

Ao meu querido esposo *Marco Antonio*,

Meu Amor,

Meu grande amigo guardado do lado esquerdo do peito, mesmo quando o tempo e a distância disseram não... O importante foi ouvir a voz que vinha do coração...

Muito obrigada pela sua compreensão, por todo o seu amor e incentivo em mais esta etapa da minha vida

Aos meus filhos,

Gianni , pela sua amizade, pela colaboração incansável e pelo seu sorriso meigo e sincero. Muito obrigada filha querida.

Gianfilippo, filho querido e colega, obrigada pela ajuda e por torcer para que tudo desse certo.

Giovana, que está sempre me ensinando por seus atos que existem vários caminhos à felicidade. Obrigada ainda, pelo seus carinhos e pelos mil beijinhos.

Dedico este trabalho.

Agradecimentos

Agradeço ao meu querido pai, **Tulio**, pelo apoio e por ter me ensinado a ter muita garra, e à minha mãe, **Martinha**, pelo exemplo de fé. Mãezinha, sua sensibilidade me ensinou a enxergar com os olhos do coração.

Agradeço às minhas queridas irmãs, **Laura Helena, Helenaura e Daniela**, pelo apoio e pela amizade, e ao meu irmão, **Marco Túlio**, pelo seu exemplo e pela sua ajuda.

Ao meu orientador, **Prof. Estevam Barbosa de Las Casas**, o meu muito obrigada por ter acreditado em mim, pela orientação segura e disponibilidade durante toda a realização desta tese. Agradeço especialmente pela sua amizade e pelo seu exemplo, *até mesmo de não perder nada em sua mesa*.

O meu muito obrigada ao meu coorientador, **Prof. Carlos Aberto Cimini Jr.**, pelas orientações rápidas e iluminadas, *the flash*, bem de acordo com o seu modo rápido e simples de ser.

Agradeço imensamente ao **Rodrigo Peixoto**, *meu anjo da guarda*, pelo seu modo calmo de ser, pela participação decisiva e efetiva neste trabalho. Rodrigo, você me surpreendeu!

Agradeço à minha querida amiga **Flavia Souza Bastos**, minha *help*, pela competência, apoio e pela pronta ajuda nas hora de dificuldades.

Agradeço imensamente ao colega de trabalho, **Rolf Ankli**, pela colaboração na confecção das amostras de resina e porcelana que foram utilizadas na parte experimental deste trabalho. Devo ressaltar que o profissional foi **o escolhido** pela sua seriedade e competência.

Aos professores e funcionárias do **Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica**, pela acolhida, pelo apoio e pela confiança ao me aceitarem como aluna nesta unidade de ensino.

Agradeço ao amigo **Carlos Alberto, o Klé**, por poder contar com a sua sabedoria e com a sua amizade.

Não posso deixar de agradecer ainda, àqueles que me auxiliaram no início deste trabalho, o professor **Vagner Eustáquio de Carvalho** (FÍSICA-UFMG), o pesquisador **Ricardo Alberto Neto Ferreira** (CDTN-UFMG) e os bolsistas, **Marcos Torres e Thiago Campos**, o meu muito obrigada.

Muito obrigada à secretária e companheira **Nilde**, por me auxiliar de maneira incondicional no trabalho, nos estudos e nos momentos de *baixo astral*.

À colega e amiga **Cristiana** e funcionárias, **Rosângela e Sônia**, pela solidariedade, pela torcida e confiança.

Aos queridos, **Gina e Geraldo**, pelo apoio pela amizade do fundo da alma e por tudo que vocês fizeram por mim, muito obrigada.

Agradeço a cada um dos meus **pacientes e alunos** ao me impulsionarem na busca do saber e do fazer sempre o melhor.

À *filosofia Seicho-No-Ie* que me ensina viver da melhor forma possível, superando os obstáculos, agradecendo as dificuldades com a convicção de que Deus vive em nós.

À *Deus*, pela Vida e por me dar tanta força e coragem.

Epígrafe

VIVER

É não ter a vergonha de ser feliz,

Cantar e cantar e cantar

a beleza de ser um eterno **aprendiz**.

Ah! Meu Deus eu sei, eu sei

Que a vida devia ser bem melhor e será

Mas isso não impede que eu repita

É bonita, é bonita e é bonita...

E a vida? E a vida o que é diga lá, meu irmão?

Ela é a batida de um coração ? Ela é uma doce ilusão?

Mas e a vida?

Ela é maravilha ou é sofrimento? Ela é alegria ou lamento?

O que é, o que é, meu irmão?

Há quem fale que a vida da gente,

É um nada no mundo

É uma gota, é um tempo, que nem dá um segundo

Há quem fale que é

Um divino mistério profundo

É o sopro do Criador numa atitude repleta de amor...

Somos nós que fazemos a vida

Como der, ou puder, ou quiser

RESUMO

Realizou-se uma análise de tensões utilizando o método dos elementos finitos de um dente hígido e naqueles restaurados indiretamente com resina e porcelana, levando em consideração as solicitações térmicas e mecânicas presentes no ambiente bucal e as tensões produzidas pela contração do cimento resinoso utilizado na fixação destas restaurações. Estes materiais restauradores foram escolhidos devido suas características funcionais e estéticas. O programa utilizado foi o Ansys num modelo tridimensional do Segundo Molar Inferior. Na primeira parte, num estudo de laboratório, foram definidas a condutividade térmica e a densidade dos materiais restauradores, sendo que as mudanças de temperatura resultantes do contato com líquido frio foram calculadas e usadas para comparar com os valores obtidos no modelo numérico. Na segunda parte, uma análise transiente via métodos dos de elementos finitos é descrita para simular a ingestão de alimentos frios (4°C) e quentes (60°C) para determinar a distribuição de temperatura no dente, seguida por uma análise linear elástica de tensões. Assumiu-se ser o dente isotrópico, homogêneo, elástico e não simétrico. Tensões termomecânicas máximas foram verificadas com a restauração de resina sob carregamento frio. Quando cargas mecânicas verticais (180 N) foram aplicadas, tensões máximas de tração foram verificadas com a restauração de porcelana. Num modelo axissimétrico, as tensões geradas pelo cimento resinoso durante a cimentação das restaurações *onlays* de resina e porcelana, devido as tensões de contração de polimerização, foi estimada em mais de 30 MPa, mas a tensão na interface do adesivo com a dentina foi menor que no cimento (10 MPa). Tensões de contração foram contrárias à adesão à superfície do dente, mas a adesão ao esmalte é suficiente para resistir àquela tensão. Por outro lado, a adesão da resina composta à dentina é muito tênue e poderia levar à formação de fendas. Aplicação simultânea de cargas mecânicas e térmicas é uma condição clinicamente relevante, que pode contribuir para fratura da restauração e do dente. Ingestão cíclica de alimentos frios e quentes pode contribuir para fadiga térmica do processo adesivo. Baseado nos resultados deste estudo numérico, pode-se afirmar que o valor das tensões térmicas, mecânicas e aquelas advindas da contração do cimento resinoso devem ser importantes considerações na avaliação do preparo cavitário e na escolha do material restaurador.

PALAVRAS CHAVES: restaurações estéticas indiretas, tensões da contração de polimerização, cimento resinoso, análise termomecânicas nas *inlays/onlays*.

Conteúdo

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

SÍMBOLOS E ABREVIATURAS p. 17

GLOSSÁRIO p. 18

1 INTRODUÇÃO p. 23

1.1 Introdução p. 23

1.2 Objetivos p. 26

1.3 Relevância p. 26

2 REVISÃO DE LITERATURA p. 27

2.1 Materiais Restauradores Estéticos Indiretos p. 27

2.1.1 Porcelana Odontológica ou Cerâmica p. 28

2.1.2 Resinas Compostas Indiretas p. 29

2.1.3 Sistemas Adesivos para Esmalte e Dentina p. 30

2.1.4 Cimentos Resinosos p. 32

2.2 Modelo Matemático p. 32

2.2.1 Carregamento Térmico e Mecânico p. 32

2.2.2 Contração de Polimerização da Resina p. 34

2.3 Restaurações Estéticas Indiretas Posteriores p. 36

2.3.1 Princípios do preparo cavitário MOD *Onlay* p. 36

3	METODOLOGIA	p. 39
3.1	Ensaio Laboratoriais	p. 39
3.1.1	Condutividade Térmica (λ)	p. 39
3.1.2	Densidade (ρ)	p. 41
3.2	Modelo Matemático - MEF	p. 42
3.2.1	Modelo Geométrico Tridimensional do Segundo Molar Inferior	p. 42
3.2.2	Validação Experimental do Modelo Matemático	p. 43
3.2.3	Definição do carregamento térmico e condições de contorno	p. 47
3.2.4	Teste da qualidade da malha para o modelo tridimensional	p. 48
3.2.5	Verificação da influência do Módulo de Elasticidade (E) do esmalte na determinação das tensões	p. 48
3.2.6	Definição do carregamento mecânico e condições de contorno	p. 49
3.2.7	Definição do carregamento acoplado (mecânico e térmico) simultâneos	p. 50
3.2.8	Modelo Axissimétrico	p. 50
4	RESULTADOS	p. 53
4.1	Determinação das Propriedades Termofísicas dos Materiais Restauradores	p. 53
4.1.1	Condutividade Térmica (λ)	p. 53
4.1.2	Densidade (ρ)	p. 56
4.2	Validação Experimental do Modelo Matemático	p. 58
4.2.1	Comparação dos resultados do modelo matemático de análise numérica com o experimento	p. 59
4.3	Modelo Matemático- Análise Numérica	p. 63
4.3.1	Resultados do teste de malha	p. 63
4.3.2	Influência do Módulo de Elasticidade (E) do esmalte nas tensões	p. 65
4.4	Resultados do Carregamento Térmico	p. 66
4.4.1	Temperaturas	p. 66

4.4.2	Tensões termomecânicas	p. 70
4.5	Resultados do carregamento mecânico	p. 75
4.6	Resultados do Carregamento Acoplado (mecânico e térmico simultâneos)	p. 78
4.6.1	Carregamento Acoplado (frio)	p. 78
4.6.2	Carregamento Acoplado (quente)	p. 81
4.7	Resultados da Contração de Polimerização do cimento resinoso	p. 83
4.7.1	Resultados do modelo axissimétrico	p. 83
5	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	p. 85
5.1	Discussão dos resultados experimentais	p. 85
5.2	Validação do modelo matemático	p. 87
5.3	Carregamentos térmicos	p. 89
5.4	Tensões termomecânicas	p. 90
5.5	Carregamento mecânico - oclusão	p. 92
5.6	Carregamento acoplado	p. 94
5.7	Contração de polimerização	p. 94
6	CONCLUSÕES	p. 97
6.1	Conclusões	p. 97
6.2	Sugestões para trabalhos futuros	p. 98
	ABSTRACT	p. 99
	Bibliografia	p. 100
7	APÊNDICE	p. 104
7.1	Tabela dos valores utilizados nos modelos numéricos	p. 104
7.2	Tabela (revisão de literatura)	p. 109

Lista de Figuras

1	Divisão anatômica do dente	p. 18
2	Divisão histoestrutural do dente	p. 19
3	Faces do dente posterior	p. 20
4	Faces do dente posterior	p. 21
5	Vista vestibular da redução oclusal	p. 38
6	Arredondamento do ângulo áxio-pulpar	p. 38
7	Vista ocusal- preparo <i>onlay</i>	p. 38
8	Comparador Térmico	p. 40
9	Geometria 3D do 2º molar inf.	p. 42
10	Corte M-D	p. 42
11	Dente na mandíbula	p. 42
12	Controle radiográfico	p. 44
13	Preparo das amostras	p. 44
14	Ponto de inserção dos termopares	p. 44
15	Plataforma de acrílico	p. 44
16	Elemento SOLID 87	p. 46
17	Modelo Discreto para Análise da Variação da Temperatura em Função do Tempo	p. 46
18	Modelo simplificado	p. 46
19	Modelo discreto	p. 48
20	Pontos de aplicação de carga	p. 50
21	Condições de contorno	p. 50

22	Modelo axissimétrico	p. 52
23	Curva de Calibração (1) do Comparador Térmico	p. 54
24	Curva de Calibração (2) do Comparador Térmico	p. 55
25	Variação da temperatura com o tempo durante o contato com água gelada	p. 59
26	Pontos de aquisição de temperatura	p. 60
27	Influência da localização do ponto de tomada de temperatura - tempo(s)X temperatura(°C)	p. 60
28	Ponto de Referência para aquisição de dados	p. 60
29	Análise da temperatura interna através do MEF	p. 61
30	MEF X Experimento-Hígido	p. 62
31	MEF X Experimento-Porcelana	p. 62
32	MEF X Experimento-Resina	p. 62
33	MEF X Simplificado-Hígido	p. 62
34	MEF X Simplificado-Porcelana	p. 62
35	MEF X simplificado-Resina	p. 62
36	Temperatura mínima	p. 64
37	Tensão principal máxima	p. 64
38	Malha 2 (vista lateral)	p. 64
39	Malha 3 (vista lateral)	p. 64
40	Malha 2 (vista oclusal)	p. 64
41	Malha 3 (vista oclusal)	p. 64
42	(σ_1) E=40,0 GPa	p. 65
43	(σ_1) E=84,1 GPa	p. 65
44	Temp-hígido-frio	p. 67
45	Temp-porcelana-frio	p. 67
46	Temp-resina-frio	p. 67

