do Dente 8 após o Ensaio de Compressão

5.2 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Os resultados das deformações e das primeiras, segundas e terceiras tensões principais dos discos cervical, médio e apical e nos cimentos desses discos, assim como as tensões nos eixos X, Y e Z do disco cervical para um carregamento de 220 N nas regiões superiores dos discos de dentina, com restrições de movimento nas regiões inferiores desses discos estão dispostos abaixo.

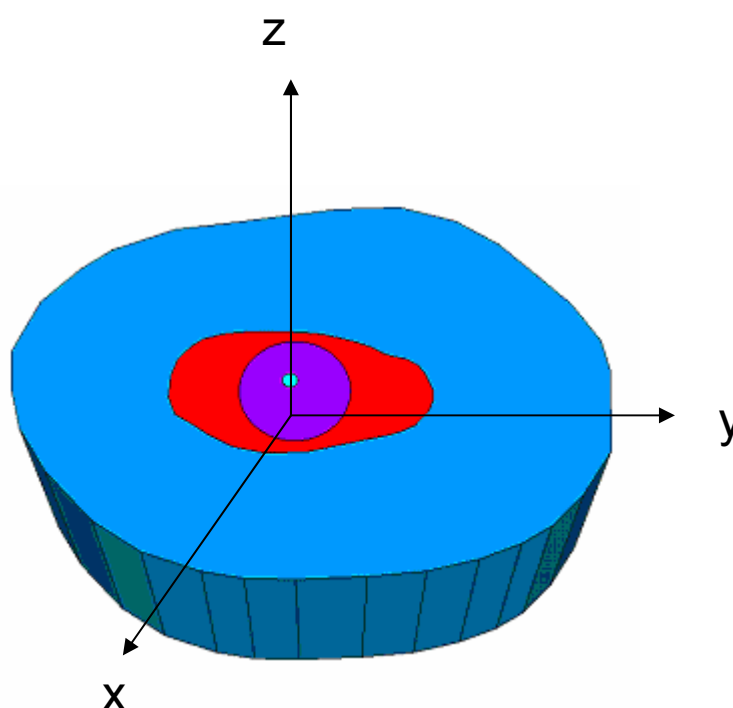


Figura 91 - Direções dos eixos X, Y e Z do Disco Cervical no Programa de Simulação Numérica