47	Temp _(int) -hígido-frio	p. 67
48	Temp _(int) -porcelana-frio	p. 67
49	Temp _(int) -resina-frio	p. 67
50	Temp-hígido-quente	p. 69
51	Temp-porcelana-quente	p. 69
52	Temp-resina-quente	p. 69
53	Temp _(int) -hígido-quente	p. 69
54	Temp _(int) -porcelana-quente	p. 69
55	Temp _(int) -resina-quente	p. 69
56	σ_1 -hígido-frio	p. 72
57	σ_1 -porcelana-frio	p. 72
58	σ_1 -resina-frio	p. 72
59	$\sigma_{3(int)}$ -hígido-frio	p. 72
60	$\sigma_{3(int)}$ -porcelana-frio	p. 72
61	$\sigma_{3(int)}$ -resina-frio	p. 72
62	σ_3 -hígido-quente	p. 74
63	σ_3 -porcelana-quente	p. 74
64	σ_3 -resina-quente	p. 74
65	$\sigma_{1(int)}$ -hígido-quente	p. 74
66	$\sigma_{1(int)}$ -porcelana-quente	p. 74
67	$\sigma_{1(int)}$ -resina-quente	p. 74
68	σ_1 -hígido-Mec	p. 75
69	$\sigma_{3(dentina)}$ -Hígido-Mec	p. 75
70	σ_1 -(dente-porcelana)-Mec	p. 76
71	σ_1 -porcelana-Mec	p. 76
72	σ_1 -esmalte _(porcelana) -M	p. 76

73	σ_3 -dentina(<i>porcelana</i>)-M	p. 76
74	σ_1 -(dente-resina)-Mecânico	p. 77
75	σ_1 -resina-Mecânico	p. 77
76	σ_1 -esmalte(<i>resina</i>)-Mec	p. 77
77	σ_3 -dentina(<i>resina</i>)-Mec	p. 77
78	σ_1 -hígido(<i>faceV</i>)-Acoplado(<i>frio</i>)	p. 79
79	σ_1 -porcelana(<i>faceV</i>)-Acoplado(<i>frio</i>)	p. 79
80	σ_1 -resina(<i>faceV</i>)-Acoplado(<i>frio</i>)	p. 79
81	σ_1 -hígido(<i>faceL</i>)-Acoplado(<i>frio</i>)	p. 79
82	σ_1 -porcelana(<i>faceL</i>)-Acoplado(<i>frio</i>)	p. 79
83	σ_1 -resina(<i>faceL</i>)-Acoplado(<i>frio</i>)	p. 79
84	σ_3 -hígido(<i>dentina</i>)-Acoplado(<i>frio</i>)	p. 80
85	σ_3 -porcelana(<i>dentina</i>)-Acoplado(<i>frio</i>)	p. 80
86	σ_3 -resina(<i>dentina</i>)-Acoplado(<i>frio</i>)	p. 80
87	σ_3 -hígido-Acoplado(<i>quente</i>)	p. 82
88	σ_3 -porcelana-Acoplado(<i>quente</i>)	p. 82
89	σ_3 -resina-Acoplado(<i>quente</i>)	p. 82
90	σ_1 -hígido(<i>dentina</i>)-Acoplado(<i>quente</i>)	p. 82
91	σ_1 -porcelana(<i>dentina</i>)-Acoplado(<i>quente</i>)	p. 82
92	σ_1 -resina(<i>dentina</i>)-Acoplado(<i>quente</i>)	p. 82
93	σ_1 -porcelana(<i>dentina</i>)-Contração	p. 84
94	σ_1 -porcelana(<i>cimento</i>)-Contração	p. 84
95	σ_1 -porcelana(<i>adesivo</i>)-Contração	p. 84
96	σ_1 -resina(<i>dentina</i>)-Contração	p. 84
97	σ_1 -resina(<i>cimento</i>)-Contração	p. 84
98	σ_1 -resina(<i>adesivo</i>)-Contração	p. 84

Lista de Tabelas

1	Teste de malha	p. 48
2	Valores utilizados no modelo (tabela completa no apêndice)	p. 51
3	Medidas com a amostra de porcelana	p. 53
4	Medidas com a amostra de resina	p. 53
5	Medidas com a amostra do cimento resinoso	p. 53
6	Valores de (L) e condutividade térmica(λ)	p. 56
7	Comparação do (λ) experimental com o da literatura	p. 56
8	Determinação Experimental da Densidade	p. 57
9	Comparação dos valores de densidade experimental e da literatura	p. 58
10	Malhas avaliadas	p. 63
11	Tabela para análise de convergência das malhas	p. 63
12	Valores de (σ_1) ao variar os módulos de elasticidade	p. 66
13	Valores de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) nas superfícies interna e externa sob carregamento frio num tempo de 2s	p. 66
14	Valores de temperatura ($^{\circ}\text{C}$) nas superfícies interna e externa sob aplicação do quente	p. 68
15	Valores das tensões termomecânicas (MPa) no dente hígido, nos dentes restaurados com resina e porcelana sob carregamento frio e quente, nos tempos de 0,1s, 1,1s e 2s	p. 70
16	Valores das tensões termomecânicas (MPa) nas superfícies interna e externa sob carregamento frio no tempo de 2s no dente hígido, porcelana e resina	p. 71

17	Valores das tensões termomecânicas (MPa) nas superfícies interna e externa sob carregamento quente no tempo de 2s no dente hígido, porcelana e resina	p. 73
18	Valores das tensões termomecânicas nas superfícies interna e externa sob carregamentos frio e quente no tempo de 2s no dente hígido, porcelana e resina	p. 75
19	Valores das tensões sob carregamento mecânico no dente e naqueles restaurados com porcelana e resina	p. 77
20	Distribuição de tensões termomecânicas (MPa) no dente hígido, porcelana e resina sob carregamento mecânico e frio num tempo de 2 s	p. 78
21	Valores das tensões sob carregamento acoplado (mecânico com quente)	p. 81
22	Valores das tensões devido a contração do cimento	p. 83

SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

E: módulo de elasticidade

λ : condutividade térmica

ρ : densidade

h : constante de transferência de calor ou coeficiente de convecção

q : fluxo de calor local

σ : tensão

α : coeficiente de dilatação térmica

MPa: megapascal

GPa: gigapascal

BISGMA: bisfenol-A do glicidil metacrilato, componente principal da matriz orgânica da resina composta.

TEG-DMA: trietileno glicol do dimetacrilato, composto orgânico com peso molecular menor que o BISGMA, utilizado para reduzir a viscosidade da resina.

GLOSSÁRIO

DIVISÃO ANATÔMICA DO DENTE: coroa, colo e raiz.

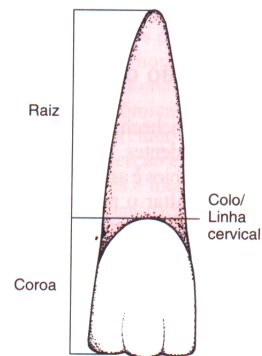


Figura 1: Divisão anatômica do dente

Coroa: anatomicamente, o dente pode ser dividido em coroa, raiz e colo. A coroa dental é a parte do dente geralmente recoberta pelo esmalte. Apresenta uma coloração esbranquiçada e brilhante. As coroas dos dentes humanos são extremamente variáveis no que diz respeito à forma e função, o que permite distinguir com facilidade uma das outras (FIG.1).

Colo dental: é a parte do dente que se localiza entre a coroa e a raiz do dente. No dente isolado, ele é perfeitamente visível, e é representado por um estrangulamento entre a coroa e a raiz, marcado ainda por uma linha sinuosa entre o esmalte e o cimento, chamada de linha cervical (FIG.1).

Raiz: a raiz do dente é a parte que fica implantada nos alvéolos da maxila e da mandíbula, sendo, portanto não visível na cavidade bucal. Ela é revestida pelo cimento, que lhe confere um acoloração amarelada e uma textura bem mais rugosa. As raízes podem sofrer uma série de alterações no decorrer de sua formação, razão pela qual apresentam morfologia muito variável (TEIXEIRA; REHER; REHER, 2001) (FIG.1).

DIVISÃO HISTOESTRUTURAL DO DENTE: esmalte, dentina, cimento e polpa.

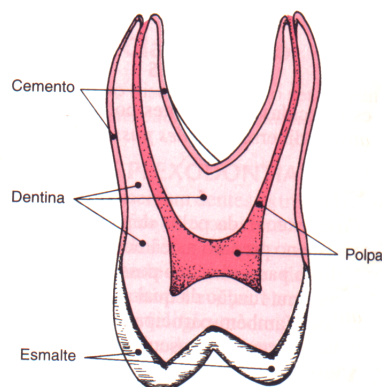


Figura 2: Divisão histoestrutural do dente

Esmalte: é o tecido duro que reveste a dentina coronária, sendo o mais mineralizado do corpo humano. É extremamente duro e resistente ao desgaste, permitindo a mastigação de vários alimentos (FIG.2).

Dentina: principal e o mais volumoso tecido duro constituinte do dente. Forma a estrutura interna, ajudando a constituir de forma contínua a coroa, o colo e a raiz do dente. Na região da coroa, ela é revestida externamente pelo esmalte, na região da raiz, pelo cimento. Em seu interior se localiza uma cavidade, a cavidade pulpar que aloja a polpa. A cavidade pulpar copia a morfologia externa do dente. Estruturalmente, nota-se que a dentina possui uma série de microtúbulos, os túbulos dentinários, que são preenchidos em parte pelos prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos (FIG.2).

Cimento: tecido duro que reveste a dentina radicular. Difere histologicamente dos outros tecidos dentais, apresentando características próprias que propiciam a fixação das fibras do ligamento periodontal. O cimento faz parte do periodonto de inserção, juntamente com as fibras do ligamento e osso alveolar das paredes do alvéolo (FIG.2).

Polpa: a polpa constitui o tecido mole do dente que se aloja no interior da cavidade pulpar. Ela é composta por um tecido embrionário de natureza conjuntiva, ricamente vascularizada e inervada, apresentando grande sensibilidade. Possui uma série de células, dentre as quais

se destacam os odontoblastos, responsáveis pela formação da dentina, função que vai ser exercida durante toda a vida (TEIXEIRA; REHER; REHER, 2001) (FIG.2).

FACES DO DENTE: são superfícies que constituem o dente. As faces dos dentes recebem os nomes de acordo com a posição que ocupam na boca. Os dentes posteriores apresentam 6 faces: vestibular, lingual, mesial, distal, cervical e oclusal. A face cervical é virtual, já que é contínua com a raiz. As faces vestibular e lingual são também referidas como faces livres, e as faces mesial e distal, como faces proximais ou faces de contato (FIG.3).

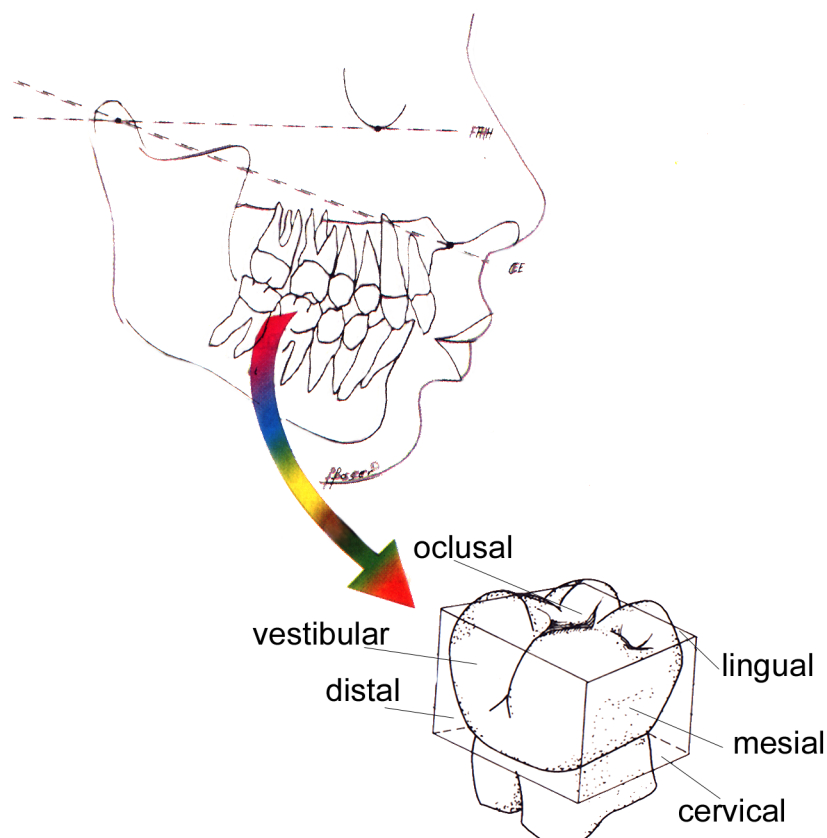


Figura 3: Faces do dente posterior

Face mesial e distal (faces proximais): Para entender esta nomenclatura, deve-se, imaginariamente, desfazer o arco dental, desdobrando-o de modo que todos os dentes fiquem num mesmo plano frontal. Agora, as estruturas que estiverem voltadas para a linha mediana serão mesiais e as que estiverem voltadas para fora serão distais. Exemplificando,

num molar, a face anterior denomina-se mesial (FIG.3).

Face vestibular e lingual: Os arcos dentais dividem a cavidade bucal em duas partes: a cavidade bucal propriamente dita e o vestíbulo bucal. A primeira se localiza internamene aos arcos dentais, sendo ocupada pela língua, e a segunda externamente, voltada para o vestíbulo, é a vestibular. A parte do dente voltada para dentro, que contacta a língua, é a lingual. Pode ser empregado também palatino para os dentes superiores, em vez de lingual (FIG.3).

Face oclusal: refere-se à porção da coroa que se relaciona com o plano oclusal. No caso dos molares, existe uma face oclusal (FIG.3).

Cervical: refere-se à porção da coroa que se continua com o colo e a raiz. Como existe a linha cervical no colo, permaneceu o termo cervical (FIG.3).

PAREDES: são os limites internos das cavidades.

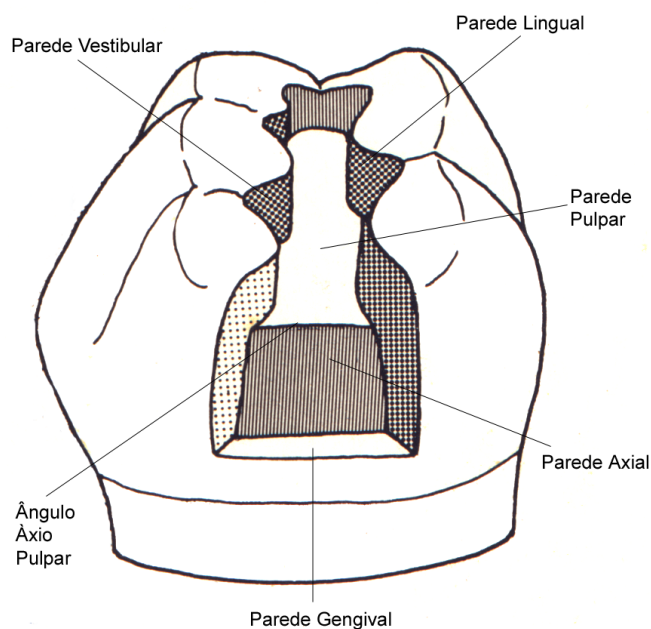


Figura 4: Faces do dente posterior

Paredes circundantes: são as paredes laterais da cavidade. Recebem o nome da face do dente que correspondem ou da qual estão mais próximas (vestibular, lingual, mesial e distal)(FIG.4).

Parede axial: parede de fundo quando paralela ao eixo longitudinal do dente (FIG.4).

Parede pulpar: parede de fundo quando perpendicular ao eixo longitudinal do dente. O encontro das paredes pulpar e axial, denomina-se ângulo áxio-pulpar (MONDELLI; GALAN; LIMA NAVARRO, 1976) (FIG.4).

RESTAURAÇÕES DIRETAS: conjunto de procedimentos clínicos executados exclusivamente no consultório.

RESTAURAÇÕES INDIRETAS: são aquelas que necessitam de um suporte laboratorial, pois além de exigir procedimentos de moldagem, a confecção da restauração é feita sobre um modelo de gesso, sendo posteriormente cimentada ao dente na cavidade preparada.

RESTAURAÇÕES INLAY/ONLAY ESTÉTICAS: são restaurações indiretas de resina ou de porcelana, sem metal interno, sendo que as *inlays* são restaurações intracoronárias, sem envolvimento cuspídeo, e as *onlays* recobrem os dentes.

TÉRMINOS DA MARGEM CAVOSUPERFICIAL DO PREPARO CAVITÁRIO

tipos de acabamentos que devem ser executados na margem externa do preparo cavitário para que se obtenha melhor forma de resistência para o dente e material restaurador. As restaurações estéticas indiretas a terminação externa da margem cavosuperficial deverá propiciar uma borda para o material restaurador em torno de 70 a 90°, isto é não se executa bisel.

1 INTRODUÇÃO

1.1 Introdução

O desempenho fisiológico dos dentes intactos é resultado da relação íntima e equilibrada entre os parâmetros biológico, mecânico, funcional e estético (MAGNE; BELSER, 2003). A Odontologia, desde o seu início, busca um material restaurador que, além de restabelecer a função do elemento dentário, apresente adequada resistência à abrasão, boa adaptação marginal, biocompatibilidade e que reproduza a cor natural dos dentes (BARATIERI; ANDRADA; JUNIOR, 1989).

No último século, restaurações em ligas fundidas, bem como associadas às porcelanas dentais nas coroas metalocerâmicas, constituíram-se recursos eficazes para a devolução da correta anatomia dental e a manutenção da estabilidade oclusal (VIEIRA; MELLO FERREIRA; GARÓFALO, 1995).

De acordo com Gomes (1996), aumentou significativamente o interesse dos pacientes por informações e tratamentos que possam devolver os aspectos naturais dos seus dentes, comprometidos por problemas relacionados à cárie dental e ou outras lesões comuns na cavidade bucal. Às vezes, a procura não está relacionada apenas com esses problemas, mas pela possibilidade de, através do *tratamento estético*, ser possível tornar seu *sorriso mais harmonioso e belo (odontologia cosmética)*.

Os pacientes hoje, querem *dentes brancos, com restaurações invisíveis*, e isso leva à progressiva substituição das ligas metálicas e incrementa estudos por melhores materiais e técnicas que proporcionem maior durabilidade, principalmente nos dentes posteriores. Segundo Peutzfeld (2001), dentre os vários materiais estéticos e técnicas restauradoras disponíveis, o profissional tem dificuldade em escolher o melhor para cada caso, e, segundo Dietschi e Krejci (2001), o sucesso está no processo de seleção do material baseado no conhecimento das propriedades, em especial do mecanismo de cura, e das técnicas restauradoras.

O emprego da resina e da porcelana nas restaurações sem infra-estrutura metálica denominadas *inlays/onlays* de resina e porcelana possibilita restaurar dentes anteriores e posteriores conciliando a reconstrução anatômico-funcional com a estética (VIEIRA; MELLO FERREIRA; GARÓFALO, 1995). Todos os sistemas restauradores que utilizam esses materiais, sem infra-estrutura metálica, são baseados no conceito da odontologia adesiva, que requer uma união efetiva e duradoura aos tecidos dentais. Embora esses materiais proporcionem melhor estética quando comparados com os metálicos, muito ainda necessita ser conhecido a respeito das propriedades físicas requeridas para maior durabilidade destes materiais no meio bucal.

Apesar da utilização das restaurações *inlays/onlays* em porcelana pura parecer moderna, é uma técnica utilizada há mais de 50 anos. Entretanto, estas restaurações tiveram pouco êxito por serem extremamente frágeis devido às características do material da época e do método de cimentação empregado. Os cimentos usados até então, fosfato de zinco e silicofosfato, não ofereciam às restaurações a resistência que hoje se consegue com o uso de cimentos resinosos adesivos (VIEIRA; MELLO FERREIRA; GARÓFALO, 1995).

Com relação às resinas, desde a introdução dos primeiros compósitos por Bowen (1956), avanços significativos têm sido feitos no sentido de melhorar as características desses materiais. Os primeiros compósitos eram ativados quimicamente para iniciar o processo de polimerização e utilizados, rotineiramente, em dentes anteriores, onde a estética é fundamental. Hoje no entanto, o emprego das resinas compostas em dentes posteriores também é uma realidade, e sua utilização tem aumentado muito, tanto na técnica direta quanto na indireta.

A técnica direta é um conjunto de procedimentos executados exclusivamente no consultório, ou seja, o material compósito é inserido na cavidade em estado plástico, onde se polimeriza, necessitando de apenas uma sessão clínica.

A técnica indireta é aquela que necessita de um suporte laboratorial, pois além de exigir procedimentos de moldagem, a confecção da restauração é feita sobre um modelo de gesso, sendo posteriormente cimentada ao dente na cavidade preparada. As restaurações indiretas têm alcançado seu espaço devido às limitações dos procedimentos restauradores diretos, por não preencherem totalmente as exigências mecânicas e biológicas para restaurar os dentes posteriores. Alguns dos problemas associados aos materiais restauradores estéticos nos dentes posteriores, com grande volume de tecido perdido, estão relacionados com fraturas, alterações de cor, desgaste, falta de união às estruturas do dente, dificuldade técnica na obtenção de contornos satisfatórios e restabelecimento do contato com os dentes

contíguos e antagonistas (CHAIN; BARATIERI, 1998).

As restaurações indiretas podem ser classificadas conforme o envolvimento cavitário em *inlay* e *onlay*. *Inlay*, é a restauração indireta intracoronária, sem envolvimento cuspídeo; e *onlay* é a restauração extracoronária com envolvimento cuspídeo, ou seja aquela que recobre o dente.

Dentro deste contexto, o desenvolvimento de gerações sucessivas de materiais baseados em resinas compostas indiretas e porcelanas vem, progressivamente, ocupando o espaço como procedimento restaurador nos dentes posteriores em cavidades de tamanho médio ou grande. Dentre as principais vantagens do processo indireto temos a eliminação da contração de polimerização do material restaurador, restando somente a que ocorre com o cimento resinoso.

A técnica de cimentação empregada é o fator mais importante para que se obtenha sucesso com as restaurações *inlay/onlay* estéticas. O processo de cimentação de uma restauração indireta envolve várias etapas e pode ser descrito nos seguintes passos: prova da adaptação da restauração, seleção do cimento, condicionamento da restauração, profilaxia e isolamento do campo operatório, procedimentos adesivos que incluem o condicionamento ácido da estrutura dentária e aplicação do sistema adesivo, cimentação, ajuste oclusal e acabamento.

Na prática clínica atual, os pacientes estão ansiosos por um elevado padrão estético, requerendo muitas vezes, a substituição das restaurações metálicas nos dentes posteriores. Mas existe ainda uma série de incertezas devido à pouca história do uso desses materiais fixados pela técnica adesiva. É comum, por exemplo, os pacientes relatarem dor pós-cimentação ao mastigarem sobre a restauração, e ainda não se sabe o porquê dessa dor; pois num processo de cimentação normal, o paciente relataria dor sob estímulos térmicos, como resposta de um estado inflamatório pulpar fisiológico. Mas, esta dor, quanto tempo vai durar? Será que passa? O que deve ser mudado no caso de substituir a restauração uma vez que, essa foi feita dentro da técnica preconizada e a oclusão está perfeitamente ajustada?.

Desta forma, o estudo da biomecânica na Dentística proporciona uma maior conscientização do profissional em Odontologia que, através da aplicação prática dos conceitos mecânicos poderá promover maior proteção à estrutura oral, buscando também maior longevidade para as restaurações e um melhor entendimento dos processos clínicos ali-cerçado nos modelos teóricos e científicos.

1.2 Objetivos

Este estudo se propõe verificar, através de um modelo matemático, o comportamento termomecânico de restaurações indiretas em resina e porcelana, ou seja, aquelas restaurações estéticas preparadas fora do ambiente bucal e incorporadas ao dente através de um procedimento adesivo, levando em consideração ainda, as tensões geradas na contração de polimerização do cimento de fixação.

O estudo da distribuição das tensões sob ação das solicitações térmicas e mecânicas presentes no ambiente bucal será realizada utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF), num modelo tridimensional do Segundo Molar Inferior restaurado com aqueles materiais.

Alguns aspectos serão discutidos: as propriedades termofísicas dos materiais restauradores e tecidos dentários, a distribuição de temperaturas quando aqueles dentes estão em contato com alimentos frios e quentes, as tensões advindas do carregamento mecânico isolado, do térmico (frio e quente) isolado e dos dois, térmico e mecânico simultâneos (acoplados).

As tensões oriundas da polimerização do cimento resinoso serão estudadas num modelo axissimétrico considerando os dois materiais restauradores (resina e porcelana) e o cimento.

1.3 Relevância

De acordo com Magne e Belser (2003), as restaurações de cerâmica unidas à estrutura dental sofrem vários tipos de tensões mecânicas. A contração de polimerização do cimento resinoso e as significativas alterações térmicas no ambiente oral devem ser consideradas de forma adicional às cargas funcionais. Segundo Anusavice (1998), a investigação do efeito das mudanças térmicas sobre os dentes restaurados, de forma especial em relação às variações térmicas que ocorrem no meio, é muito relevante, uma vez que o comportamento térmico destes materiais tem influência direta nas tensões geradas na interface adesiva, pela diferença do coeficiente de dilatação térmica do dente e material restaurador, e conseqüentemente, na durabilidade desta união. Quando o processo adesivo é rompido, a conseqüência clínica imediata é a infiltração marginal.

Como este trabalho tem por objetivo analisar as tensões termomecânicas e mecânicas, devido às variações de temperaturas, mastigação e contração de polimerização do cimento resinoso, ele pode levar à maior compreensão dos fenômenos envolvidos e permitir a otimização das técnicas restauradoras.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Materiais Restauradores Estéticos Indiretos

A busca por uma restauração posterior estética, que seja ao mesmo tempo conservadora e previsível tem afligido a odontologia por muito tempo. Os problemas inerentes à porcelana, tais como a fragilidade do material e a integridade marginal, combinados com a falta de um meio adequado de cimentação, fizeram inicialmente com que restaurações desse material não obtivessem sucesso. O recente desenvolvimento de sistemas de reforço para a porcelana acoplado à habilidade de se alcançar através do condicionamento ácido uma adesão entre a porcelana e a estrutura dental condicionada subjacente permitiu o uso desses tipos de restauração (GARBER; GOLDSTEIN, 1994).