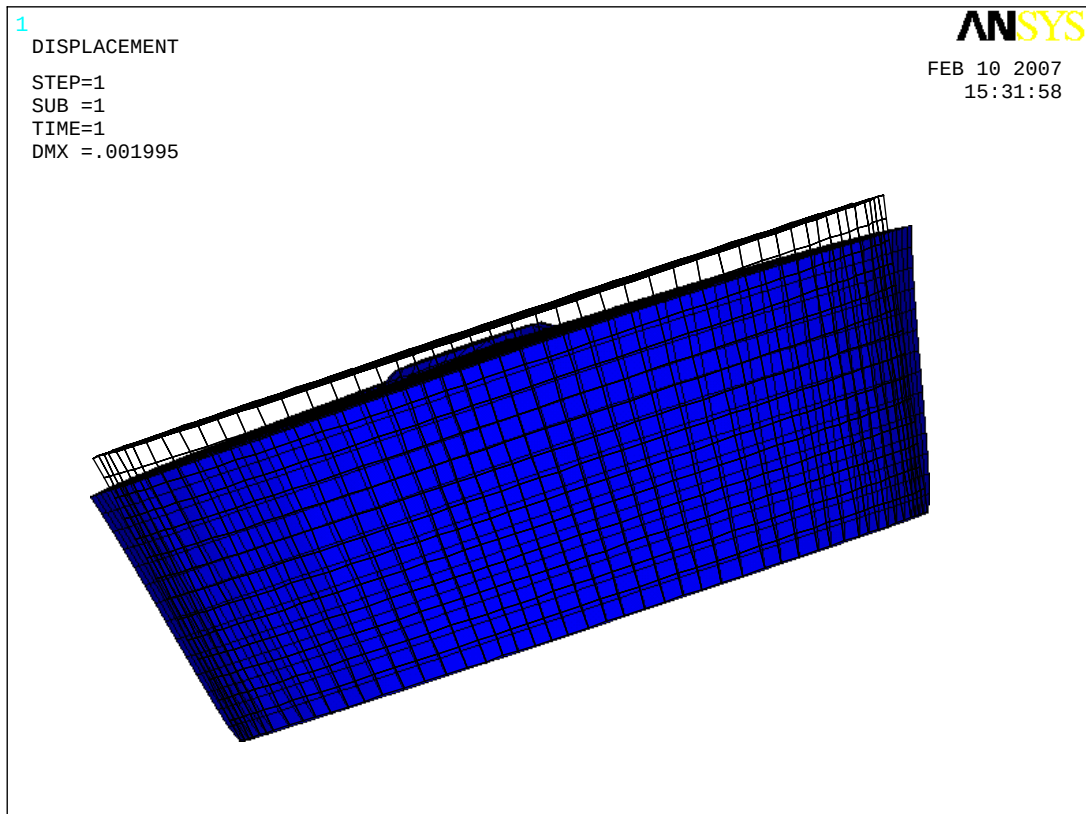


Figura 92 - Deformações do Modelo do Disco Cervical

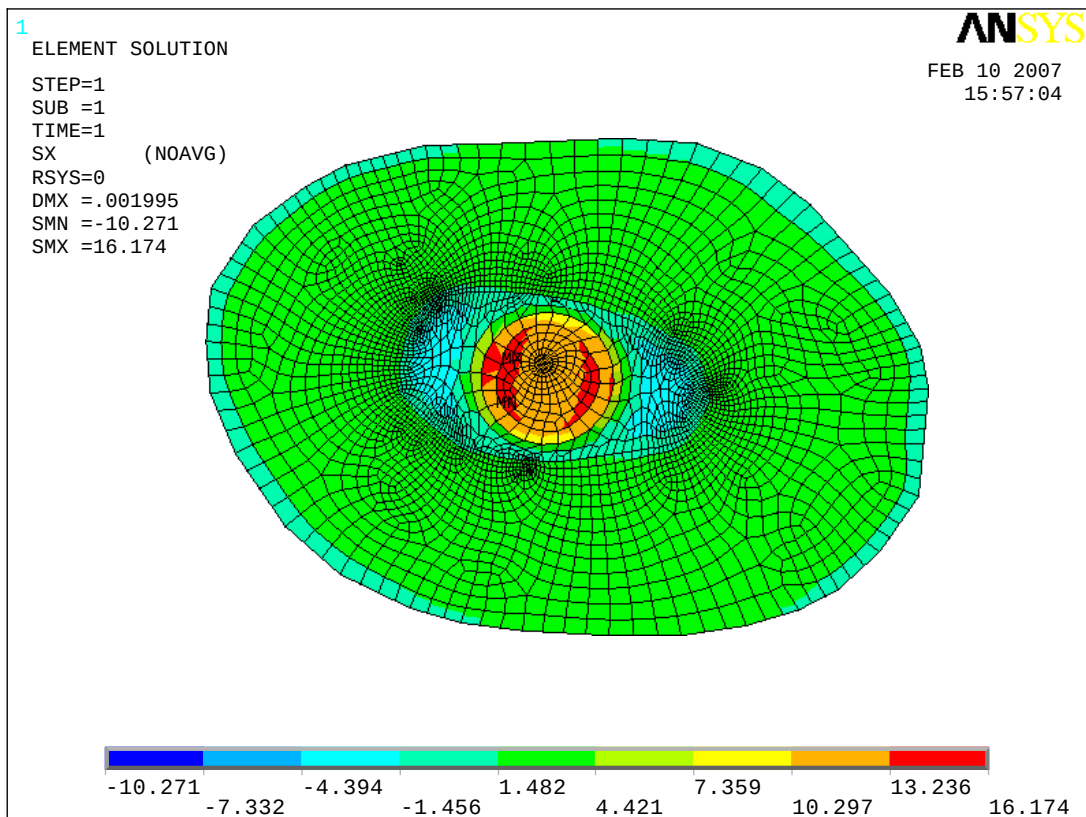


Figura 93 - Resultado das Tensões no Eixo X do Disco Cervical

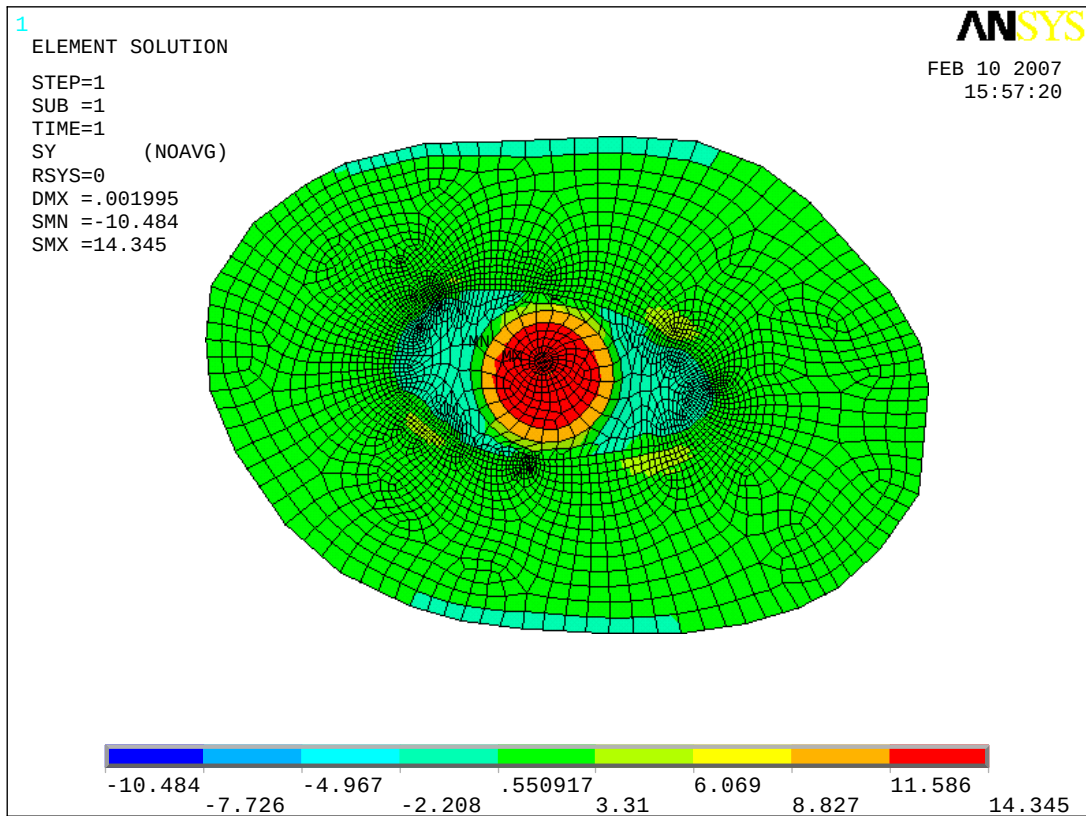


Figura 94 - Resultado da Tensões no Eixo Y do Disco Cervical

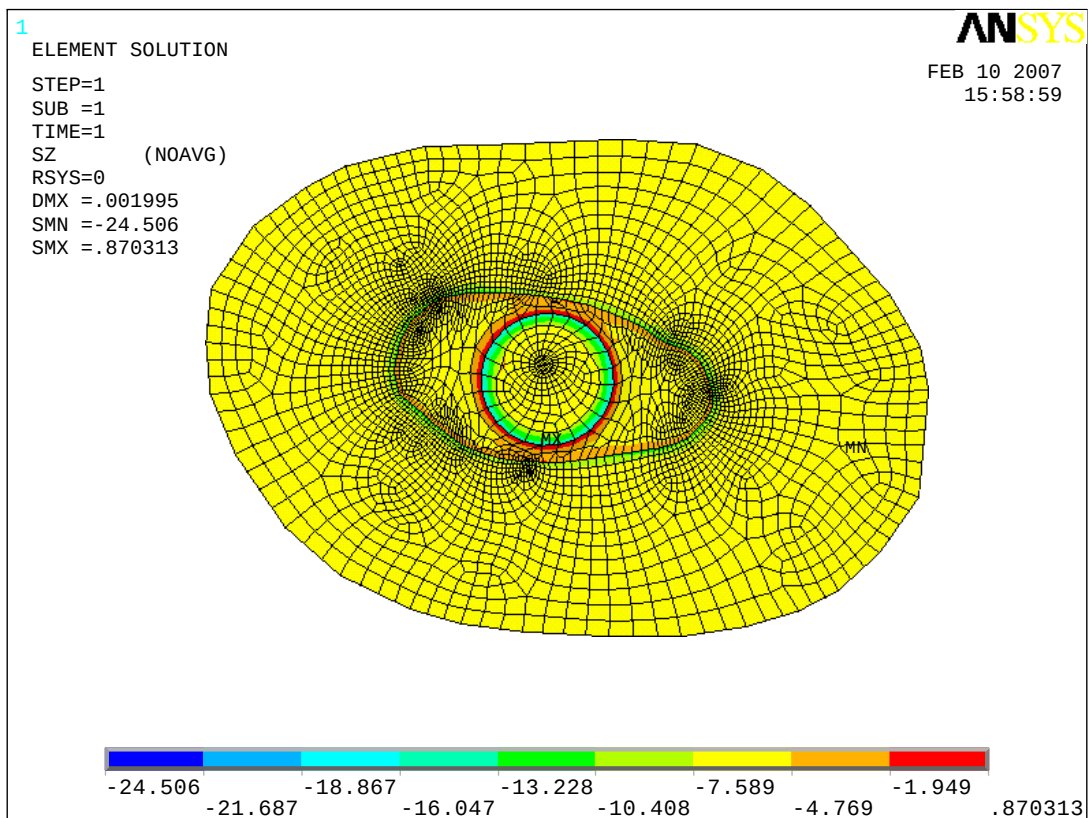


Figura 95 - Resultado das Tensões no Eixo Z do Disco Cervical

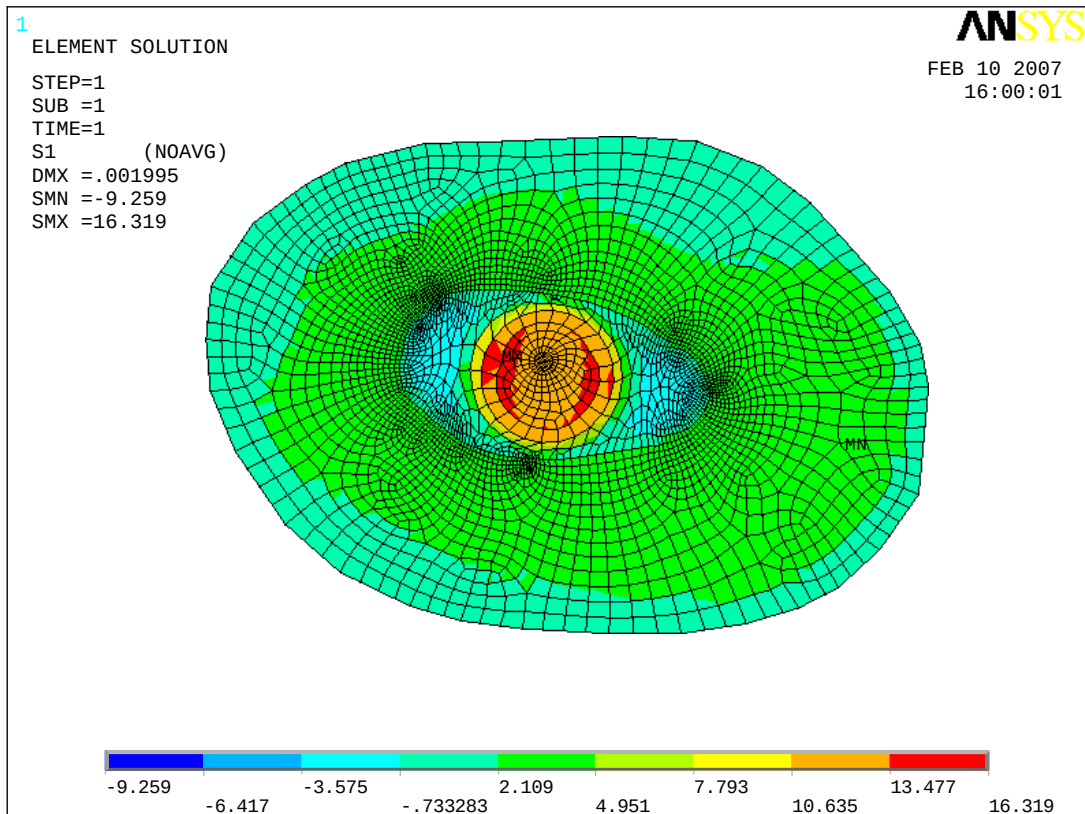


Figura 96 - Resultado das Primeiras Tensões Principais (1st stress) do Disco Cervical

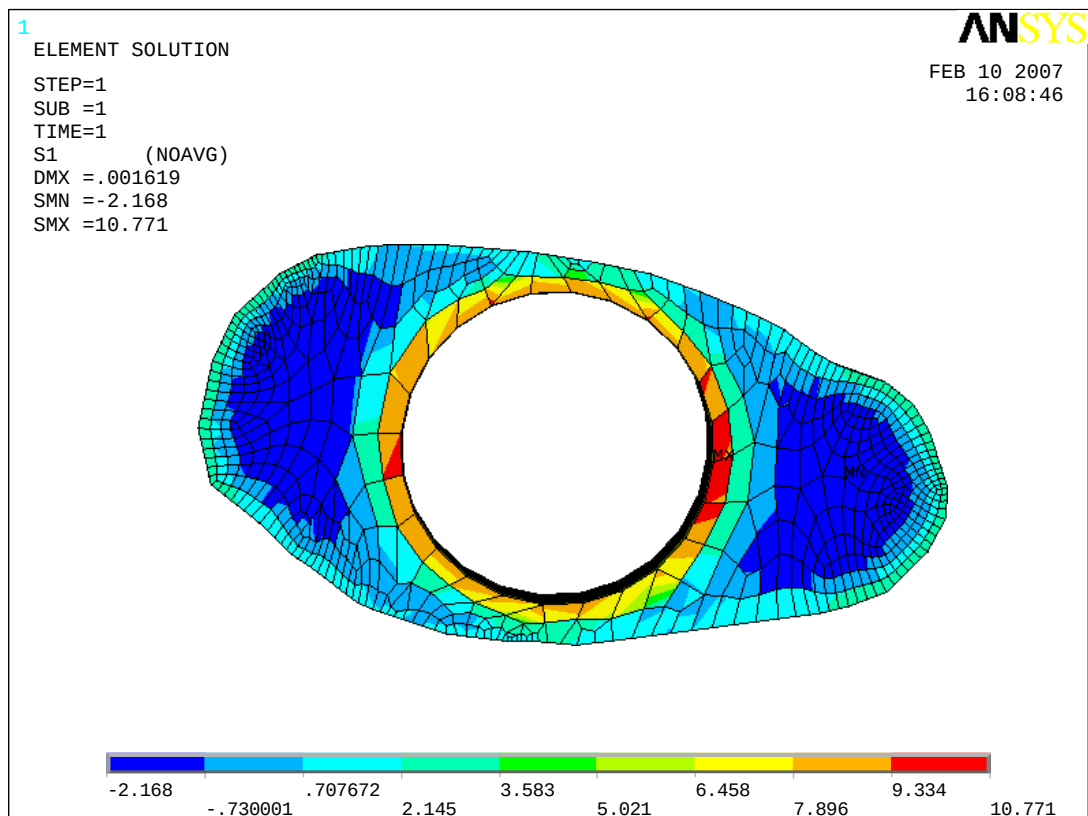


Figura 97 - Resultado das Primeiras Tensões Principais (1st stress) no Cimento do Disco Cervical

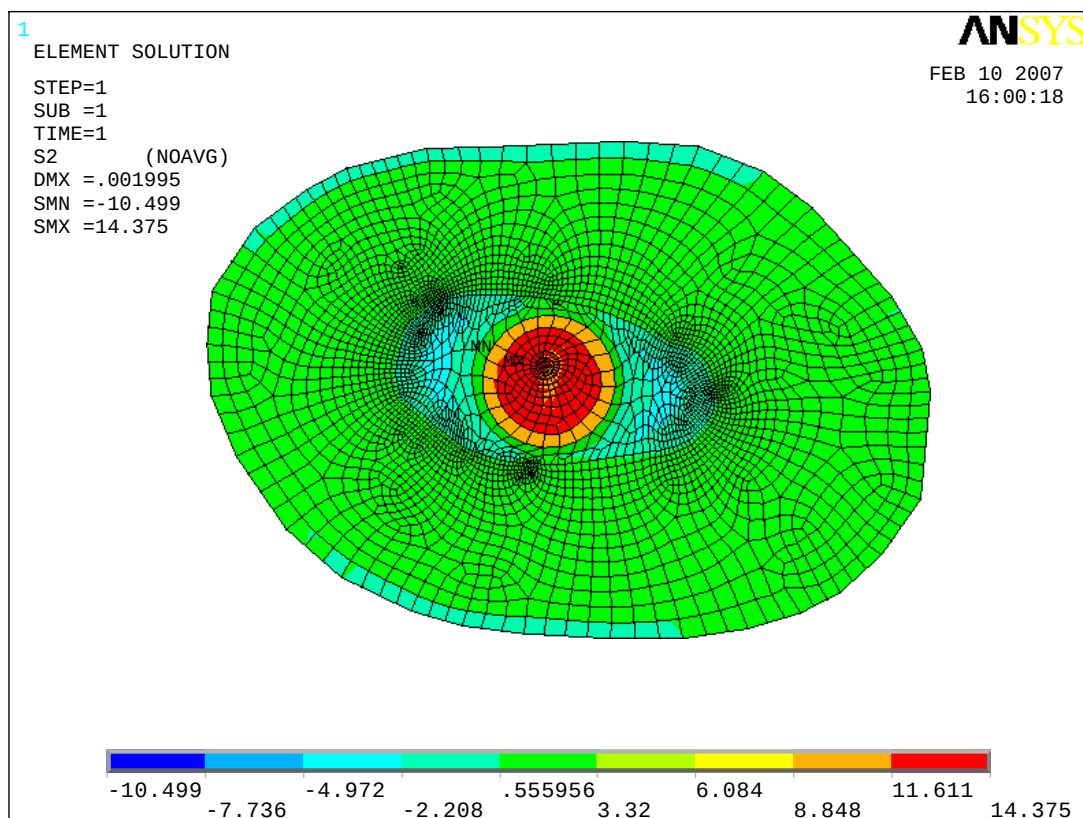


Figura 98 - Resultado das Segundas Tensões Principais (2nd stress) do Disco Cervical

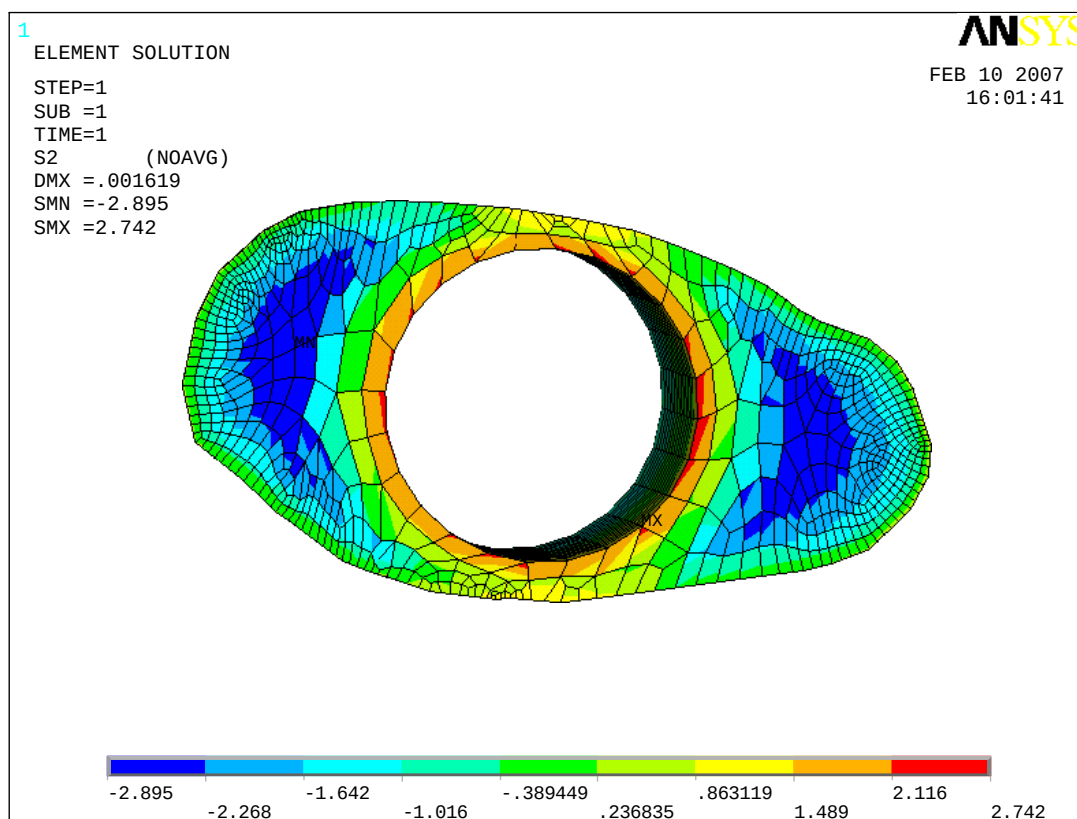


Figura 99 - Resultado das Segundas Tensões Principais (2nd stress) no Cimento do Disco Cervical

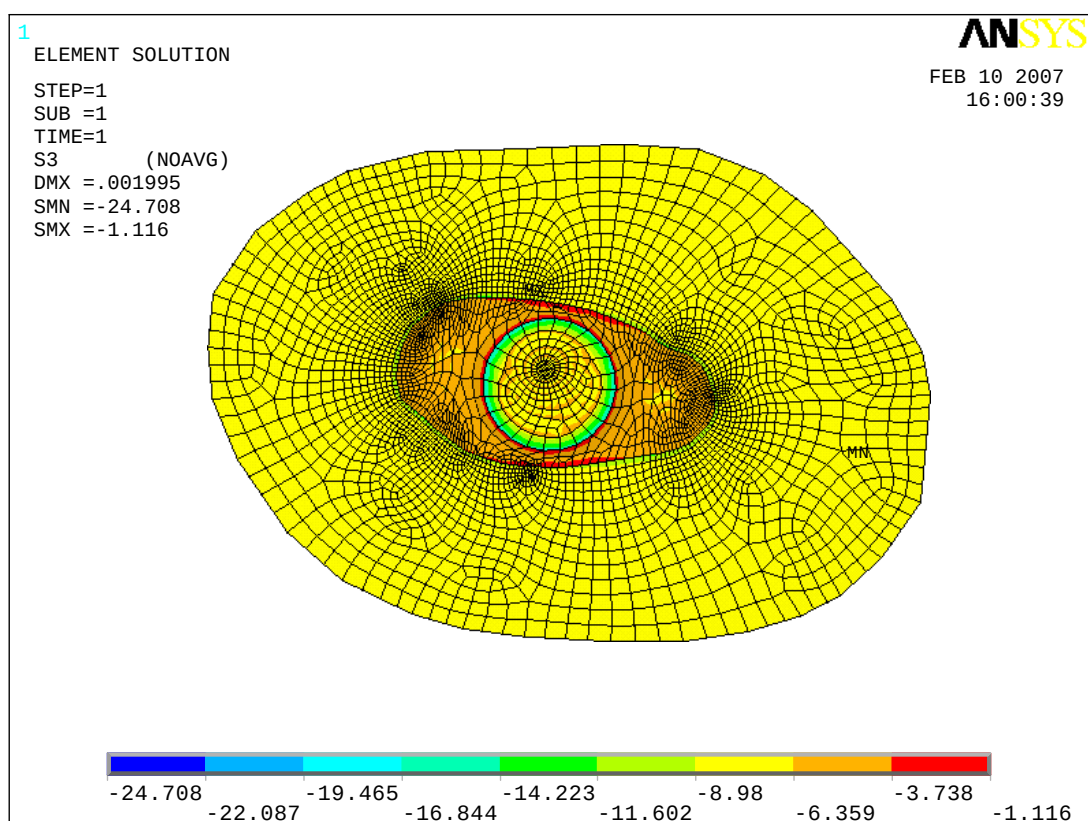


Figura 100 - Resultado das Terceiras Tensões Principais (3rd stress) do Disco Cervical

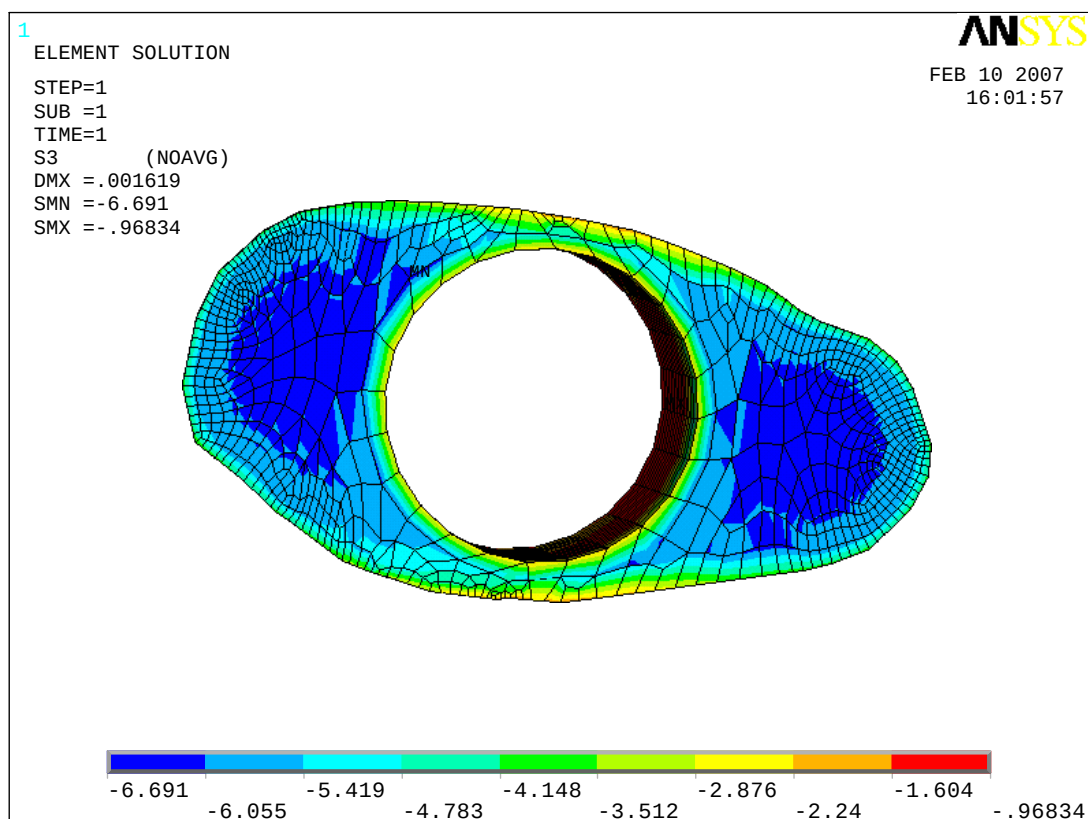


Figura 101 - Resultado das Terceiras Tensões Principais (3rd stress) no Cimento do Disco Cervical

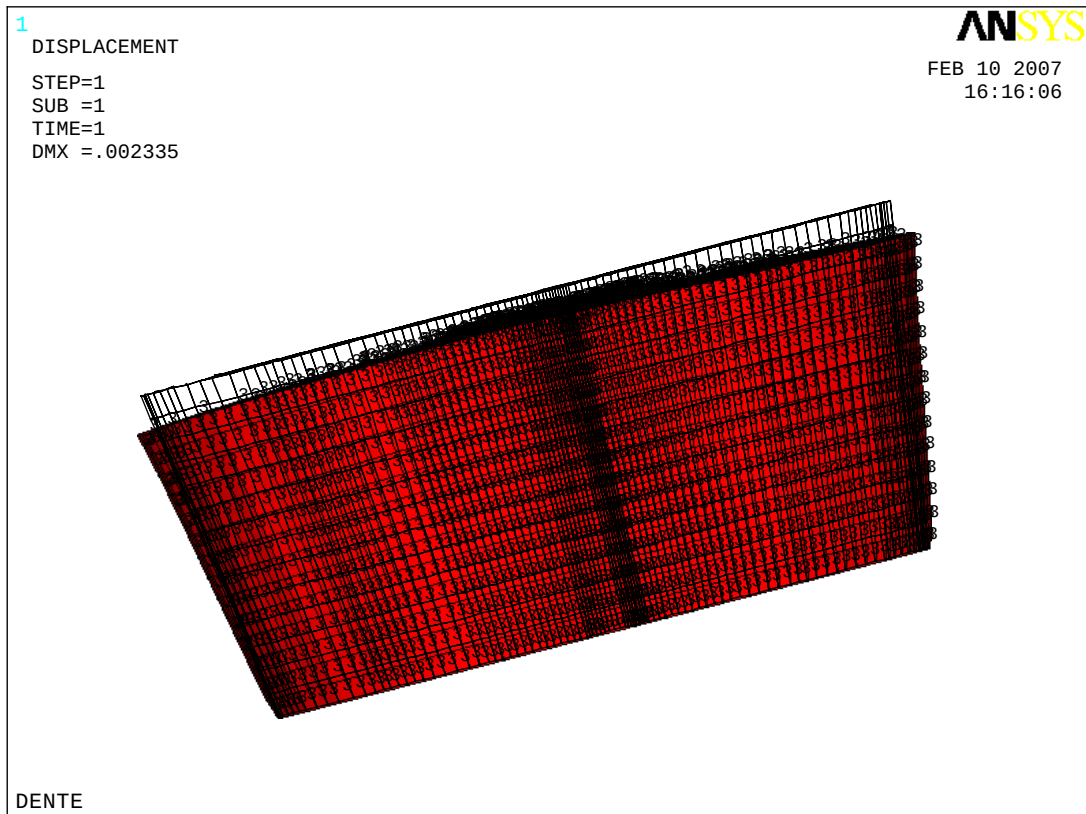


Figura 102 - Deformações do Disco Médio

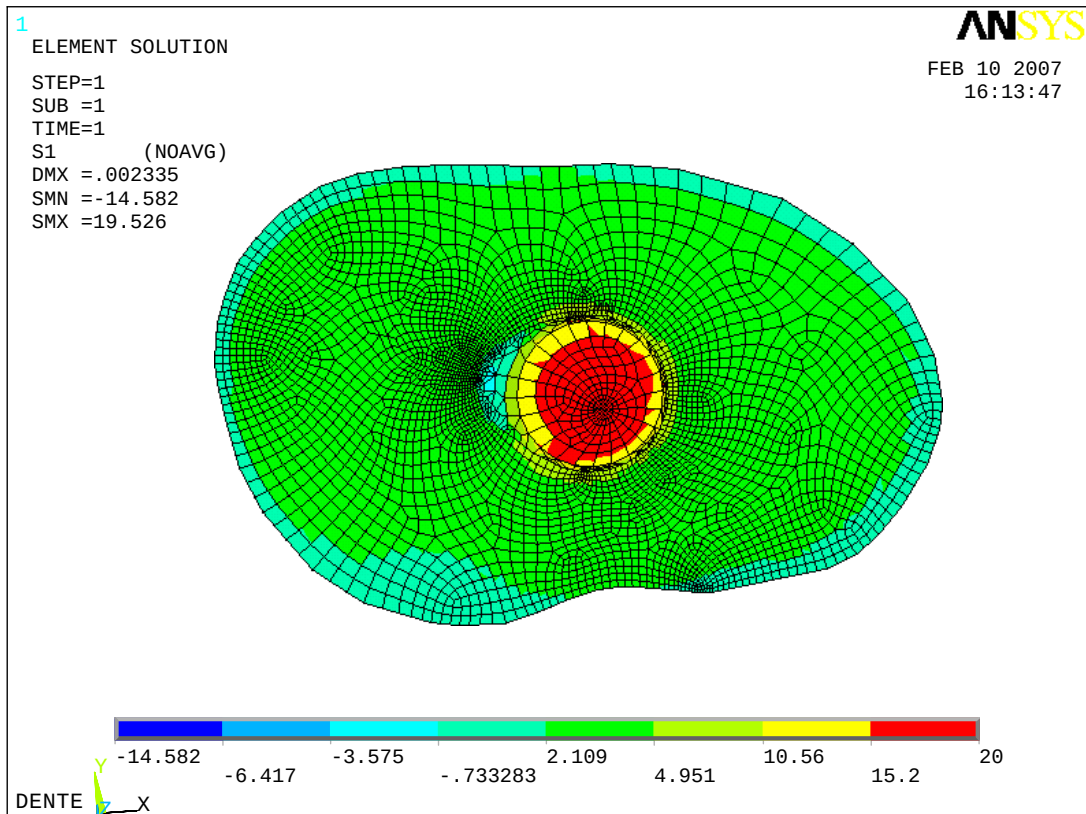


Figura 103 - Resultado das Primeiras Tensões Principais (1st stress) do Disco Médio