As porcelanas e as resinas compostas formam os dois grandes grupos de materiais utilizados na confecção de restaurações *inlay/onlay* estéticas. Ambos têm características estéticas semelhantes com relação à cor. No entanto, diferenciam-se no que se refere à resistência ao desgaste, friabilidade e propriedades termo-físicas. O conhecimento dessas propriedades é de suma importância para indicação correta de cada um e para que se proceda de forma adequada as etapas do preparo e cimentação das restaurações.

Segundo Hubsch, Middleton e Knox (2000) as restaurações indiretas de resina são fabricadas fora da boca, e devem ser curadas sob pressão e calor, o que promove uma melhoria das propriedades mecânicas comparadas com as das resinas diretas. As cerâmicas são substancialmente friáveis, duras e mais resistentes ao desgaste que os compósitos.

Para Garber e Goldstein (1994) dentes comprometidos restaurados com estas restaurações adesivas estéticas desenvolvem rigidez nas cúspides e resistência igual e, em alguns casos, superior à de dentes hígidos não restaurados.

2.1.1 Porcelana Odontológica ou Cerâmica

Segundo Vieira, Mello Ferreira e Garófalo (1995), desde 1945 já se preconizava a utilização da porcelana pura. Embora houvesse grande semelhança com a forma do preparo atualmente recomendada, a qualidade das porcelanas da época, bem como as técnicas de fixação das peças ao dente, inviabilizaram a longevidade e a eficiência do processo.

As principais vantagens responsáveis pela sua larga aceitação são a excelente capacidade estética, que confere aos trabalhos aparência natural, durabilidade, alta resistência ao desgaste, grande estabilidade dimensional e biocompatibilidade. São ainda estáveis quimicamente, apresentando coeficiente de expansão térmica similar ao dos tecidos dentários (O'BRIEN, 1997) ($\alpha_{\text{esmalte}} = 17 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, $\alpha_{\text{dentina}} = 10 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, $\alpha_{\text{porcelana}} = 7 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$).

De acordo com a experiência de muitos clínicos, as restaurações adesivas de cerâmica, no entanto, apresentam maior número de fraturas (parciais ou completas) que as restaurações de resina composta. Para O'Brien (1997), além da fragilidade, a porcelana apresenta como desvantagem a não adesão à resina acrílica, não permite ser polida após algum desgaste, apresenta alta densidade, coeficiente de expansão térmica diferente da resina.

A porcelana, também conhecida como cerâmica, vem na forma de um pó, que misturado à água ou a um líquido aglutinante, é esculpida sobre uma estrutura que tanto pode ser platina, troquel refratário ou o metal nas metalocerâmicas. Essa escultura é levada a um forno específico para que seja queimada e se obtenha a estrutura da restauração. A queima da porcelana também é conhecida como fusão, cocção ou sinterização.

A porcelana odontológica convencional é uma cerâmica vítrea baseada em uma rede de sílica (SiO_2) e óxido de potássio feldspato ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) ou soda feldspato ($\text{Na}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) ou ambos. Pigmentos, opacificadores e vidros são adicionados para controlar a temperatura de fusão, temperatura de sinterização, coeficiente de contração térmica e solubilidade. Vidros de baixo ponto de fusão são freqüentemente incluídos para reduzir a temperatura de sinterização do pó de porcelana. Quando o pó de feldspato de potássio é misturado com vários óxidos metálicos e queimado a altas temperaturas, pode formar leucita e uma fase vítrea que irá amolecer e escoar ligeiramente. O amolecimento desta fase vítrea durante a queima da porcelana permite o coalescimento das partículas do pó da porcelana. A alumina pode tomar parte na rede de vidro para alterar o ponto de amolecimento e viscosidade, além de melhorar a resistência da cerâmica, como é o caso da porcelana em estudo. Vários óxidos são introduzidos para obtenção da cor desejada,

como óxido de ferro ou níquel (marrom), óxido de cobre (verde), óxido de titânio (marrom amarelado), óxido de manganês (lavanda) e óxido de cobalto (azul). A opacidade pode ser obtida pela adição de óxido de cério, óxido de zircônio, óxido de titânio ou estanho (ANUSAVICE, 1998).

Por causa das muitas propriedades desejáveis das cerâmicas - tais como boa qualidade estética, alta dureza e resistência à compressão, boa durabilidade química e excelente biocompatibilidade, um grande esforço tem sido feito para superar sua fragilidade, baixa tenacidade e baixa resistência à tração (35 MPa) (O'BRIEN, 1997).

No ambiente bucal, as tensões de tração são criadas na superfície de uma restauração ou prótese (ANUSAVICE, 1998). É por esta razão que defeitos superficiais são de importância particular na determinação da resistência das cerâmicas. A remoção de defeitos superficiais ou a redução de seu tamanho e número pode produzir um grande aumento na resistência. O polimento e a redução de defeitos na superfície constitui uma das razões para o glazeamento da porcelana odontológica. O desenho cavitário procurando confeccionar preparos com ângulos internos arredondados e um ajuste correto da oclusão são imprescindíveis para um melhor desempenho da restauração (ANUSAVICE, 1998).

2.1.2 Resinas Compostas Indiretas

O termo material composto ou compósito pode ser definido como uma conjugação de dois ou mais materiais diferentes com propriedades diferentes ou intermediárias àquelas dos constituintes individuais. Na grande maioria dos compósitos a matriz de resina é composta de substâncias aromáticas ou diacrilatos alifáticos, o Bis-GMA, o uretanodimetacrilato e o trietilenoglicodimetacrilato. A incorporação de carga melhora consideravelmente as propriedades da matriz. Os compósitos são frequentemente classificados com base no tamanho médio de suas partículas de carga e não pela composição, uma vez que existe pouca diferença entre a matriz dos vários tipos de resina. O grau volumétrico dessas cargas, seu tamanho, sua distribuição por tamanho, seu índice de refração, sua radiopacidade e dureza são importantes fatores na determinação das propriedades e na aplicação clínica do composto resultante (ANUSAVICE, 1998).

De acordo com Chain e Baratieri (1998) ocorre uma melhoria nas propriedades físico-mecânicas das resinas compostas indiretas comparadas com as das resinas compostas diretas, tais como: resistência à fratura e ao desgaste, dureza, estabilidade de cor, resistência à compressão e estabilidade dimensional. A explicação para este fenômeno baseia-se no aumento do grau de conversão de polimerização. As resinas compostas, quando fotopoli-

merizadas, têm um grau de conversão variando entre 47 a 70,2%, dependendo da marca utilizada e da técnica de polimerização. Submetendo as restaurações à polimerização secundária através do calor (com ou sem pressão), fotopolimerização intensa, ou a associação de um ou mais de um desses fatores, a conversão pode chegar a 80%.

Outra grande vantagem do procedimento restaurador indireto, no caso da utilização de resinas, é a eliminação da contração de polimerização do material restaurador no dente que está sendo restaurado, restando apenas a que ocorre com o cimento resinoso de fixação da restauração, além do melhor controle sobre os contatos proximais, oclusais e contorno anatômico da restauração e obtenção de um polimento superior (CHAIN; BARATIERI, 1998). No entanto, para Peutzfeld (2001) não existe diferença estatisticamente significativa entre o índice de falha entre restaurações diretas e as inlays indiretas de resina. O mais frequente modo de falha verificado para ambos os tipos de restauração foi fratura seguida de cárie secundária.

2.1.3 Sistemas Adesivos para Esmalte e Dentina

No processo restaurador, devido às características individuais dos tecidos envolvidos com o material restaurador, tais como a composição do esmalte e da dentina, é de se supor que os resultados de resistência adesiva também se apresentem diferenciados.

O mecanismo de adesão à estrutura do esmalte se baseia na penetração da resina fluida nas irregularidades da superfície condicionada pelo ácido fosfórico (MONDELLI; JR.; ISHIKIRIAMA, 1984), que pós polimerizada denominam-se *tags*. Assim, foram desenvolvidos adesivos de esmalte que apresentassem uma menor viscosidade e maior fluidez, geralmente pela combinação de diferentes dimetacrilatos como o Bis-GMA e TEGDMA, tendo a viscosidade adequada para formar os filamentos de resina, os *tags* responsáveis pelo embricamento mecânico. A aplicação de ácido, sobre a superfície dentária cria porosidades onde os adesivos, que são resinas mais fluidas, penetram e se polimerizam, obtendo assim a retenção mecânica da restauração. Sobre este adesivo aplica-se a resina restauradora, que se une quimicamente ao mesmo.

Devido a possibilidade que o esmalte apresenta de ser mantido seco, estes materiais resinosos, por serem hidrófobos, apresentam uma adesão bem eficaz com este tecido. Quando a adesão é sobre a dentina, as dificuldades se apresentam maiores, sendo um dos grandes obstáculos a presença de umidade, situação não encontrada no esmalte. No momento, já existe adesivos hidrofílicos que interagem bem na dentina úmida. Ao serem comparados os valores da resistência adesiva, para as primeiras gerações de adesivos, foi registrado para o

esmalte um valor de aproximadamente 20 MPa e para a dentina valores 50% mais baixos (BARATIERI; JUNIOR; VIEIRA, 1995). Winkler, Katona e Paydar (1996) consideraram 16-22 MPa o valor de resistência à tração para o esmalte e 5-15 MPa para a dentina. Ateyah e Elhejazi (2004) estudaram a resistência adesiva à dentina considerando vários adesivos, Parma Quick (Ultradent Product), AllBond 2 (Bisco Inc), One-Step (Bisco Inc) e Scotch Bond Multi-Purpose (3M Dental Products) e verificaram que os melhores resultados foram para o último, onde atingiram valores no intervalo de 10 a 16,75 MPa. Dong, McComb e Anderson (2003) estudaram os valores das tensões de cisalhamento ao se utilizar diferentes adesivos e dois diferentes cimentos resinosos auto-polimerizáveis, Calibra (Dentsply/Caulk) e RelyX ARC (3M Dental Products). Foram encontrados valores que variaram de 13,15 a 2,97 MPa de resistência adesiva. Spohr, Sobrinho e Consani (2001) avaliaram a resistência à tração sobre a dentina de três sistemas adesivos quando estes se encontravam refrigerados e à temperatura ambiente. Não houve diferença estatística nos valores de resistência de união quando os sistemas adesivos encontravam-se nas duas condições em estudo, sendo que os valores de resistência variavam de 11 a 14 MPa. Fortin, Denehy e Reinhardt (1994) estudaram vários adesivos, All-Bond 2 (Bisco), Clearfil Liner Bond (Kuraray), Gluma 2000(Miles), Imperva Bond (Shofu), Optibond (Kerr), Prisma Universal Bond 3 (Caulk), Scotchbond Multi-Purpose e Scotchbond Dual-Cure(3M) e encontravam os valores máximos da resistência de adesão (13,3 +/- 2,3 MPa) e (12,9 +/- 1,5 MPa) para os de menor resistência. Tanumiharja, Burrow e Tyas (2000) avaliaram a resistência à microtração de vários sistemas adesivos, tendo sido encontrados valores mais altos para o Clearfil Liner Bond 2V (36,0 +/-8,1 MPa) e PermaQuik (30,8 +/-8,5 MPa), e valores mais baixos para o Solid Bond (17,8 +/- 7,0 MPa), EBS-Multi (18,7 +/- 5,0 MPa), One Coat Bond (21,9 +/- 5,6 MPa) e o Gluma One Bond (23,4 + 5,2). Concluíram, a partir dos resultados, que os sistemas *self-etching primer*, que são os sistemas em que o ácido está incorporado ao adesivo, exibiram os maiores valores de resistência adesiva.

Os cimentos adesivos resinosos necessitam da utilização intermediária de sistemas adesivos, da mesma forma que as resinas compostas diretas. Atualmente, os adesivos utilizados associados aos cimentos resinosos podem tecnicamente serem utilizados em três passos, (condicionamento ácido-*primer*-adesivo), ou em dois passos, (condicionamento ácido-*primer*/adesivo).

Os sistemas adesivos mais recentes, com *primer* autocondicionante, que consiste num condicionamento da superfície dentária pelo próprio *primer* que contém ácido, embora estejam disponíveis no mercado odontológico, ainda não são indicados como rotina para a cimentação resinosa, uma vez que seu desempenho clínico ainda é desconhecido.

Os cimentos resinosos aderem-se quimicamente às resinas restauradoras e à porcelana silanizada, ou seja, deve-se dar à porcelana um tratamento superficial de silanização que consiste na aplicação de produtos que propiciem a união do cimento resinoso à porcelana. O processo de cimentação é a parte decisiva no sucesso de uma prótese. Assim a utilização de um cimento resinoso, juntamente com as condições de superfície da peça e do dente, quer seja em relação à limpeza da superfície da restauração e do dente, aplicação do *primer* e do adesivo propriamente dito, são condições necessárias para alcançar o objetivo de selar hermeticamente o espaço entre as estruturas.

2.1.4 Cimentos Resinosos

Os cimentos resinosos são derivados do Bis-GMA ou outros metacrilatos, associados ou não a partículas de carga, com diferentes graus de opacidade, cores e tipo de polimerização. Podem ser classificados em: autopolimerizáveis ou de polimerização química cuja polimerização é ativada através do sistema de reação química peróxido-amina; fotopolimerizáveis ou de polimerização física através da ativação da luz e de dupla polimerização (*dual cure*), cuja polimerização se dá pelos dois processos.