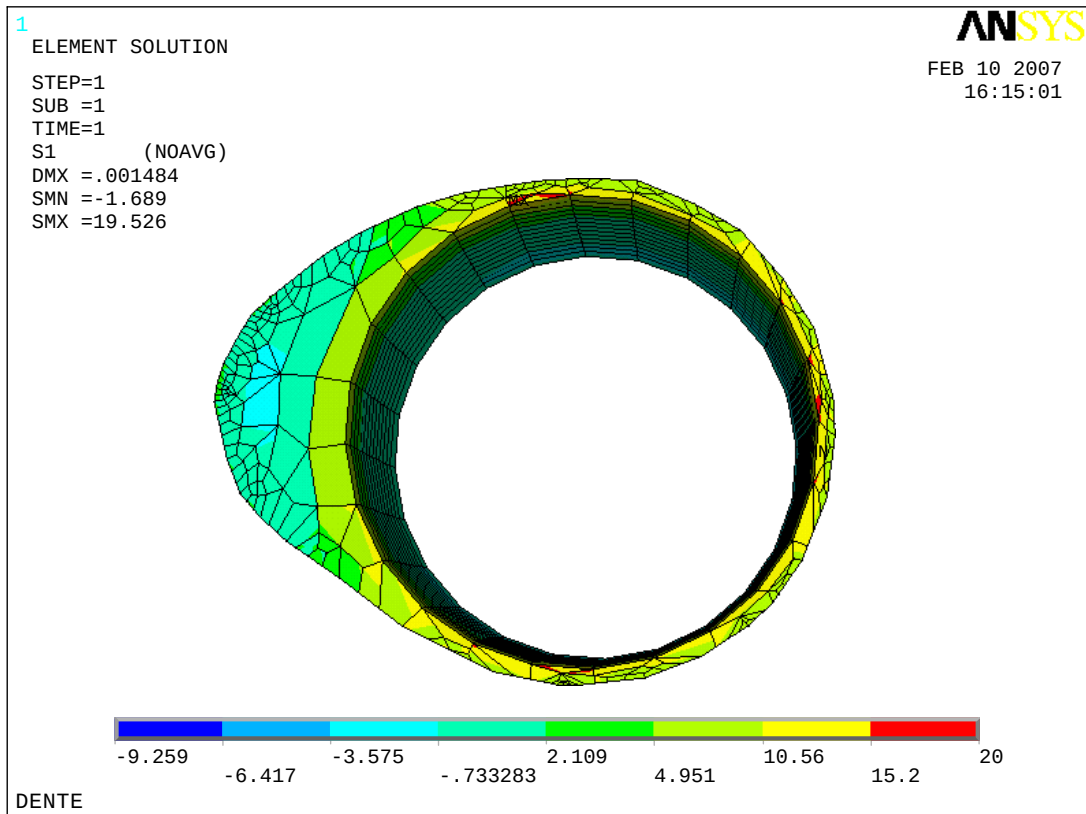


Figura 104 - Resultado das Primeiras Tensões Principais (1st stress) no Cimento do Disco Médio

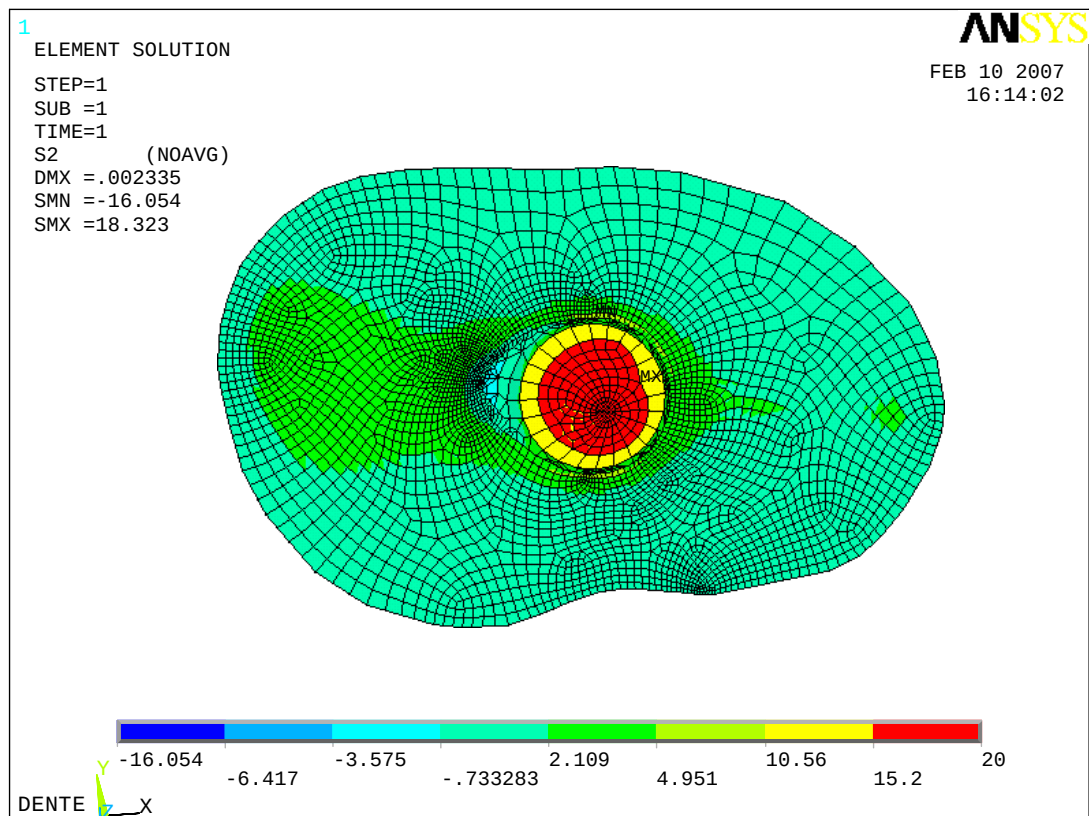


Figura 105 - Resultado das Segundas Tensões Principais (2nd stress) do Disco Médio

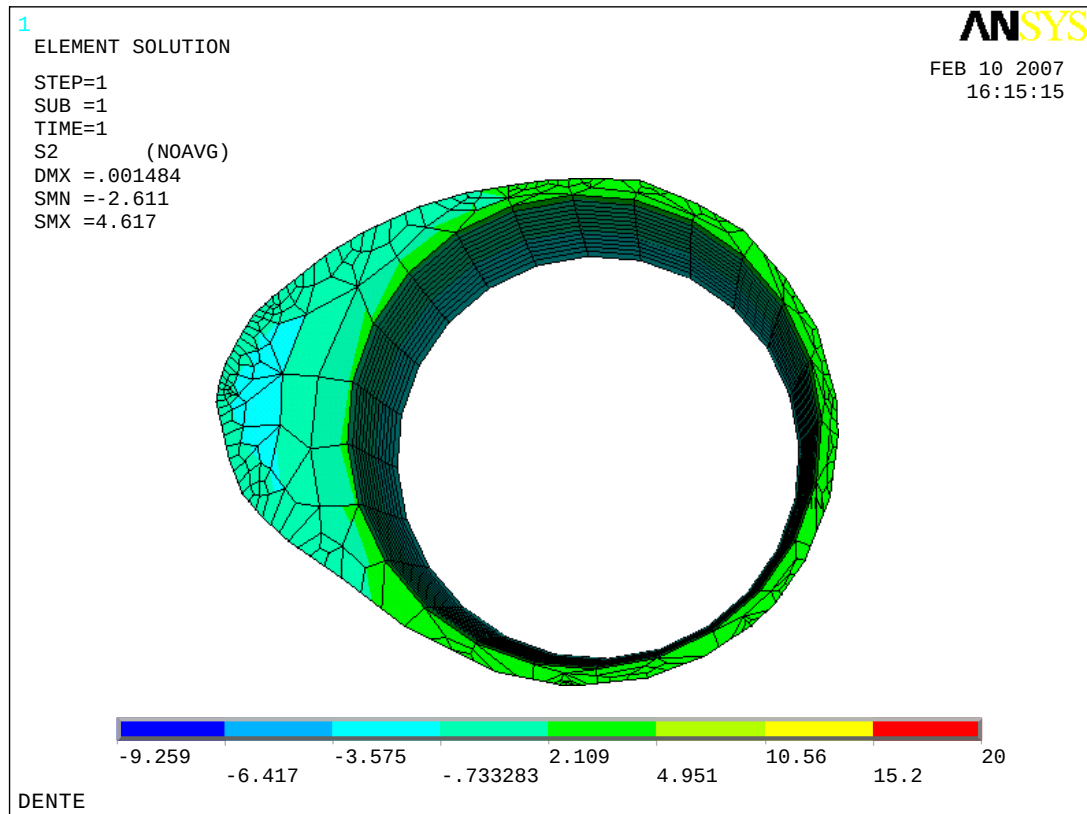


Figura 106 - Resultado das Segundas Tensões Principais (2nd stress) no Cimento do Disco Médio

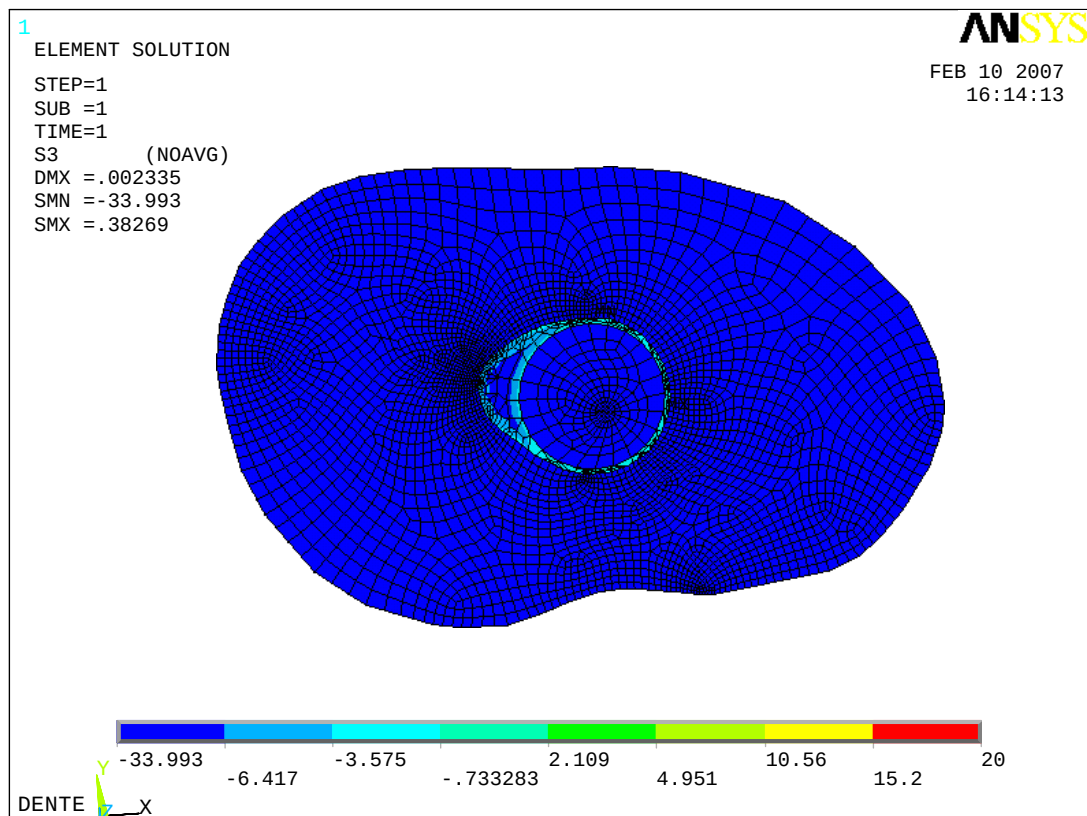


Figura 107 - Resultado das Terceiras Tensões Principais (3rd stress) do Disco Médio