Com relação à desvantagem principal da utilização do cimento resinoso podemos apontar aquela inerente a todos os materiais poliméricos, que é a contração de polimerização.

De acordo com Versluis, Douglas e Cross (1996), o processo de polimerização pode ser dividido em duas etapas: a etapa pré-gel e a pós-gel, ou seja, em algum ponto da reação de polimerização um ponto gel é atingido, depois do qual o material compósito desenvolve uma rigidez. Tensões de contração surgem quando a contração volumétrica acompanha o aparecimento dessa rigidez. As tensões que aparecem durante a polimerização, na fase pós gel, têm o potencial de iniciar falhas na interface compósito-dente (falha do processo adesivo), levando às microinfiltrações e cáries secundárias, iniciando microtrincas no material restaurador ou gerando tensões residuais na estrutura.

2.2 Modelo Matemático

2.2.1 Carregamento Térmico e Mecânico

Fenner, Robinson e Cheung (1998) utilizaram um modelo tridimensional de um Pré-molar humano com uma cavidade classe II MOD, mésio-ocluso-distal ou seja, aquela que é preparada nas faces anterior ou mesial, na superfície oclusal ou de mastigação e na

superfície posterior ou distal, restaurada com resina composta direta para investigar a tensão térmica induzida pela alteração de temperatura durante a ingestão de um líquido quente. A aplicação de calor se restringiu às superfícies oclusal e palatina devido à medição realizada *in vivo*, e se verificou que estas superfícies sofriam maior variação térmica quando da ingestão de líquidos quentes. Foi utilizado um coeficiente de transferência de calor $h = 5 \times 10^{-4} \text{ W mm}^{-2} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$. Regiões com altas tensões foram verificadas, revelando um possível significado clínico em relação à microinfiltração e falha na região proximal cervical da restauração. O efeito da mudança de temperatura na cavidade oral está confinado às principais áreas de tensão de tração ao redor da margem cervical palatina, na junção dentina esmalte (8,6 MPa). Estas tensões aumentaram para 11 MPa após 8 s. Deve-se ressaltar que este valor é relativamente alto ao comparar com a resistência do esmalte à tração (10 MPa). Os resultados mostraram máxima tensão interfacial na superfície oclusal de 9 MPa que está abaixo da resistência à adesão da resina ao esmalte condicionado (23 MPa). Entretanto, de acordo com a teoria de danos acumulados, quando a interface é dinamicamente carregada, falhas incipientes podem ser geradas. Na prática, a fadiga pode resultar dos efeitos combinados das forças mecânicas de mastigação e do carregamento térmico.

Também Arola e Huang (2000) por considerarem uma condição clínica relevante, o carregamento térmico e mecânico simultâneos, estudaram a distribuição de tensões em restaurações classe II de amálgama em Molares inferiores. Consideraram um modelo de elementos finitos, no qual a dentina, a polpa e o amálgama foram considerados isotrópicos; e o esmalte anisotrópico. Os carregamentos térmicos foram aplicados ao dente ao longo da coroa anatômica inteira, numa temperatura de 5 e 55°C, num tempo de exposição de 0 a 10 s. Os nós da superfície foram mantidos numa temperatura de valor constante durante o tempo de exposição. Aplicou-se um carregamento distribuído, especificado como normal à superfície oclusal de 220 N sobre 10 nós na cúspide lingual. Os resultados mostraram que a carga oclusal e a temperatura têm influência significativa na distribuição das tensões, particularmente na tensão principal (σ_1). Nas condições orais consideradas, o carregamento térmico contribuiu por volta de 35% das tensões quando conjugadas e teve um efeito significativo na magnitude da tensão normal que se desenvolve paralelamente a parede pulpar. A adesão marginal do amálgama (amálgama aderido à estrutura dental) reduz a tensão resultante das forças oclusais e o carregamento térmico promove o desenvolvimento de tensão de cisalhamento interfacial na margem adesiva, ou seja a ligação adesiva pode reduzir as tensões induzidas por carregamentos oclusais, sendo que a adesão cavosuperficial da restauração não reduz as máximas tensões geradas pelos carregamentos

térmicos. Tensões relatadas para o componente térmico de carga concentradas próximo a parede pulpar e parede lingual coincidem com o local principal de fratura. O tempo de carregamento térmico teve pouca influência nos resultados, que revelaram que a fratura do dente ocorre como resultado do acúmulo de danos e que o carregamento térmico contribui, sem dúvidas, para degradação dos adesivos introduzidos na margem cavosuperficial.

Toparli, Gokay e Aksoy (2000) estudaram a distribuição de tensão e temperatura sobre um segundo pré-molar restaurado com resina e amálgama com base de ionômero de vidro usando o MEF em um modelo tridimensional. A distribuição das tensões térmicas ao simular a ingestão de líquido quente e frio foi calculada. As propriedades térmicas e mecânicas foram retiradas da literatura e adotou-se um coeficiente de transferência de calor de $17,16 \times 10^{-4} \text{ W mm}^{-2} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$. A carga térmica aplicada sobre o modelo 3D apresentava um valor inicial de 36°C , 60°C simulando um líquido quente e 15°C para simular o líquido frio. Assumiu-se que o contato deve permanecer por 1 s com o estímulo térmico, voltando à temperatura ambiente em 8 s. Tensões máximas foram verificadas na interface entre dentina e material restaurador. Líquido frio criou tensão de tração (16 MPa) quando o amálgama foi usado. Com a resina com frio, verificou-se na interface tensão de compressão, e tensão de tração na superfície, ao passo que com o calor gerou na interface com a dentina a tensão máxima de tração (15 MPa).

2.2.2 Contração de Polimerização da Resina

Ausiello, Apicella e Rengo (2001) consideraram que, modificando as características dos compósitos pela adição de fibras e partículas inorgânicas à resina, ocorre uma redução da contração e aumento na rigidez do material, e resulta num aumento de tensões na contração de polimerização, gerando uma condição de pré-tensão entre a dentina e o material restaurador. Adesão absoluta foi considerada entre o esmalte, a dentina e o compósito. Foram simuladas duas diferentes condições de tensões: aquelas advindas da contração de polimerização e as resultantes da contração associadas ao carregamento vertical oclusal, numa cavidade classe II restaurada com resina composta com módulos de elasticidade de 25 e 12,5 GPa. O esmalte e a dentina foram considerados isotrópicos. Verificaram que o deslocamento da cúspide foi maior no compósito mais rígido e que o valor do módulo de elasticidade dos materiais restauradores é essencial no sucesso das restaurações. Uma baixa rigidez do compósito leva a uma grande deformação elástica do material e ao menor tracionamento das cúspides. Resinas mais rígidas geram maiores tensões, maior deslocamento das cúspides devido às tensões da contração de polimerização.

Toparli, Gokay e Aksoy (1999) avaliaram as tensões resultantes da carga mastigatória e da contração e expansão dos materiais restauradores. Aplicou-se uma carga de 450 N num ângulo de 45° em relação ao eixo longitudinal sobre a superfície oclusal. O dente foi considerado isotrópico, homogêneo, elástico e não simétrico. Segundo estes autores e de acordo com Darendeliler, Darendeliler e Kinoglu (1992) e Rubin (1983), o modelo tridimensional simula melhor o dente, uma vez que este não apresenta simetria, podendo determinar melhores resultados. Como existe uma grande diferença nas propriedades físicas e mecânicas do dente e materiais restauradores, a utilização de vários materiais resulta em acúmulo de tensões sob cargas mastigatórias. Somando-se a isto, existe uma tensão residual devido à contração volumétrica durante e após a polimerização dos materiais. As tensões residuais causadas como resultado da expansão do amálgama e contração da resina composta foram calculadas. Considerou-se um coeficiente de contração para a resina composta de $6.2 \times 10^{-4} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ e para o amálgama um de expansão de $16,0 \times 10^{-4} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$. Sob o efeito total da força externa associada à tensão residual resultante da contração e expansão do material restaurador, as tensões de compressão, tração e cisalhamento foram avaliadas separadamente para o esmalte, dentina e material restaurador. Foram encontrados valores de tensões de tração comparativamente altos quando se usou a resina, o que pode ser explicado devido ao fato da resina contrair durante o processo de cura, causando então tensão residual de tração da ordem de 3 MPa somada à tensão da carga mastigatória. Entretanto, encontrou-se com o amálgama tensões de compressão, o que se explica devido à expansão que ele apresenta durante a presa. Apesar do valor da tensão de compressão ser relativamente alto, isto não tem grande importância, uma vez que a resistência do esmalte à compressão é bem alta (288 a 400 MPa). Ao contrário, as tensões de tração e cisalhamento ocorrendo no esmalte são muito mais importantes por causa da sua natureza frágil.

Dérand (1991) através de um modelo bidimensional, usando o MEF, analisou a tensão gerada na camada de cimento de restaurações *inlays* de porcelana cimentadas com cimento resinoso num Pré-molar Superior, considerando uma adesão total ao dente e com cimentos não resinosos tipo cimento fosfato de zinco e cimentos ionoméricos. Aplicou-se uma carga de 200 N na região do istmo oclusal da cavidade. Os resultados mostraram que na cimentação adesiva ocorre uma redução das tensões de tração e cisalhamento quando comparadas com a cimentação não adesiva com o cimento fosfato de zinco.

Magne, Verluis e Douglas (1999) estudaram as tensões geradas na superfície de uma faceta de porcelana que apresentava o cimento resinoso subjacente em cinco condições de teste: a 5, 20, 50°C e considerando um cimento de fixação com e sem contração de polimerização.

Verificaram que, ao se admitir a contração do cimento resinoso, são geradas tensões de compressão tanto na superfície como na interface da restauração. Considerando que no ambiente oral as forças de contração são combinadas com cargas térmicas significativas, as forças de expansão geradas em altas temperaturas (50 °C) contrabalançam as forças de compressão ou seja, a contração do cimento resinoso gera um estado temporário de pré-compressão da peça cerâmica. Isto protegeria inicialmente a restauração das tensões de tração geradas pela expansão do cimento resinoso quando submetido à temperaturas mais elevadas. Consideraram ainda que o uso de uma resina composta *ideal* e sem contração não resolveria o problema das concentrações de tensões, pois se a expansão térmica for reduzida ao nível do esmalte e dentina, a distribuição de tensão dentro da cerâmica será prejudicada pelas tensões de tração nocivas geradas durante as cargas térmicas, na exposição ao calor. Outro ponto a ser considerado é que a tensão estática produzida pela contração do cimento resinoso, em si, não parece capaz de provocar o desenvolvimento de falhas na restauração, mas sua combinação com cargas térmicas repetidas pode desempenhar um papel fundamental, considerando-se que as porcelanas feldspáticas demonstram dano cumulativo com a fadiga mecânica. Ainda dentro deste trabalho Magne, Kwon e Douglas (1999) estudaram a influência da espessura da camada de cimento resinoso e da cerâmica na propensão de fraturas das facetas laminadas. Um corte no sentido buco-lingual do incisivo superior foi digitalizado para gerar um modelo bidimensional. Considerando a razão espessura de cerâmica e de cimento resinoso, verificou que, quanto menor a razão, maior é a intensidade das tensões de compressão. Portanto esta relação parece ter influência relevante sobre a distribuição de tensão na porcelana laminada devido à contração de polimerização do cimento resinoso e do coeficiente de expansão térmica dos materiais. O aumento de temperatura reduz as tensões de compressão e exacerbam as tensões de tração.

2.3 Restaurações Estéticas Indiretas Posteriores

2.3.1 Princípios do preparo cavitário MOD *Onlay*

De acordo com Caputo e Standlee (1987) os procedimentos restauradores podem ter grande efeito sobre as forças transmitidas ao dente e estruturas de suporte. Vários parâmetros relativos ao desenho do preparo cavitário interagem com as forças oclusais e determinam o sucesso ou falha de uma restauração. O preparo cavitário deve contribuir para estabilidade e retenção da restauração, proteção da estrutura dental remanescente

e harmonia com o material restaurador. A restauração fixada ao dente deve ser capaz de resistir às forças geradas pelos contatos cêntricos e excêntricos, mastigação contra alimentos duros e macios, traumas acidentais além das cargas de alta magnitude geradas no bruxismo.

Ao se comparar as *inlays* e *onlays* pode-se verificar nas primeiras, alta concentração de tensões nas paredes internas laterais (vestibular e lingual), enquanto as *onlays*, que recobrem a superfície oclusal, distribuem efetivamente as tensões para a subestrutura. Em estudos fotoelásticos, Caputo e Standlee (1987) verificaram que a presença de ângulos vivos nos preparos cavitários geram concentração de tensões na dentina quando a restauração é submetida à carregamentos oclusais, enquanto os ângulos arredondados, além de preservarem a estrutura dentária, evitam concentrações de tensões, sendo então considerados fatores de forma de resistência.