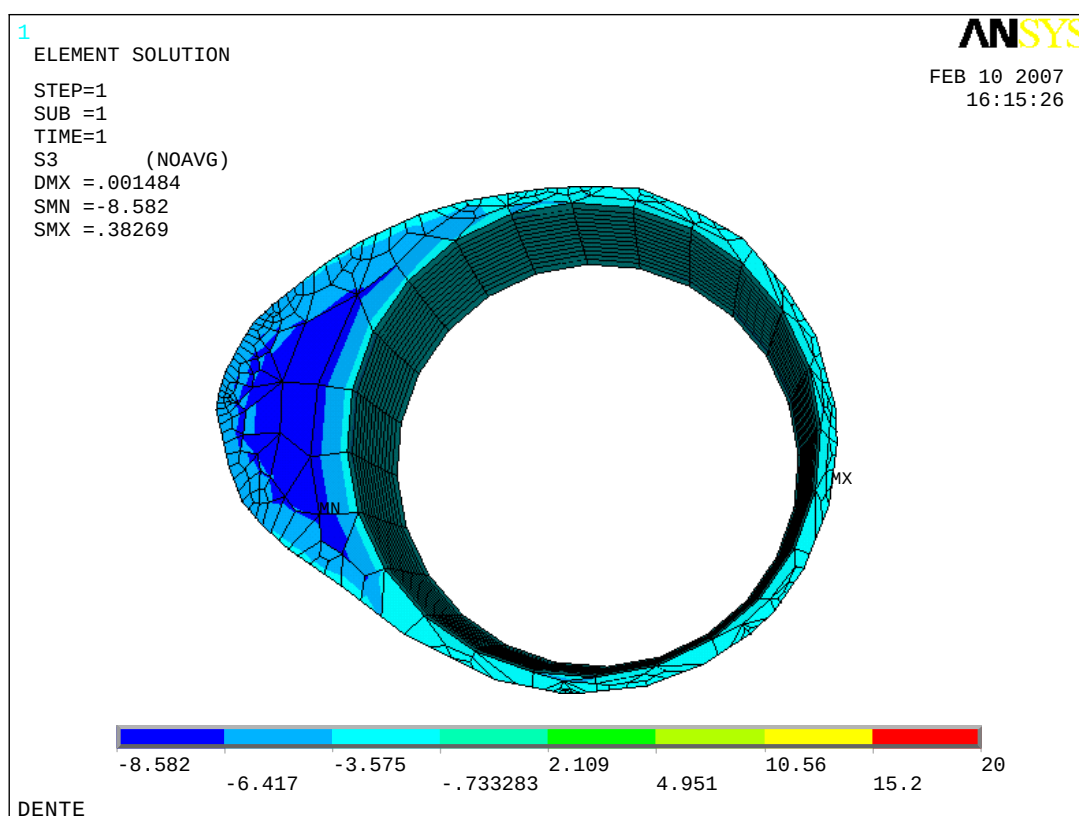


Figura 108 - Resultado das Terceiras Tensões Principais (3rd stress) no Cimento do Disco Médio

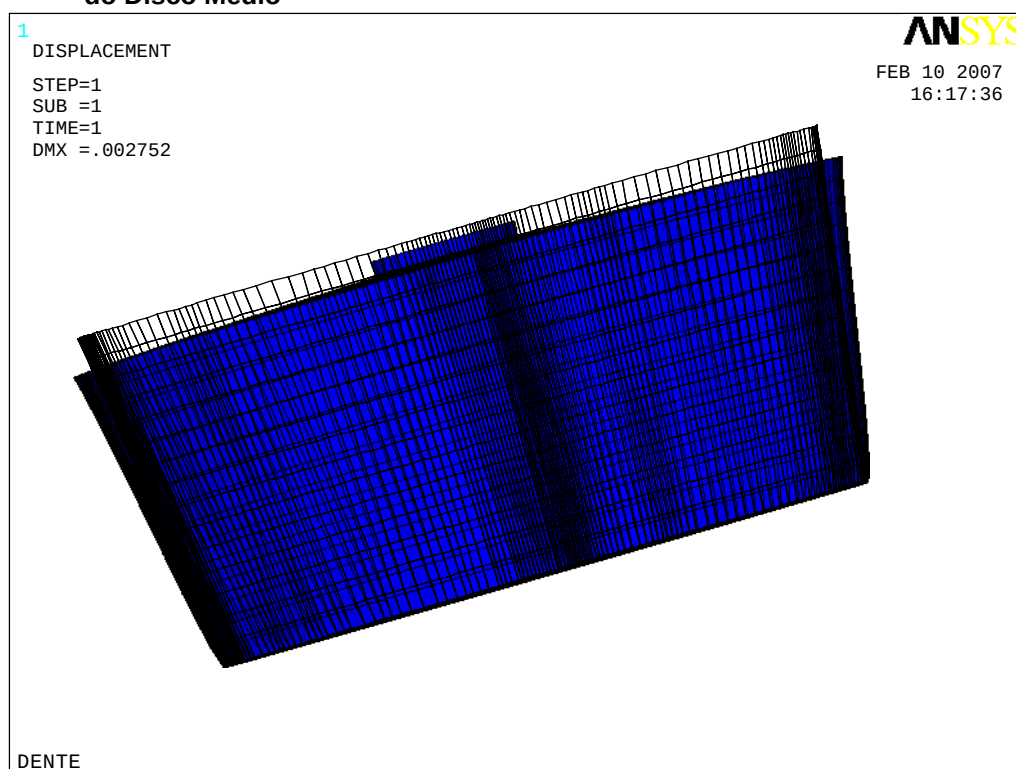


Figura 109 - Deformações do Disco Apical

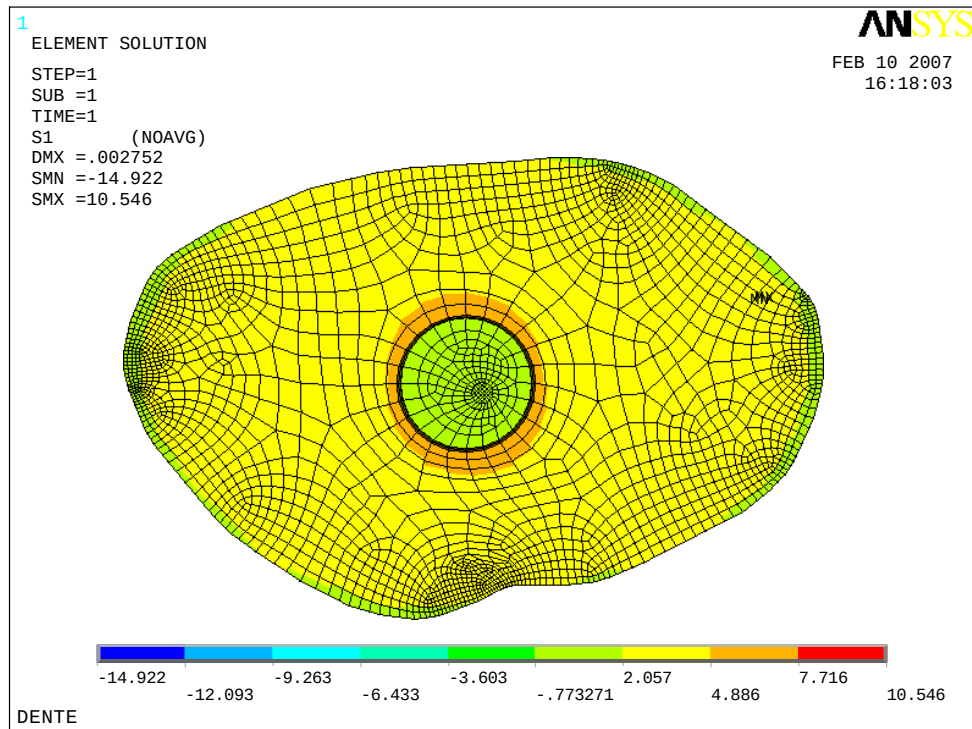


Figura 110 - Resultado das Primeiras Tensões Principais (1st stress) do Disco Apical

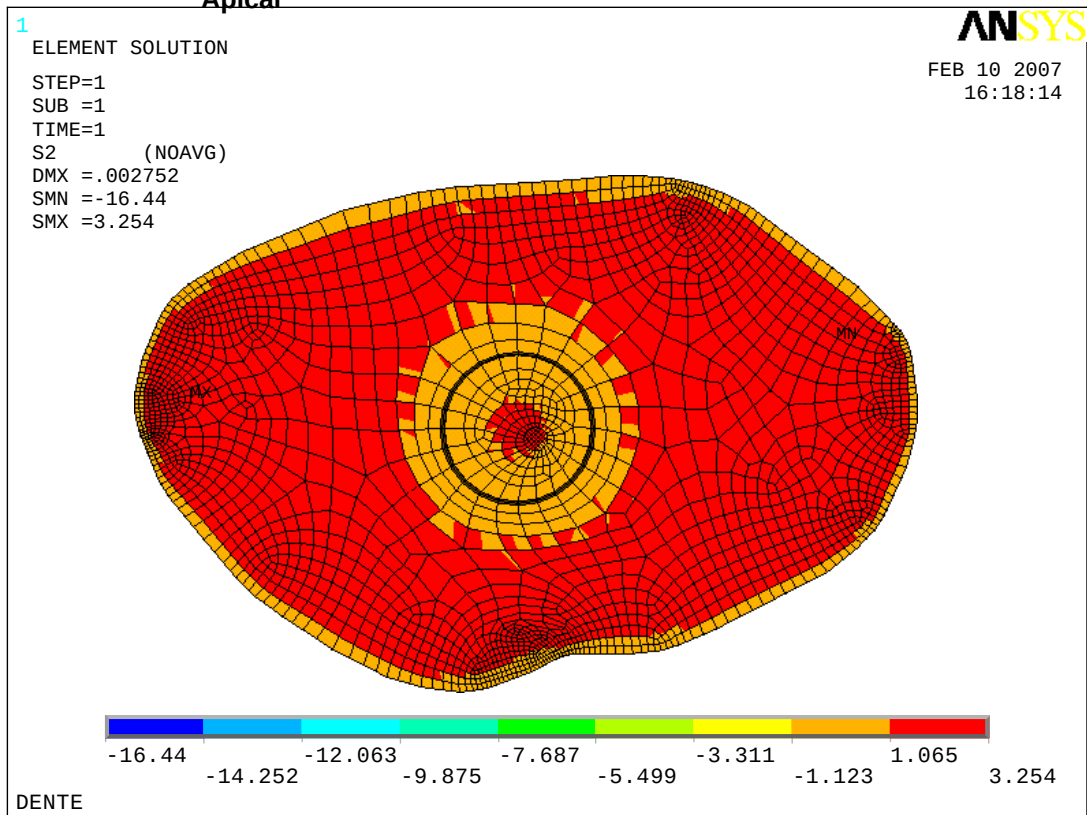


Figura 111 - Resultado das Segundas Tensões Principais (2nd stress) do Disco Apical

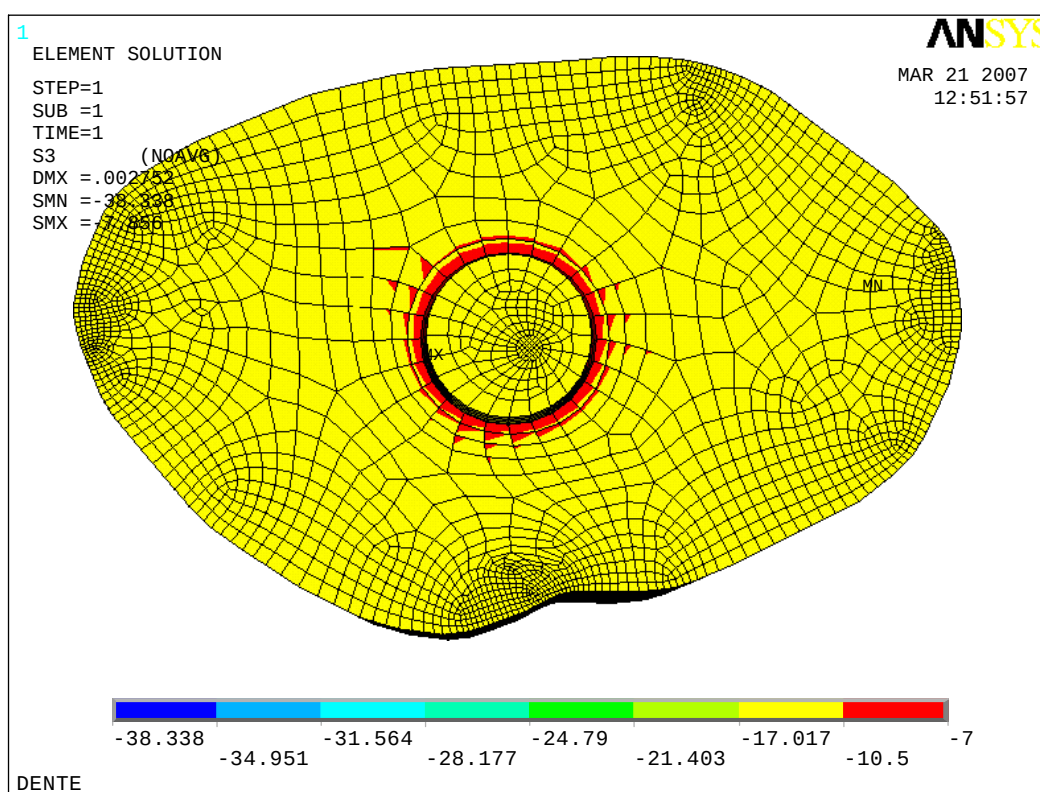


Figura 112 - Resultado das Terceiras Tensões Principais (3rd stress) do Disco Apical

Os resultados das deformações dos discos de dentina cervical, médio e apical demonstraram compressão no sentido vertical e tração no sentido horizontal. Esse comportamento foi devido ao efeito Poisson e das condições de contorno consideradas. Os resultados dos gráficos de cores estão descritos em MPa na escala automática gerada pelo programa. Pode-se observar nas tensões dos eixos X e Y do disco cervical que houve uma prevalência de tensões de tração na dentina e no pino e de compressão no cimento (Figuras 93 e 94). Nas tensões do eixo Z foi verificada uma prevalência de tensões de compressão na dentina, cimento e pino e uma concentração de tensões nas interfaces dentina-cimento e cimento-pino. Os eixos X, Y e Z estão dispostos nas direções da Figura 97.