Segundo Garber e Goldstein (1994) os problemas inerentes à cerâmica e as resinas indiretas são a falta de comportamento plástico e a incapacidade para suportar deformação plástica sob tensão. A resistência da cerâmica é proporcional à espessura de sua secção transversa somente até um certo ponto. Além deste ponto, o aumento da espessura poderá não acrescentar resistência. Em função da fragilidade destes materiais, requisita-se espessura adequada e uniforme de 1,5 a 2,0 mm para terem resistência adequada e se obter sucesso das restaurações. O desenho deve incluir chanfros profundos ao redor das margens, promovendo desta forma espessura segura nas margens. Não está indicado a confecção de biséis. Resumindo o preparo deve incorporar os seguintes detalhes: redução vertical de 1,5 a 2,0 mm na superfície oclusal, linhas de término com chanfro sem bisel, ângulos internos arredondados, caixas proximais com ângulos internos arredondados e externos vivos.

Para se ter um bom prognóstico, as restaurações estéticas indiretas devem estar bem aderidas por procedimentos adesivos às paredes cavitárias preparadas, não sendo necessário retenção friccional. A manutenção de uma banda circunferencial de esmalte no dente preparado é o maior benefício para retenção obtida por procedimentos adesivos. As restaurações adesivas protegem as porcelanas contra deslocamento, deflexão e conferem resistência às forças oclusais. A resina fotopolimerizada sob a porcelana promove uma camada sólida de suporte, de espessura uniforme e rigidez adequada, transferindo a carga para a dentina desde que bem aderida à restauração. Esta camada equaliza a variação na elasticidade entre as diferentes estruturas dentais (esmalte e dentina) se comportando como uma zona adequada para alívio da tensão entre a porcelana e a dentina subjacente.

Em resumo, o preparo cavitário para restaurações indiretas *onlays* de resina e porcelana apresenta as seguintes características:

- . Redução de 2,0 mm na altura vertical das cúspides e de todas as áreas oclusais (FIG.5).
- . Ângulos bem arredondados em toda a superfície interna do preparo (FIG.6).
- . Linhas de acabamento do preparo em chanfrado, sem bisel (FIG.7).

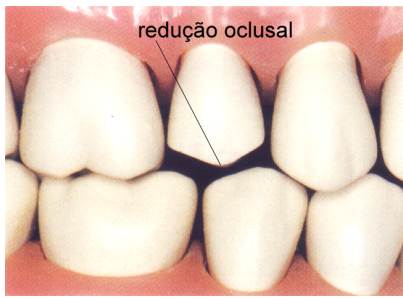


Figura 5: Vista vestibular da redução oclusal

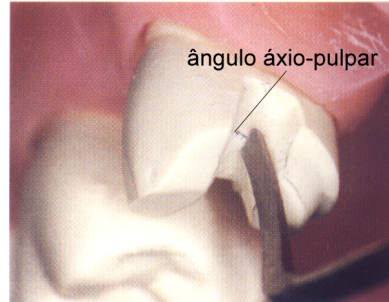


Figura 6: Arredondamento do ângulo áxio-pulpar

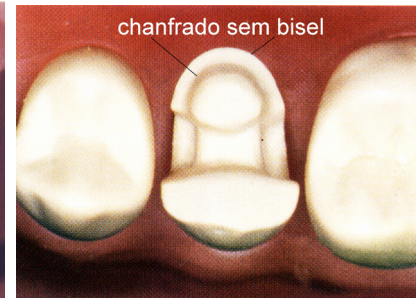


Figura 7: Vista oclusal-preparo *onlay*

3 METODOLOGIA

3.1 Ensaios Laboratoriais

Neste trabalho foram realizados ensaios laboratoriais para obtenção dos valores da condutividade térmica(λ) e da densidade (ρ) dos seguintes materiais restauradores estéticos indiretos: porcelana (VITADUR ALPHA VITA), resina (SINFONY ESPE) e do cimento resinoso (BISFIL TM *self cured* BISCO). Como estes materiais restauradores são relativamente novos no mercado, ou melhor, são versões tecnicamente modificadas da resina e da porcelana para serem utilizados na modalidade restauradora, sem metal interno de reforço, considerou-se importante medir algumas propriedades termofísicas e definir se aquelas encontradas na literatura de materiais similares poderiam ser utilizadas nas análises numéricas.

3.1.1 Condutividade Térmica (λ)

Carvalho (1978) preconiza a determinação da condutividade térmica utilizando um método não destrutivo e de fácil manuseio, através do Comparador Térmico. Pode-se fazer uma analogia entre seu funcionamento e o gradiente de temperatura que se verifica ao tocar com o dedo materiais de diferentes condutividades térmicas, por exemplo, um pedaço de madeira e um pedaço de metal, ambos à temperatura ambiente. A região dos dedos em contato com o material possui sensores de temperatura e a sensação de maior frio sentida, quando se toca um metal, é ocasionada pelo maior gradiente de temperatura estabelecido pelo fluxo de calor da mão para o metal, devido à maior condutividade térmica do metal. Nos materiais de menor condutividade térmica, o gradiente de temperatura estabelecido é menor em consequência do menor fluxo de calor e por isso, nossa sensação de frio é menor. Pode-se, então, substituir a mão por um outro objeto, um metal por exemplo, e colocar junto à região de contato um sensor de temperatura. Se colocar um pedaço de metal a uma temperatura fixa, maior do que a ambiente, e o mantendo em contato com materiais de diferentes condutividades térmicas, o sensor de temperatura indicará diferentes valores

conforme a condutividade térmica dos materiais.

Este método sendo comparativo, não permite determinar a condutividade térmica diretamente sendo necessária a construção de uma curva de calibração a partir de condutividades térmicas conhecidas.

Neste processo de medição alguns fatores devem ser levados em consideração, tais como: o material de que é feita a ponta metálica de contato, as dimensões desta ponta, o tempo de contato, a carga sob a qual a ponta é aplicada sobre amostra, a rugosidade da superfície a ser testada, a dureza e o tamanho da amostra.

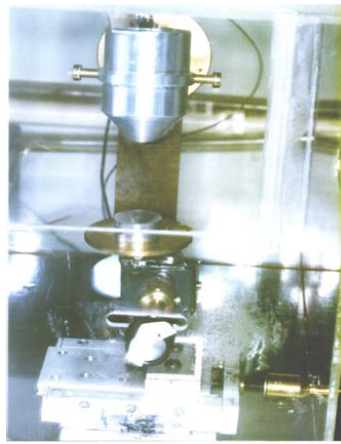


Figura 8: Comparador Térmico

O comparador térmico utilizado foi construído no Laboratório de Superfície do Departamento de Física da UFMG (CARVALHO, 1978). A FIG.8 mostra a unidade que contém a ponta e o sensor de temperatura. A temperatura da ponta é eletronicamente controlada e leva cerca de 30 min para estabilizar a 63°C. Mede-se o gradiente de temperatura estabelecido quando a ponta está em contato com a amostra e sem contato com um termopar diferencial de cobre-constantan.

$$\Delta V = V_c - V_s \quad (3.1)$$

Verifica-se também o gradiente que ocorre com a temperatura ambiente.

$$\Delta V_F \quad (3.2)$$

Determina-se então, a razão entre os dois gradientes:

$$L = \frac{\Delta V}{\Delta V_F} \quad (3.3)$$

A partir daí, o comparador térmico requer a construção de uma curva de calibração usando

condutividades bem descritas na literatura. Para o presente trabalho o instrumento foi calibrado para materiais de baixa condutividade usando as seguintes amostras: madeira balsa, plástico PVC, teflon, acrílico, madeira pinho, iodeto de cézio (CsI) monocristal, mica, porcelana, vidro de janela, vidro de quartzo, iodeto de potássio (KI), fluoreto de lítio mono cristal (LiF), quartzo, titânio (Ti), e aço inox. Os valores da condutividade das amostras foram baseados em (O'BRIEN, 1997) e (CRC, 1995-1996).

A leitura realizada no Comparador Térmico depende criticamente da área de contato da ponta do aparelho com a amostra, portanto, é importante que essa área seja mantida constante. As amostras que não apresentavam faces naturalmente lisas foram lixadas com lixa 600 e colocadas no porta-amostras nivelado sempre à uma mesma altura, através da reflexão de um feixe de laser, usado especificamente para esse propósito. Isto se faz necessário para evitar variações na área de contato da ponta com a amostra.

Os resultados serão mostrados no Capítulo 4.

3.1.2 Densidade (ρ)

Para definir a densidade das amostras mergulhadas em água, através do empuxo, os seguintes cálculos foram realizados:

1- Determinou-se a massa das amostras através da balança analítica, inicialmente secas (M_s) e imersas em água (M_i);

2- Sabendo que densidade (massa específica) da água é igual a 1 (unidade de massa/volume), conclui-se que o volume do líquido deslocado corresponde à diferença das massas ($M_s - M_i$);

$$\rho_{(H_2O)} = \frac{M_s - M_i}{V} \quad (3.4)$$

$$M_s - M_i = V \quad (3.5)$$

3- Portanto a densidade (ρ) da amostra é igual a massa da amostra seca (M_s)/volume do líquido deslocado, que é igual à diferença das massas.

$$\rho_{amostra} = \frac{M_s}{V} \quad (3.6)$$

Calculou-se também a densidade geométrica das amostras realizando a pesagem das mesmas e cálculo do volume geométrico.

Os resultados serão mostrados no Capítulo 4.

3.2 Modelo Matemático - MEF

3.2.1 Modelo Geométrico Tridimensional do Segundo Molar Inferior

A modelagem geométrica do Segundo Molar Inferior baseou-se nos dados fornecidos pelo atlas de anatomia odontológica de Wheeler (1969) e em medidas realizadas em dentes naturais. Para modelagem da estrutura interna do dente, ou seja para verificar a espessura e geometria do esmalte, da dentina e da cavidade pulpar, foram realizados cortes do elemento dental com disco de carborundum. Neste modelo tridimensional para o Segundo Molar Inferior apresentando 2 raízes, considerou-se também a inclusão da mandíbula, cuja forma foi obtida via tomografia (CASAS; CORNACCHIA; CIMINI, 2003) e (FERREIRA, 2004).

A partir dos dados, obteve-se o modelo geométrico utilizando o pré-processador gráfico do programa ANSYS 6.1. O modelo tridimensional é composto de 292 linhas, 156 áreas e 5 volumes (FIG.9). Esses volumes são definidos de acordo com cada material que compõe a estrutura do dente e da mandíbula, sendo eles: esmalte, dentina (2 volumes, dentina coronária e dentina radicular), polpa, além da restauração estética indireta (FIG.10). Posteriormente, adicionou-se mais 3 volumes ao modelo, correspondentes à mandíbula (constituída de osso cortical e esponjoso) e ao ligamento periodontal (FIG. 11).

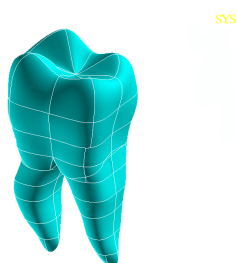


Figura 9: Geometria 3D do 2º molar inf.

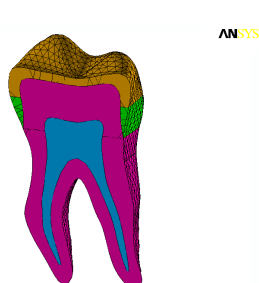


Figura 10: Corte M-D

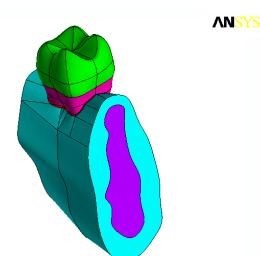


Figura 11: Dente na mandíbula

As propriedades termofísicas foram obtidas através das medições e dados da literatura. A tabela relativa aos valores das propriedades termofísicas e mecânicas dos tecidos dentários

e materiais restauradores estéticos (valores utilizados nos modelos numéricos) pode ser visualizada na TAB. 1 do apêndice. Outros valores encontrados na literatura para cada uma dessas propriedades também podem ser vistos na TAB.2 do Apêndice.

3.2.2 Validação Experimental do Modelo Matemático

Para realizar a validação do modelo numérico realizou-se uma análise *in vitro* da transmissão de calor nos dentes com restaurações estéticas indiretas e hígido com o objetivo de estimar a temperatura que ocorre na interface dente-restauração, ou seja na linha de cimento dos dentes restaurados com os dois tipos de materiais restauradores comparados com um dente hígido (sem restauração). A temperatura verificada no experimento será comparada com a do modelo numérico sob carregamento térmico frio. As restaurações foram cimentadas com o cimento resinoso (BISFIL *self cured*-BISCO). As medidas foram realizadas colocando a superfície oclusal do dente em contato com água fria 3°C, simulando a variação térmica que ocorre na boca, ao ingerir alimentos frios.

No experimento, dois exemplares de dentes extraídos (Segundo Molar Inferior) receberam preparos cavitários *onlay* para restauração estética indireta de resina SINFONY (ESPE) e porcelana VITADUR ALPHA (VITA). Através do canal da raiz foi feito um orifício que se estendeu até a interface dentina-esmalte, no dente hígido, e até a interface dentina-restauração, nos dentes restaurados. Por estes orifícios, pôde-se inserir um termopar capaz de medir a variação da temperatura no tempo, nas interfaces descritas. Os três dentes foram seccionados na porção apical para se obter uma profundidade uniforme de posição do termopar (BAIK; RUEGGEBERG; LIEWEHR, 2001).

Para impedir que o cimento de fixação da restauração penetrasse na perfuração feita, esta foi preenchida com bastão de cera para certificar que o contato estava na posição correta (FIG 13), exatamente em contato com o cimento. O controle da espessura da camada entre a superfície externa e o ponto de aquisição de dados foi controlado com raio-X, como mostra a FIG. 12.

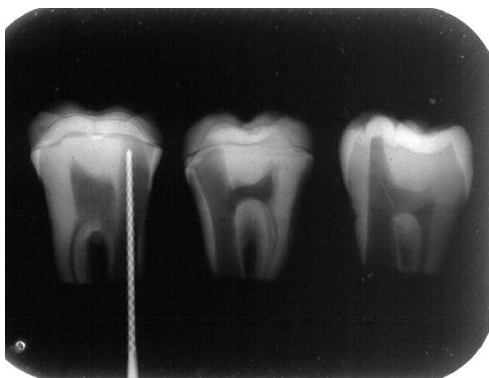


Figura 12: Controle radiográfico



Figura 13: Preparo das amostras

O sistema de medição utilizou termopares tipo K, com 1,5 mm diâmetro. O sistema de aquisição de dados consistiu de Lynx modelo CAD 12/32 (16 canais), um condicionador de sinal Lynx, 12-bit de resolução, modelo MCS1000 (16 canais, sendo um para referência de temperatura), conectado a um computador PC. Os termopares foram previamente calibrados usando três diferentes pontas, a uma pressão de 0,95 bar, na temperatura ambiente.

Em seguida, procurou-se isolar termicamente a parte inferior do dente, deixando-se à mostra apenas a parte superior da coroa, que entrou em contato com o meio líquido. Para obter tal isolamento, utilizou-se um revestimento de Teflon e uma camada de resina epóxi. Os dentes foram fixados numa plataforma de acrílico recoberta com isopor, (FIGS. 14 e15), para que todos os dentes ficassem numa mesma altura em relação ao meio líquido e para evitar algum deslocamento do termopar.

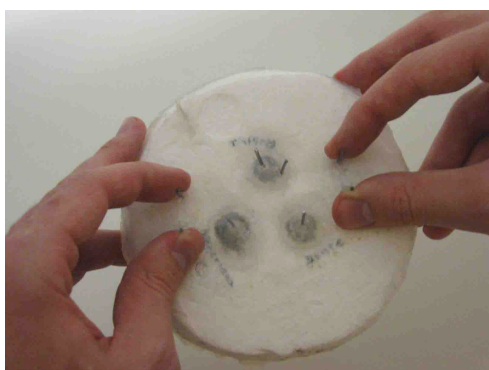


Figura 14: Ponto de inserção dos termopares

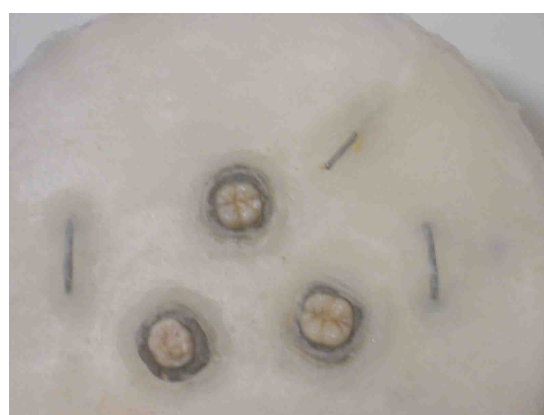


Figura 15: Plataforma de acrílico

Inseriu-se um termopar na camada de isolamento do dente, na resina epóxi e por fora desta cobertura, na interface com o isopor, para verificar a eficácia do isolamento.

As condições de contorno da análise térmica transiente foram:

- 1 Temperatura fixa na superfície oclusal 3°C,
- 2 Fluxo de calor nulo nas demais fronteiras,
- 3 Temperatura inicial 27°C.

Desta forma, considerou-se como domínio do problema o dente, numa condição de contato com o frio somente na superfície oclusal, isolado nas demais superfícies na região de fronteira e sem geração volumétrica interna de calor, ou seja ($S=0$):

$$\rho c \frac{dT}{dt} = \frac{d}{dx} \left(\frac{\lambda dT}{dx} \right) + \frac{d}{dy} \left(\frac{\lambda dT}{dy} \right) + \frac{d}{dz} \left(\frac{\lambda dT}{dz} \right) + S \quad (3.7)$$

Como os materiais são considerados homogêneo e isotrópico a equação que reflete a conservação de energia dentro do volume de controle unitário é:

$$\rho c \frac{dT}{dt} = k(\nabla T) = k \frac{d^2 T}{dz^2} \quad (3.8)$$

$$T(z.0) = 27^\circ C \quad (3.9)$$

$$T(0.t) = 3^\circ C \quad (3.10)$$

O elemento utilizado foi o SOLID 87, um elemento tetraédrico quadrático de 10 nós, onde cada nó apresenta apenas um grau de liberdade, o valor escalar referente à temperatura local. Sua fácil adaptação à geometrias tridimensionais complexas foi fundamental na escolha deste tipo de elemento (FIG.16 e 17).

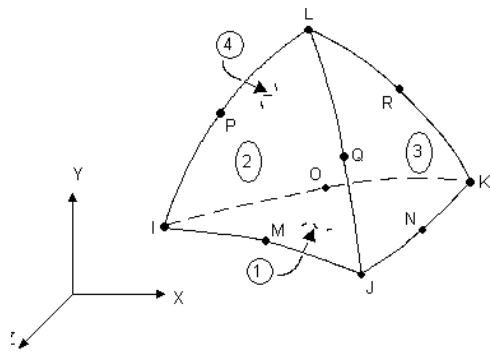
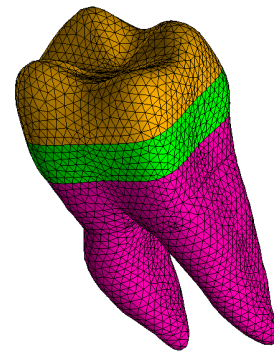


Figura 16: Elemento SOLID 87



ANSYS

Figura 17: Modelo Discreto para
Análise da Variação da Temperatura
em Função do Tempo

Após a simulação do dente com o Ansys, os resultados foram comparados com os obtidos nos ensaios laboratoriais comparando-se os valores da temperatura final na região da interface dente-restauração, na linha de cimento. Para simplificar o estudo comparativo construiu-se também um modelo simplificado, onde o material restaurador apresenta 2 mm de espessura sobre uma camada de dentina, sendo as condições de contorno e tipo de elemento equivalentes ao modelo do dente. Este modelo permitiu o estudo do fenômeno térmico de forma mais clara, com maior facilidade de impor as condições de carregamento e contorno além de agilidade no processamento dos resultados (FIG.18).

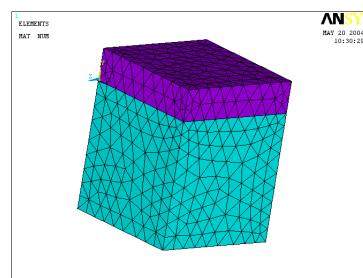


Figura 18: Modelo simplificado

Foram realizadas análises comparando-se os resultados verificados num modelo de geometria simplificada e no modelo do dente com aqueles obtidos na medição experimental.

3.2.3 Definição do carregamento térmico e condições de contorno

Assumiu-se o dente estar inicialmente numa temperatura uniforme de 37°C e foi submetido às variações térmicas devido ao contato com fluido à 4°C e 60°C. Estas temperaturas estão de acordo com Palmer, Barco e Billy (1992) que realizaram estudos para medir as temperaturas extremas que ocorrem na boca. Foi usado um *time step* inicial de 0,1s numa análise térmica transiente de elementos finitos num período de 2s. Usou-se um algoritmo de diferenças finitas para integração no tempo com um algoritmo que recalcula os *time steps* seguintes. Os tempos considerados para um análise mecânica posterior foram de 0,1, 1,1 e 2s. Na verdade, foram realizadas duas análises, a primeira térmica transiente e a segunda mecânica estática. Os resultados da primeira foram usados como carregamentos na segunda para verificar as tensões geradas devido à variação de temperatura.

De acordo com Fenner, Robinson e Cheung (1998), o contato com os alimentos ocorre nas superfícies lingual e oclusal (superfície de mastigação e região interna da boca onde o alimento fica retido); ficando as demais superfícies à 37°C. A análise ocorreu até o tempo de 2 s pois, de acordo com o mesmo autor, neste tempo o alimento se mantém numa temperatura constante dentro da boca, havendo depois uma homogeneização com a temperatura da boca.

Segundo Jacobs, Thompson e Brown (1973) é importante a utilização de uma constante de transferência de calor ou coeficiente de convexão (h) ao fazer carregamento térmico. O fluxo de calor local (q) pode ser representado como: $q = h \times (\text{variação de temperatura})$

Adotou-se um valor para o coeficiente de convexão (h) de $0,595 \times 10^{-3} \text{ W mm}^{-2} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ para o frio, correspondendo a ingestão de sorvete e $0,737 \times 10^{-3} \text{ W mm}^{-2} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ quando da ingestão de líquidos quentes (JACOBS; THOMPSON; BROWN, 1973).

Resumindo as condições de contorno da análise térmica transiente foram:

- (1) Temperatura fixa no meio circundante para o frio (4°C) e para o quente (60°C),
- (2) Fluxo de calor nulo nas demais fronteiras,
- (3) Temperatura inicial 37°C.
- (4) (h) = $0,595 \times 10^{-3} \text{ W mm}^{-2} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ para o frio e $0,737 \times 10^{-3} \text{ W mm}^{-2} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ para o quente.

3.2.4 Teste da qualidade da malha para o modelo tridimensional

O teste da malha foi realizado utilizando o carregamento térmico e foram analisados os resultados referentes aos valores da temperatura resultante e as tensões termomecânicas geradas em três malhas. O elemento utilizado foi isoparamétrico de 10 nós, tendo 1 grau de liberdade para a análise térmica transiente e 3 graus de liberdade, translações nos eixos X, Y e Z, na análise mecânica. Assumiu-se o dente estar inicialmente numa temperatura uniforme de 37°C e será submetido ao contato com um meio líquido à 4°C nas superfícies lingual e oclusal, ficando as demais superfícies à 37°C. Foi usado um *time step* de 0,1 s numa análise de elementos finitos transiente num período de 2 s. Adotou-se um coeficiente de convexão de $0,595 \times 10^{-3} \text{ W mm}^{-2} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ para o frio.

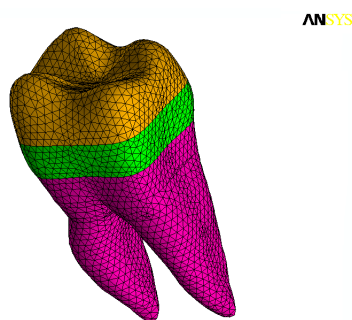


Figura 19: Modelo discreto

A TAB.1 refere-se ao número de elementos e número de nós das três malhas testadas.

Tabela 1: Teste de malha

MODELO A	I	II	III
Nós	83.124	107.792	152.066
Elementos	60.940	78.079	109.264

3.2.5 Verificação da influência do Módulo de Elasticidade (E) do esmalte na determinação das tensões

Considerando as mesmas condições de contorno para análise térmica transiente sob aplicação do frio ou seja:

- (1) Temperatura fixa no meio circundante para o frio (4°C),
- (2) Fluxo de calor nulo nas demais fronteiras,
- (3) Temperatura inicial 37°C.

$$(4) (h) = 0,595 \times 10^{-3} \text{ W mm}^{-2} \text{C}^{-1},$$

Realizou-se no modelo do dente hígido, uma análise para verificar a influência do valor do módulo de elasticidade do esmalte ($E=40,0$ GPa e $E=84,1$ GPa) nos resultados das tensões termomecânicas.

3.2.6 Definição do carregamento mecânico e condições de contorno

O problema da definição das tensões elásticas de origem térmica ou mecânica, pode ser descrito a partir das equações de elasticidade. Assim, das equações de equilíbrio estático e compatibilidade deduz-se equações (HUEBNER; DEWHIRST; SMITH, 2001):

$$\nabla^2 u + \frac{1}{1-2\nu} \cdot \frac{d}{dx} \left(\frac{du}{dx} + \frac{dv}{dy} + \frac{dw}{dz} \right) + \frac{X}{\mu} = 0 \quad (3.11)$$

$$\nabla^2 v + \frac{1}{1-2\nu} \cdot \frac{d}{dx} \left(\frac{du}{dx} + \frac{dv}{dy} + \frac{dw}{dz} \right) + \frac{Y}{\mu} = 0 \quad (3.12)$$

$$\nabla^2 w + \frac{1}{1-2\nu} \cdot \frac{d}{dx} \left(\frac{du}{dx} + \frac{dv}{dy} + \frac{dw}{dz} \right) + \frac{Z}{\mu} = 0 \quad (3.13)$$

Onde u, v e w são os deslocamentos, μ uma constante de Lamé, e X, Y e Z as forças de volume.

Através da aplicação das condições de contorno e carregamento obtém-se, via MEF, as soluções em termos de deslocamentos.

Aplicou-se na superfície oclusal carregamentos verticais, distribuídos nas três regiões dos contatos oclusais de um dente natural. Em cada local de aplicação, a carga foi aplicada de maneira distribuída em 3 pontos (20 N em cada) totalizando 180 N. Este valor está de acordo com uma revisão de literatura de Cimini, Casas e Cornacchia (2000) e confirmado experimentalmente por Almeida, Casas e Gomes (2004) que ao utilizar um transdutor de força com extensômetros inserido na raiz de um molar foi possível mensurar as forças atuantes em um dente molar durante a mordida e mastigação. Os pontos de aplicação de carga podem ser vistos na FIG. 20. Obteve-se desta forma os resultados sob carregamento oclusal vertical de 180 N, no dente hígido e naqueles restaurados com a resina SIFONY (ESPE) e com a porcelana VITADUR ALPHA (VITA).