Observando os resultados dos discos cervical e médio, primeiras tensões principais demonstraram compressão no cimento e na porção periférica do disco dentina e tração no pino e na porção central do disco de dentina. As segundas tensões principais representaram compressão na dentina e no cimento e tração no pino. As terceiras tensões principais demonstraram compressão na dentina, cimento

e pino, havendo uma concentração de tensões nas interfaces dentina-cimento e cimento-pino. No disco apical observou-se que no gráfico das primeiras tensões principais ocorreu tração na dentina e no cimento e compressão no pino, enquanto que no gráfico das segundas tensões principais ocorreu tração na porção central da dentina e compressão na porção periférica da dentina e nas regiões onde foram realizadas o contato e no pino. O gráfico das terceiras tensões principais demonstrou compressão em todo o disco, isto é dentina, região de contato e pino. Essas tensões foram geradas devido à forma de aplicação da força, geometria e propriedades dos materiais.

6 DISCUSSÃO

Baseado em estudos de resistência adesiva, este estudo realizou ensaio mecânico compressivo em discos de dentina obtidos dos terços cervical, médio e apical das raízes de pré-molares inferiores para avaliar o comportamento das interfaces dentina-cimento e cimento-pino, e da estrutura de cimento no que se refere à presença de fendas nessas interfaces na estrutura de cimento.

Manocci et al.²¹ (1999) avaliando a cimentação de diferentes pinos encontraram a formação de fendas na zona de interdifusão resina-dentina, a presença de bolhas nas camadas de cimento de todos os grupos e a porção apical sem a presença de cimento, isto é, somente encontraram sistema adesivo nessa região. O presente estudo concorda com a referência acima citada, pois verificou-se a formação de fendas na interface cimento resinoso-dentina, porém nos discos de dentina apicais foi encontrado cimento resinoso entre pino e dentina.

Grandini et al.⁴³ (2004) estudando a eficácia da técnica de cimentação de pinos de fibra de vidro em dentes unirradiculares, encontraram espaços vazios nas camadas dos grupos em que o sistema adesivo foi fotoativado de forma simultânea com o cimento resinoso, o que não ocorreu para o grupo onde promoveram a fotoativação do sistema adesivo previamente à do cimento resinoso, além da zona de interdifusão resina-dentina apresentar-se de maneira mais uniforme e mais significativa, encontrando fendas entre a dentina e o cimento resinoso. A zona de interdifusão resina-dentina foi menos evidente no terço apical. A morfologia dos “tags” de resina diferiu entre os terços, sendo mais curtos no terço apical. Concluíram que a técnica de fotoativação separada do sistema adesivo e do cimento resinoso demonstrou maior formação de “tags” de resina, melhor formação da zona de interdifusão resina-dentina. Comparando com os nossos dados onde o sistema adesivo bem como o cimento resinoso não foram fotoativados encontrando espaços vazios, ou seja, foram encontradas fendas na interface dentina-cimento.

Pirani et al.⁵⁷ (2005) da mesma forma que Grandini⁴³ (2004) avaliaram a influência das diferentes formas de fotoativação do sistema adesivo e a observaram as amostras por meio do MEV permitindo concluir que a forma de polimerização não influenciou na formação da camada híbrida e que as aberturas de fendas encontradas foram influenciadas pela localização da dentina intra-radicular. Ainda relataram que a formação de fendas nas interfaces refletem o desafio de se obter

uma boa adesão no interior dos canais radiculares devido ao elevado fator-C encontrado nessas condições. Afirmaram então, que a retenção friccional é provavelmente responsável pelo sucesso clínico das restaurações com pinos de fibra.

Ceballos et al.⁶⁸ (2007) avaliando a interface de três tipos de cimentos resinosos (de polimerização química, fotoativados e dual) encontraram a formação de fendas descontínuas entre cimento e dentina quando utilizaram sistema adesivo e cimento resinoso químico concordando com este trabalho.

Perdigão et al.⁷¹ (2007) em seu estudo com pinos de fibra de vidro de diferentes diâmetros observaram formação de fendas na interface dentina-cimento, falhas adesivas em algumas regiões percebendo que nessas regiões o sistema adesivo não envolveu fibras colágenas expostas pelo condicionamento ácido e bolhas nas camadas de cimento. Observaram também que a adesão foi melhor no terço coronário que no apical concordando com o trabalho de Grandini et al. (2004).

Bonfante⁷³ (2007) estudou quatro cimentos resinosos com modos de polimerização diferentes (autopolimerizável, polimerização dual e fotopolimerizável) observou que apesar de os cimentos autopolimerizáveis possuírem um maior escoamento, podendo assim minimizar a contração de polimerização dos cimentos fotopolimerizáveis, houve maior ocorrência de falhas (regiões de descontinuidade da interface cimento-dentina) na interface nesses cimentos, concordando com nosso estudo onde encontrou-se a formação de fendas na mesma interface.

Ferrari et al.¹⁰ (2000) relataram em seu estudo sobre a morfologia e densidade dos túbulos dentinários que o diâmetro e o número dos túbulos diminui de cervical para apical, que quanto maior a densidade dos túbulos e sua ampliação após o condicionamento ácido, maior é a espessura da camada híbrida e maior é a chance de se obter uma adesão mais segura.

Estando de acordo com a literatura pertinente, no presente trabalho foram encontradas fendas na interface dentina-cimento. As regiões que apresentaram menor número de fendas foram as faces mesiais e distais dos discos cervicais e distais dos discos apicais, sendo que as demais regiões apresentaram uma maior quantidade de formação de fendas. Provavelmente, a formação de fendas foi decorrente de contração de polimerização do cimento resinoso no interior dos canais radiculares que, segundo Bouillaguet et al.³⁸ (2003), Stockton²² (1999), Goracci et al.⁴² (2004), Tay et al.¹³ (2005), Pirani et al.⁵⁷ (2005) e Perdigão et al.⁷¹ (2007) é

gerada pelos altos valores de Fator-C encontrados no interior dos canais radiculares. Tay et al. (2005) realizaram um desenho esquemático de um canal radicular e calcularam a área de superfície aderida e a área de superfície livre e encontraram um valor muito elevado de Fator-C para uma camada de 25 µm de cimento.

Após o ensaio de compressão dos discos de dentina foi observado que houve uma maior abertura de fenda para os espécimes que já possuíam fendas previamente ao ensaio, abertura de fendas para alguns espécimes que não apresentavam fenda previamente ao ensaio e a não ocorrência de abertura de fenda em outros espécimes. A presença de fenda na interface dentina-cimento após o ensaio de compressão dos discos de dentina foram mais representativos para as faces distais dos discos médios, mesiais e vestibulares dos discos apicais.

Na comparação realizada quanto as regiões radiculares (cervical, médio e apical) observou-se que, apesar dos trabalhos de resistência adesiva afirmarem que esta diminui de cervical para apical devido à quantidade e à anatomia dos túbulos dentinários, não houve diferenças significativas na amplitude das fendas entre essas regiões antes e depois do ensaio de compressão.

Concordando com os resultados obtidos neste trabalho, Bonfante⁷³ (2007) encontrou continuidade adesiva entre cimento-pino na maioria das réplicas de resina epóxi confeccionadas a partir de secções longitudinais de dentes reforçados com pinos de fibra de vidro cimentados. Diante de seus resultados afirmou que o elo mais fraco é a interface cimento-dentina.

Para a caracterização do cimento e do pino foram realizados ensaios mecânicos, pois havia a necessidade de serem obtidas propriedades como o módulo de elasticidade do pino e do cimento e a tensão de ruptura do cimento à compressão e à tração que futuramente iriam alimentar o programa de Elementos Finitos para realizar uma simulação mais real do procedimento experimental.

Os modelos computacionais dos discos de dentina foram realizados de maneira tri-dimensional, concordando com Mota⁵⁵ (2005) que relata que os modelos tri-dimensionais apresentam vantagens em relação aos bi-dimensionais, apesar de ter realizado de forma bi-dimensional o modelo de seu estudo assumindo esse como simplificado, porém com informações suficientes a respeito das tensões nas quais o corpo está sendo submetido. Outros autores como Amarante³⁶ (2003), Ribeiro⁵ (2004) e Ulbrich⁶ (2005) discordam dessa afirmação relatando que o custo operacional da confecção de um modelo tri-dimensional não justifica as pequenas

alterações de resultados que esse modelo pode apresentar em relação ao bi-dimensional. Neste trabalho, foram realizados modelos tri-dimensionais de maneira simplificada dos discos de dentina, que apesar de serem mais aproximados ao modelo real, ainda não refletem todas as características desses. No caso do modelo apical, onde o disco de dentina real possuía uma delgada camada de cimento podendo deformar os elementos da malha de Elementos Finitos, o que consequentemente, pode gerar alterações nos resultados da distribuição de tensões, foi realizada a adoção de um contato com as características do cimento, ou seja, com um coeficiente de fricção de 0,8%.

Os modelos dos discos de dentina cervical e médio foram analisados de forma linear e o modelo do disco apical foi analisado de maneira não-linear devido ao contato e à maneira de caracterizar o cimento resinoso.

Os resultados das primeiras e segundas tensões principais para todos os discos de dentina demonstraram que houve uma leve concentração de tensões nas interfaces entre dentina-cimento e cimento-pino e os resultados das terceiras tensões principais apresentaram leve concentração de tensões de compressão nas mesmas interfaces citadas anteriormente. Isso ocorreu devido às características dos materiais serem de magnitudes diferentes, à geometria dos discos, às formas de aplicação das forças e às considerações realizadas quanto à união entre os diferentes materiais.

Quando analisados os resultados experimentais, observou-se que os pontos mais frágeis do procedimento adesivo são as interfaces entre a dentina-cimento e cimento-pino.

Apesar dos resultados obtidos computacionalmente se aproximarem dos Experimentais, observou-se que mesmo utilizando um elemento que possibilita a ruptura das interfaces (SOLID 65) entre os materiais, concordando com o estudo de Carvalho Filho⁵¹ (2005), os modelos não apresentaram ruptura devido às tensões nessas interfaces não terem chegado à magnitude que permitisse tal comportamento. Isso ocorreu pelo fato de que a adesão entre os materiais (dentina, cimento e pino) foi considerada perfeita, o que não ocorre no disco de dentina real, pois verificou-se nas fotomicrografias de microscopia eletrônica de varredura a presença de formação de fendas nas interfaces após a cimentação e antes da aplicação da carga de compressão. Dessa forma acredita-se que futuros estudos computacionais que considerem o processo de polimerização como realizou Versluis

et al.¹⁶ (1996) por meio de um coeficiente linear de dilatação térmica ou Carvalho Filho⁵¹ (2005) utilizando um coeficiente de contração linear do material, a presença de fenda nas interfaces entre dentina e cimento, ou ainda, o estudo de Versluis et al.¹⁸ (1997) que modelou as falhas localizadas com o desacoplamento dos nós ou pela utilização de contato com molas que apresentem a resistência adesiva da interface entre a dentina e o cimento como no estudo de Mota⁵⁵ (2005). Da mesma maneira deve-se levar em consideração a presença de bolhas no cimento, pós-polimerização. Além disso, poderá ser realizado um estudo utilizando cargas progressivas simulando o ensaio de compressão para analisar melhor o mecanismo de distribuição de tensões durante todo ensaio. Tais estudos envolverão uma grande complexidade para reproduzir computacionalmente o processo de adesão pela presença de umidade no substrato (Stockton²², 1999), pela anatomia interna dos canais radiculares, pelo número e densidade dos túbulos dentinários (Ferrari et al.¹⁰, 2000; Schwartz, Robbins⁴⁹, 2004), pelo elevado fator-C gerado no interior dos canais radiculares (Bouillaguet et al.³⁸, 2003; Stockton²², 1999; Goracci et al.⁴², 2004; Tay et al.¹³, 2005; Pirani et al.⁵⁷, 2005; Perdigão et al.⁷¹, 2007) e outros fatores.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia proposta e com base nos resultados obtidos, concluímos que:

- Os discos de dentina obtidos cervicais, médios e apicais apresentaram formação de fendas na interface dentina-cimento.
- A maioria dos discos de dentina cervical, médio e apical não apresentaram formação de fendas na interface cimento-pino.
- A região radicular cervical, média e apical não influenciou na formação de fendas na interface dentina-cimento.
- Ocorreu um aumento da amplitude das fendas na interface dentina-cimento de maneira significativa após o ensaio de compressão dos discos de dentina.
- Os resultados do ensaio computacional demonstraram uma concentração de tensões nas interfaces dentina-cimento e cimento-pino com valores inferiores aos de tensão de ruptura à compressão do cimento.
- Os resultados do ensaio mecânico diferiram do modelo computacional pelo fato de que foi considerada adesão perfeita entre as interfaces dentina-cimento e cimento-pino no modelo computacional.
- O Método dos Elementos Finitos é uma tecnologia viável e promissora para ser utilizada na simulação dos ensaios mecânicos dos materiais odontológicos bem como em suas aplicabilidades.

REFERÊNCIAS*

- 1 Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 1994; 71(6): 565-7.
- 2 Duret B, Reynaud M, Duret F. Un nouveau concept de reconstitution corono-radículaire (1). *Chir Dent Fr*. 1990 Nov; 60(540): 131-41.
- 3 Baratieri LN. Abordagem restauradora de dentes tratados endodonticamente – pinos/núcleos e restaurações unitárias. In: Baratieri LN et al. *Odontologia Restauradora Fundamentos e Possibilidades*. São Paulo: Ed. Santos; 2001. p.622-31.
- 4 Berger CR, Cavina DA. Pinos intra-radulares não-metálicos. In: Gomes JC. *Estética em Clínica Odontológica*. Ponta Grossa: Ed. Maio; 2004. p.395-426.
- 5 Ribeiro JPF. Análise pelo método de elementos finitos, da distribuição de tensões em dente com e sem remanescente coronário, utilizando diferentes pinos intra-radulares [dissertação]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2004.
- 6 Ulbrich NL. Avaliação biomecânica da distribuição de tensões em pinos pré-fabricados e em dentes anteriores reconstruídos com diferentes retentores intra-radulares analisados pelo método dos elementos finitos. [tese]. Curitiba: Universidade Federal do Paraná; 2005.
- 7 Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. *Prótese Fixa Contemporânea*. 3ª ed. São Paulo: Ed. Santos. 2006.
- 8 Souza Junior MHS, Carvalho RM, Mondelli RFL, Franco EB, Pinheiro RF. *Odontologia estética fundamentos e aplicações clínicas : restaurações indiretas sem metal: resinas compostas e cerâmica*. São Paulo: Ed. Santos. 2001.
- 9 Miranda CC. *Preparo e Moldagem em Prótese Fixa Unitária*. São Paulo: Ed. Artes Médicas, 1999.
- 10 Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: Structural characteristics of the substrate. *Am J Dent*. 2000 Oct; 13(5): 255-60.
- 11 Maia LG, Vieira LC. Cimentos resinosos: uma revisão de literatura. *J Bras de Dent & Estet*. 2003 July/Sept; 2(7): 258-62.
- 12 Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon post in a maxillary incisor. *Dent Mat*. 2005 aug; 21(8): 709-15.
- 13 Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affeting dentin bonding in root canals: a theorical modeling approach. *J Endod*. 2005 Aug; 31(8): 584-9.

* De acordo com a norma do Programa de Mestrado em Odontologia da UEPG, baseada no modelo Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

- 14 Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 1992 Sept; 68(3): 421-7.
- 15 Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Finite element analysis estimates of cement microfracture under complete veneer crowns. *J Prosthet Dent.* 1994; 71(5): 435-41.
- 16 Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RI. Does the incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res.* 1996 Mar; 74(3): 871-8.
- 17 Tênis CA, Jacobs MMRP, Pisciolaro RL, Campos PRB, Bertaccini GL. Núcleos intra-radulares pré-fabricados (revisão de literatura, conceitos atuais e avaliação). *Rev Odontol da Univ de Santo Amaro.* 1997 jul./dez; 3(4): 24-7.
- 18 Versluis A, Tantbirojin D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res.* 1997 June; 76(6): 1298-307.
- 19 Nash RW. The use of posts for endodontically treated teeth. *Compend Contin Educ Dent.* 1998 Oct; 19(10): 1054-6.
- 20 Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann H. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent.* 1999; 27: 275-8.
- 21 Manocci F, Innocenti M, Ferrari M, Watson TF. Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal posts, and composite resins. *J Endod.* 1999 Dec; 25 (12): 789-94.
- 22 Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1999 Apr; 81(4): 380-5.
- 23 Batista A, Sydney GB. Preparo do Canal Radicular Curvo. *J Bras Endo Perio.* 2000; 1(1): 43-51.
- 24 Cimini Junior C A, Gouvêa P, de Las Casas EB, Cornacchia TPM. Revisão crítica das medidas e modelos de cargas atuantes em dentes. 21st Iberian Latin American Congress on Computational Methods in engineering, dec. 2000, Rio de Janeiro, RJ. [Acesso em 18 nov. 2002]. Disponível em: <mildred@cesec.ufpr.br>.
- 25 Santis R, Prisco D, Apicella A, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Carbon fiber post adhesion to resin luting cement in the restoration of endodontically treated teeth. *J Mat Sci Mat Med.* 2000; 11: 201-6.
- 26 Ferrari MD, Vichi A, Grandini S, Goracci C. Efficacy of a self-curing adhesive-resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. *Int J Prosthodont.* 2001; 14 (6): 543-9.
- 27 Gaston BA, West LA, Liewehr FR, Fernandes C, Pashley DH. Evaluation of

- regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces. J Endod. 2001 May; 27(5): 321-4.
- 28 Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. J Oral Rehabil. 2001; 28:1022-28.
 - 29 Irie M, Suzuki K. Current luting cements: marginal gap formation of composite inlay and their mechanical properties. Dent Mat. 2001; 17:347-53.
 - 30 Seymour KG, Cherukara GP, Dayananda YD, Samarawickrama BDS. Stresses withing porcelai veneers and the composite lute using different preparation designs. J Prosthodont. 2001 Mar; 10(1): 16-21.
 - 31 Hagge MS, Wong RDM, Lindemuth JS. Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a resin cement. Int Endod J. 2002; 35: 372-8.
 - 32 Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal gap formation of light-activated restorative materials: effects of immediate setting shrinkage and bond strength. Dent Mat. 2002; 18: 203-10.
 - 33 Pegoretti A, Fambi L, Zamppini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. Biomat. 2002 July; 23(13): 2667-82.
 - 34 Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. Dent Mat. 2002; 18: 596-602.
 - 35 Ramos AMAM. Estudos numérico e experimental de uma nova componente femoral de prótese de anca cimentada [tese]. Aveiro: Universidade de Aveiro; 2002.
 - 36 Amarante MV. Análise das tensões em dentina restaurada com pinos intradiculares de diferentes materiais [dissertação]. Rio de Janeiro: Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro; 2003.
 - 37 Attar N, Tam L, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporany dental luting agents. J Prosthet Dent. 2003 Feb; 89(2): 127-34.
 - 38 Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strenght between adhesive cements and root canal dentine. Dent Mat. 2003; 19: 199-205.
 - 39 Gomes OMM. Análise “*in vitro*” da influência de três sistemas de fotopolimerização, através da MEV, na amplitude de fendas axiais em cavidades Classe V restauradas com resina composta [tese]. Araraquara: Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista; 2003.

- 40 Mota CS, Demarco FF, Camacho B, Powers JM. Tensile bond strength of four resin luting agents bonded to bovine enamel and dentin. *J Prosthet Dent*. 2003 June; 89(6): 558-64.
- 41 Prisco D, De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Oper Dent*. 2003; 28 (5): 510-21.
- 42 Goracci C, Tavares AU, Fabianelli A, Monticelli F, Raffaelli O, Cardoso PC et al. The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization. *Eur J Sci*. 2004; 112: 353-61.
- 43 Gradini S, Sapio S, Goracci C, Monticelli F, Ferrari M., A one step procedure for luting glass fibre posts: an SEM evaluation. *Int Endod J*. 2004; 37: 679-86.
- 44 Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal and flexural integrity os three classes of luting cement, with early finishing and water storage. *Dent Mat*. 2004; 20:3-11.
- 45 Kumbuloglu O, Lassila LVJ, User A, Vallittu PK. A study of the physical and chemical properties of four resin composite luting cements. *Int J Prosthodont*. 2004; 17(3): 357-63.
- 46 Lassila LVJ, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mat*. 2004; 20: 29-36.
- 47 Le Bell AM, Tanner J, Lassila LVJ, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of composite resin luting cement to fiber-reinforced composite root canal posts. *J Adhes Dent*. 2004; 6(4): 319-25.
- 48 Loguercio AD, Reis A, Shroeder M, Balducci I, Versluis A, Ballester RY. Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. *J Dent*. 2004; 32: 459-70.
- 49 Schwartz R, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*. 2004 May; 30(5): 289-301.
- 50 Cardoso PE, Oliveira LD, Carvalho CAT. Avaliação *in vitro* da eficácia de reforços intra-radiculares em dentes fragilizados. *Canal de Notícias Angelus Ciência e tecnologia*. 2005; 1(2):5.
- 51 Carvalho Filho F. Tensões de polimerização para diferentes técnicas de preenchimento de cavidades dentárias: uma solução numérica [dissertação]. Belo Horizonte: Escola de Engenharia da UFMG; 2005.
- 52 Goracci C, Fabianelli A, Sadek FT, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. The contribution of friccion to the dislocation resistance of bonded fiber posts. *J Endod*. 2005 Aug; 31(8): 608-12.

- 53 Jager, ND, Pallav P, Feilzer AJ. Finite element analysis model to simulate the behavior of luting cements during setting. *Dent Mat.* 2005; 21:1025-32.
- 54 Le Bell AML, Lassila, LVJ, Kangasniemi I, Vallittu PK. Bonding of fibre-reinforced composite post to root canal dentin. *J Dent.* 2005 Aug; 33(7): 533-9.
- 55 Mota JLS. Utilização do método dos elementos finitos para a análise do comportamento biomecânico do ligamento periodontal [dissertação]. Curitiba: Universidade Federal do Paraná; 2005.
- 56 Novais VR, Simamoto Júnior PC, Quagliatto OS, Soares CJ. Propriedades mecânicas de diferentes pinos não-metálicos. *Canal de Notícias Angelus Ciência e Tecnologia.* 2005; 1(2):3-4.
- 57 Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR et al. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *J Endod.* 2005 Dec; 31(12): 891-94.
- 58 Arora C, Aras M, Chitre V. Evaluation and comparison of retention of different aesthetic posts. *J Ind Prosthodont Soc.* 2006; 6(2): 82-9.
- 59 Grande FZ. Avaliação da dureza superficial de cimentos resinosos utilizados na cimentação de pinos de fibra de vidro em função da profundidade de polimerização e proximidade com sistemas adesivos [dissertação]. Ponta Grossa: Universidade Estadual de Ponta Grossa; 2006.
- 60 Kallan M, Usumez A, Ozturk AN, Belli S, Eskitascioglu C. Bond strenght root dentin and three glass-fiber post systems. *J Prosthet Dent.* 2006 Jul; 96(1): 41-6.
- 61 Mazzoccatto DT, Hirata R, Pires LAG, Mota E, Moraes LF, Mazzoccatto ST. Propriedades flexurais de pinos diretos metálicos e não-metálicos. *Rev Dent Press Estet.* 2006 July/Sept.; 3(3): 21-36.
- 62 Pereira JC, Biffi JCG, Coelho CSM, Abrahão A, Soares CJ. Influência do tipo de pino intra-radicular na distribuição de tensões em incisivo superior restaurado indiretamente. *Canal de Notícias Angelus Ciência e Tecnologia.* 2006, 1(4):3-4.
- 63 Perez BE, Barbosa SH, Melo RM, Zamboni SC, Özcan, M, Valandro, LF et al. Does the thickness of the resin cement affect the bond strength of a fiber post to the root dentin? *Int J Prosthodont.* 2006; 19(6): 606-9.
- 64 Sadek FT, Goracci C, Monticelli F, Grandini S, Cury AH, Tay FR et al. Immediate and 24-hour evaluation of interfacial strengths of fiber posts. *J Endod.* 2006 Dec; 32(12): 1174-7.
- 65 Teles RP, Lima DM, Mendonça AAM, Porto Neto ST. Análise da Distribuição de estresse em um incisivo central superior por meio do método dos elementos finitos. *JBC.* 2006; 10(52): 19-26.

- 66 Bonfante, EA. Avaliação quantitativa da continuidade da interface cimento/dentina de cimentos resinosos com diferentes modos de polimerização empregados na cimentação de pinos de fibra de vidro. [dissertação]. Bauru: Universidade de São Paulo; 2007.
- 67 Castro CG, Santana FR, Fernandes-Neto AJ, Campos RE, Soares CJ. Efeito do tratamento dentinário na resistência adesiva de pinos de fibra fixados com diferentes tipos de cimentos. *Braz Oral Res.* 2007 set; 21(Suppl. 1): 190.
- 68 Ceballos L, Garrido MA, Fuentes V, Rodríguez J. Mechanical characterization of resin cement used for luting fiber posts by nanoindentation. *Dent Mat.* 2007 Jan; 23(1): 100-5.
- 69 Pasqualin FH, Sousa-Neto MD, Souza-Gabriel AE, Souza-Filho CB, Paulino SM, Vansan LP. Avaliação da resistência à fratura de raízes portadoras de pinos metálicos fundidos e de fibra de vidro cilíndricos e cônicos. *Braz Oral Res.* 2007; 21(Suppl. 1): 236.
- 70 Pena CE, Albino LGB, Sigemori RM, Amaral CM, Rodrigues JA, Reis AF. Profundidade de polimerização de cimentos resinosos de presa dual e química usados na cimentação de pinos pré-fabricados. *Braz Oral Res*, 2007, 21(Suppl. 1): 232.
- 71 Perdigão J, Gomes G, Augusto V. The effect of dowel space on the bond strengths of fiber posts. *J Prosthodont.* 2007 May June; 16(3):154-64.
- 72 Silva BMAH, Freitas CA, Freitas MFA, Pereira EM. Avaliação de três agentes cimentantes quanto às resistências ao cisalhamento por puncionamento, à compressão axial e à tração diametral. *Braz Oral Res.* 2007; 21(Suppl.1):251.

APÊNDICE A – QUADROS DE DADOS

Vest C	Antes	Depois	Vest M	Antes	Depois	Vest A	Antes	Depois
1	196.55	204.19	1	0.00	0.00	1	0.00	8.67
2	Bolha	Bolha	2	Bolha	Bolha	2	29.79	38.14
3	0.00	12.46	3	22.72	65.17	3	6.35	8.73
4	4.52	13.57	4	9.38	16.11	4	8.40	8.63
5	0.00	13.46	5	0.00	0.00	5	0.00	7.85
6	0.00	13.91	6	14.60	19.22	6	6.19	18.71
7	Bolha	Bolha	7	Bolha	Bolha	7	12.79	19.27
8	54.18	54.62	8	4.89	6.98	8	0.00	7.28
9	Bolha	Bolha	9	27.31	30.30	9	10.94	31.27
10	12.14	15.47	10	7.97	10.31	10	9.00	14.80
11	0.00	18.66	11	11.46	19.84	11	0.00	11.68
12	0.00	0.00	12	0.00	0.00	12	38.87	45.81
13	37.65	49.91	13	51.21	63.76	13	7.43	17.46
14	11.95	12.38	14	0.00	0.00	14	32.26	38.23
15	17.10	22.51	15	0.00	0.00	15	0.00	28.80

Quadro 3 -Valores em μm da Amplitude das Fendas na Interface Dentina-cimento para os Discos Cervical, Médio e Apical na Região Vestibular dos Canais Radiculares

Ling C	Antes	Depois	Ling M	Antes	Depois	Ling A	Antes	Depois
1	87.49	94.21	1	31.11	39.03	1	0.00	0.00
2	1.21	5.31	2	Bolha	Bolha	2	8.49	18.83
3	Bolha	Bolha	3	Bolha	Bolha	3	Bolha	Bolha
4	7.03	7.47	4	0.00	12.70	4	0.00	13.55
5	10.47	18.26	5	0.00	6.45	5	0.00	0.00
6	0.00	14.97	6	5.65	11.15	6	0.00	4.36
7	6.16	6.85	7	20.63	28.41	7	5.00	10.16
8	0.00	6.43	8	5.56	8.81	8	33.53	36.46
9	13.49	37.57	9	0.00	11.77	9	0.00	39.68
10	21.29	33.06	10	0.00	3.55	10	4.67	9.22
11	6.92	13.21	11	10.15	26.81	11	5.42	13.62
12	Bolha	Bolha	12	55.46	67.76	12	0.00	13.43
13	2.56	54.61	13	0.00	18.25	13	5.85	9.37
14	0.00	0.00	14	0.00	0.00	14	0.00	10.40
15	5.81	10.36	15	23.01	23.91	15	19.47	20.00

Quadro 4 -Valores em μm da Amplitude das Fendas na Interface Dentina-cimento para os Discos Cervical, Médio e Apical na Região Lingual dos Canais Radiculares

Mesial C	Antes	Depois	Mesial M	Antes	Depois	Mesial A	Antes	Depois
1	0.00	14.49	1	0.00	7.12	1	0.00	13.72
2	0.00	0.00	2	3.17	13.56	2	0.00	16.46
3	0.00	16.11	3	8.54	17.75	3	Bolha	Bolha
4	5.16	30.96	4	9.94	17.17	4	6.78	17.79
5	0.00	0.00	5	0.00	6.98	5	0.00	9.15
6	0.00	13.12	6	11.54	16.99	6	0.00	13.28
7	0.00	3.65	7	9.52	21.59	7	5.56	23.33
8	0.00	0.00	8	0.00	6.39	8	11.81	13.18
9	0.00	21.42	9	9.53	13.88	9	0.00	12.74
10	7.93	18.61	10	20.49	33.64	10	8.02	17.38
11	0.00	7.58	11	3.64	10.69	11	0.00	10.14
12	0.00	0.00	12	0.00	0.00	12	0.00	7.30
13	11.95	15.16	13	5.25	17.72	13	5.81	12.60
14	0.00	0.00	14	9.45	10.13	14	28.25	31.61
15	0.00	0.00	15	0.00	0.00	15	34.92	50.96

Quadro 5 -Valores em μm da Amplitude das Fendas na Interface Dentina-cimento para os Discos Cervical, Médio e Apical na Região Mesial dos Canais Radiculares

Distal C	Antes	Depois	Distal M	Antes	Depois	Distal A	Antes	Depois
1	37.81	41.82	1	12.90	17.88	1	20.36	25.54
2	0.00	0.00	2	0.00	159.41	2	5.05	18.11
3	0.00	20.65	3	0.00	15.40	3	19.37	20.99
4	3.55	6.37	4	7.58	13.83	4	4.52	9.40
5	9.03	16.23	5	0.00	5.01	5	5.06	6.39
6	0.00	10.01	6	0.00	12.79	6	0.00	0.00
7	0.00	4.03	7	0.00	10.97	7	0.00	0.00
8	0.00	15.78	8	0.00	11.11	8	0.00	10.16
9	16.29	27.90	9	5.97	12.67	9	0.00	18.89
10	0.00	7.19	10	6.98	29.72	10	0.00	12.19
11	0.00	4.19	11	0.00	10.01	11	2.77	7.23
12	0.00	10.02	12	2.70	6.36	12	0.00	12.01
13	0.00	29.08	13	4.23	11.98	13	0.00	17.94
14	0.00	0.00	14	3.55	5.57	14	0.00	3.28
15	0.00	0.00	15	11.28	15.87	15	0.00	0.00

Quadro 6 -Valores em μm da Amplitude das Fendas na Interface Dentina-cimento para os Discos Cervical, Médio e Apical na Região Distal dos Canais Radiculares

GRUPOS	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	ERRO PADRÃO	MEDIANA	MÍNIMO	MÁXIMO	N
Antes							
Cervical	10,6944	29,7756	4,0149	0,0000	0,0000	196.5000	55
Médio	7,9888	11,6889	1,5620	4,5600	0,0000	55,4600	56
Apical	6,9436	10,3432	1,3581	3,6450	0,0000	38,8700	58
Depois							
Cervical	19,4149	30,7668	4,1486	13,2100	0,0000	204,1900	55
Médio	18,2586	24,3413	3,2527	12,6850	0,0000	159,4100	56
Apical	15,7062	11,4708	1,5062	13,2300	0,0000	50,9600	58

Quadro 7 -Valores de Média, Mediana, Mínimo e Máximo determinados por meio de Estatística Descritiva das Medidas das Fendas (μm) para os Grupos Experimentais antes e depois do Ensaio de Compressão dos Discos de Dentina (cervical, médio e apical)

(Continua)

Dente/região radicular do pré-molar inferior	Presença de Fenda (µm)	Ausência de Fenda
1		
1C-CERVICAL		X
1M-MÉDIA		X
1A - APICAL	X (63,38)	
2		
2C-CERVICAL		X
2M-MÉDIA		X
2A – APICAL		X
3		
3C-CERVICAL		X
3M-MÉDIA	X (66,34)	
3A – APICAL	X (27,78)	
4		
4C-CERVICAL		X
4M-MÉDIA		X
4A – APICAL		X
5		
5C-CERVICAL		X
5M-MÉDIA		X
5A – APICAL		X
6		
6C-CERVICAL		X
6M-MÉDIA		X
6A – APICAL	X (11,33)	
7		
7C-CERVICAL	X (46,91)	
7M-MÉDIA		X
7A – APICAL		X
8		
8C-CERVICAL		X
8M-MÉDIA	X (38,46)	
8A – APICAL		X
9		
9C-CERVICAL		X
9M-MÉDIA		X
9A – APICAL		X
10		
10C-CERVICAL		X
10M-MÉDIA		X
10A – APICAL		X
11		
11C-CERVICAL		X
11M-MÉDIA		X
11A-APICAL		X
12		
12C-CERVICAL		X
12M-MÉDIA		X
12A-APICAL		X
13		
13C-CERVICAL		X
13M-MÉDIA		X
13A-APICAL		X

(Conclusão)

Dente/região radicular do pré-molar inferior	Presença de Fenda (μm)	Ausência de Fenda
14		
14C-CERVICAL		X
14M-MÉDIA		X
14A-APICAL		X
15		
15C-CERVICAL		X
15M-MÉDIA		X
15A-APICAL		X

Quadro 8 - Resultados da Presença ou Ausência de Fenda na Interface Cimento-Pino depois do Ensaio Mecânico em cada Disco de Dentina (cervical, médio e apical)

**ANEXO A –
DECLARAÇÃO DE DOAÇÃO DE DENTES DO CENTRO DE ENSINO E
PESQUISA ODONTOLÓGICA DO BRASIL CEPOBRAS**



CENTRO DE ENSINO E PESQUISA ODONTOLÓGICA DO BRASIL

DECLARAÇÃO

Declaro para os devidos fins que o Banco de Dentes do Centro de Ensino e Pesquisa Odontológica do Brasil (CEPOBRÁS), situado na cidade de Goiânia-Goiás, sob coordenação do Prof. Dr. Carlos Estrela, cedeu à Disciplina de Endodontia B da Universidade Federal do Paraná sessenta (60) dentes pré-molares humanos extraídos, com fins didáticos ou de pesquisa.

Atenciosamente,

**Prof. Dr. Carlos Estrela
Coordenador do CEPOBRÁS
Prof. Titular de Endodontia da FO-UFG**

**ANEXO B –
APROVAÇÃO DO PROJETO PELA COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA
DA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA COEP - UEPG**

**COEP**

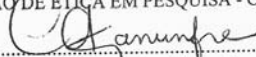
COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA

PARECER Nº 31/2006**Protocolo: 06054/06**

Em reunião extraordinária realizada nesta data, a Comissão de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa intitulado "**Análise Não-linear do Mecanismo de Cimentação de Pinos Intra-radiculares Utilizando o Método dos Elementos Finitos**" de responsabilidade do (a) Pesquisador(a) Osnara Maria Mongrueel Gomes.

Ponta Grossa, 16 de novembro de 2006.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
COMISSÃO DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP


Prof. Dr. Carla Cristine Kanunfre
Coordenadora