Como condição de contorno considerou-se o modelo sem deslocamento na superfície ós-

sea externa (inferior e laterais externas) (FIG.21). O elemento utilizado numa análise mecânica estática foi o SOLID 92, elemento tetraédrico quadrático com 10 nós.

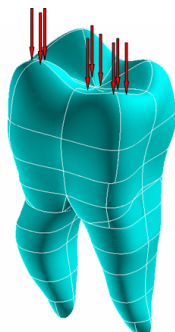


Figura 20: Pontos de aplicação de carga

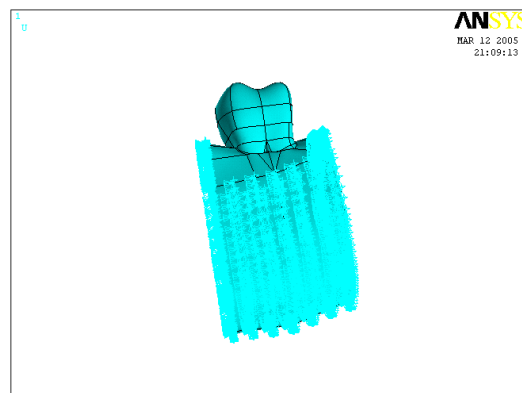


Figura 21: Condições de contorno

3.2.7 Definição do carregamento acoplado (mecânico e térmico) simultâneos

O carregamento acoplado consistiu na associação do carregamento mecânico (cargas oclusais) e carregamento térmico frio e quente considerando todas as condições de contorno impostas para os carregamentos quando considerados isolados. O tempo de exposição em relação ao carregamento térmico foi de 2 s. O elemento utilizado na análise mecânica estática foi o SOLID 92, elemento tetraédrico quadrático com 10 nós. Pode-se verificar que foram feitas duas análises térmicas, a primeira térmica transiente e a segunda termomecânica estática. Os resultados da primeira referentes às variações de temperatura foram usados como carregamento na segunda. Acoplou-se também, os carregamentos mecânicos oriundos da mastigação

3.2.8 Modelo Axissimétrico

Um modelo axissimétrico foi produzido para estudar as tensões geradas devido a contração de polimerização do cimento resinoso, utilizado para cimentar as restaurações indiretas sobre a estrutura dentária previamente preparada.

Este modelo de geometria mais simplificada foi idealizado para se verificar as tensões geradas na interface adesivo-estrutura dentária. Se as tensões geradas naquela interface, fossem superior à 25 MPa (valor referência adotado da resistência máxima à tração entre adesivo-dentina para os adesivos mais modernos) o problema se tornaria não linear de

difícil solução no primeiro modelo.

Visando impor uma deformação inicial relativa à polimerização do compósito, utilizou-se uma analogia entre as tensões térmicas e as decorrentes da contração do mesmo. A contração da fase pós-gel de uma resina é mensurada através da diminuição volumétrica do material, e para simular o processo no programa, deve-se considerar a contração linear do material devido à redução de temperatura. O coeficiente de contração será obtido impondo-se a condição que ao multiplicar o mesmo por um decréscimo de temperatura de 1°C, o valor encontrado para a deformação do material deverá ser o mesmo obtido devido a contração volumétrica correspondente (WINKLER; KATONA; PAYDAR, 1996). O coeficiente de dilatação térmica foi utilizado juntamente com uma variação de temperatura de tal forma que a contração linear da resina pudesse ser aplicada ao modelo de uma forma simples, prevista pelo programa utilizado. Por exemplo, se a variação de temperatura for igual a -1°C, então o coeficiente de dilatação térmica terá que ser igual à contração linear da resina.

A largura do cimento adotada no modelo é de 200 μm ou 0,2 mm. As propriedades dos materiais utilizados na análise encontram-se na TAB. 2.

Tabela 2: Valores utilizados no modelo (tabela completa no apêndice)

Material	E(GPa)	ν	Contração	Resistência à tração(MPa)
Esmalte	84,1	0,33		10
Dentina	14,7	0,31		50
Resina	25	0,30		70-90
Porcelana	74	0,19		50-100
Cimento Resinoso	6	0,36	1%	45,1
Adesivo	1	0,30		20

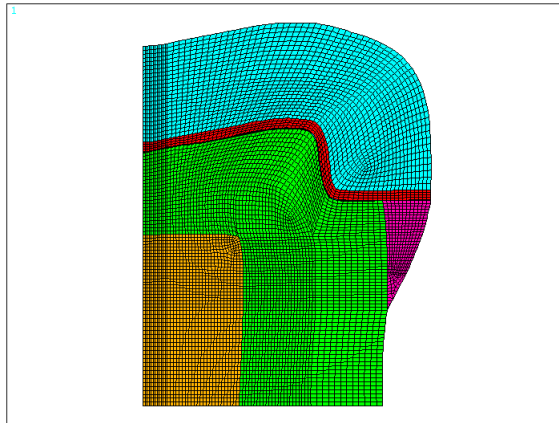


Figura 22: Modelo axissimétrico

Neste modelo simplificado utilizou-se um elemento axissimétrico sólido de 8 nós, com 3 graus de liberdade por nó, totalizando 22.970 nós e 7.553 elementos.

4 *RESULTADOS*

4.1 Determinação das Propriedades Termofísicas dos Materiais Restauradores

4.1.1 Condutividade Térmica (λ)

Para determinar a condutividade térmica dos materiais restauradores, em estudo, foram feitas medições utilizando o comparador térmico cujos resultados podem ser vistos abaixo:

$$\Delta V = V_c - V_s \text{ (Gradiente de temperatura com e sem contato)} \quad (4.1)$$

$$\Delta V_F \text{ (Gradiente com a temperatura ambiente)} \quad (4.2)$$

Tabela 3: Medidas com a amostra de porcelana

V_s	V_c	ΔV_F
0.045	-0.022	3.18
0.046	-0.023	3.19
0.046	-0.020	3.20
0.046	-0.023	3.19
0.046	-0.023	3.19

Tabela 4: Medidas com a amostra de resina

V_s	V_c	ΔV_F
0.048	-0.031	3.17
0.047	-0.030	3.17
0.046	-0.028	3.17
0.047	-0.029	3.18
0.045	-0.028	3.18

Tabela 5: Medidas com a amostra do cimento resinoso

V_s	V_c	ΔV_F
0.044	-0.023	3.18
0.044	-0.024	3.18
0.045	-0.024	3.18
0.045	-0.025	3.17
0.046	-0.025	3.17

$$L = \frac{\Delta V}{\Delta V_F} \text{ (Razão entre os dois gradientes)} \quad (4.3)$$

Os valores médios para L obtidos através do comparador térmico foram: para porcelana 0,007524, 0,005528 para resina e 0,000486 para o cimento. Foram realizadas medições em todas as amostras disponíveis de materiais de baixa condutividade e em amostras de dente humano, bovino, porcelana feldspática e tecido ósseo suíno. Os resultados apre-

sentados na TAB.6 foram comparados com os encontrados na literatura. Procedeu-se então, a determinação da curva de calibração. Este processo consiste em encontrar uma função (analítica) que através de um procedimento estatístico (ajuste), possa representar razoavelmente bem os dados experimentais.

Os dados foram plotados e uma primeira curva foi gerada. A partir daí, determinou-se a condutividade térmica com o valor de L definido pelo comparador. A função obtida está abaixo descrita.

$$\lambda = -0,218 + 0,0265e^{100,297 \cdot L} + \frac{1356,593}{\frac{-316,555}{L} - 1} \quad (4.4)$$

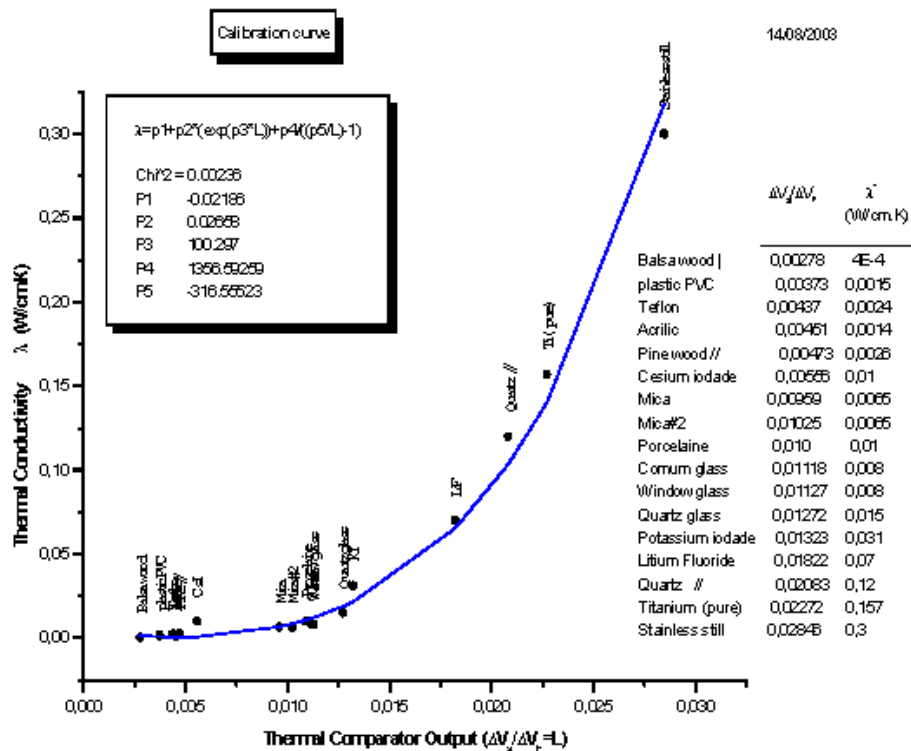


Figura 23: Curva de Calibração (1) do Comparador Térmico

Ao analisar a curva pode-se verificar que existe um grupo de materiais de baixa condutividade e outro de condutividade mais elevada (fluoreto de lítio, quartzo, titânio e aço), o que poderia estar deformando a curva para os materiais em estudo que pertencem ao grupo de materiais de baixa condutividade. Desta forma, construiu-se outra curva apenas com a região dos materiais da região em estudo (parte inferior da curva), conforme pode

ser visto abaixo na FIG. 24.

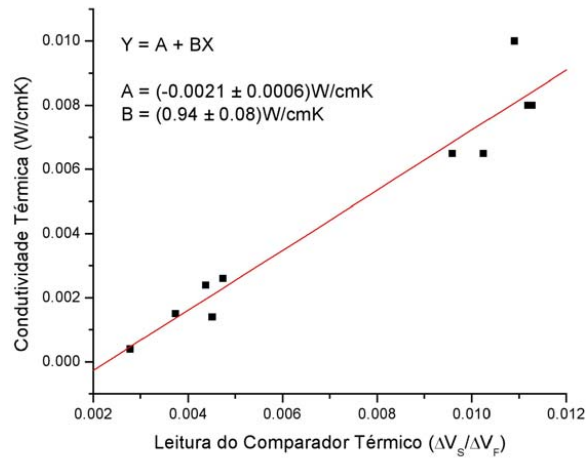


Figura 24: Curva de Calibração (2) do Comparador Térmico

$$\lambda = A + BL \quad (4.5)$$

$$A = (-0,0021 \pm 0,0006)W/cmK \quad (4.6)$$

$$B = (-0,94 \pm 0,08)W/cmK \quad (4.7)$$

Ao se utilizar a equação definida a partir da curva de calibração (2) do comparador térmico (FIG.24) foram definidos os valores de condutividade térmica para vários materiais e feita a comparação com valores encontrados na literatura (TAB. 6).

Tabela 6: Valores de (L) e condutividade térmica(λ)

Amostras	Leitura do Comparador (L)	Condutividade Térmica (λ) $\frac{J}{mm^{\circ}C} \times 10^{-4}$	Literatura (λ) $\frac{J}{mm^{\circ}C} \times 10^{-4}$
Porcelana Vitadur Alpha	0,007524	5,0 \pm 1,4	
Porcelana feldspática	0,0109	8,0 \pm 1,4	10
Resina Sinfony(Espe)	0,005520	3,1 \pm 1,2	
Cimento Bisfil(Bisco)	0,006486	4,0 \pm 1,3	
Esmalte humano	0,0078	5,2 \pm 1,4	9,2/9,33
Esmalte bovino	0,0079	5,3 \pm 1,4	
Dentina humana	0,0058	3,4 \pm 1,4	6,27/6,3/5,69
Dentina bovina	0,0067	4,2 \pm 1,3	
Osso suíno (lixado)	0,0075	5,0 \pm 1,3	
Osso humano			5,86

Os valores da condutividade térmica dos materiais restauradores medidos experimentalmente podem ser agora comparados com valores de materiais similares encontrados na literatura.

Tabela 7: Comparação do (λ) experimental com o da literatura

λ $\frac{W}{mm^{\circ}C} \times 10^{-4}$	Porcelana	Resina Indireta	Resina Direta
Experimento	Vitadur ALPHA: 5,0 Feldspática: 8,0	Sinfony: 3,0	Cimento Bisfil: 4,0
(CIVJAN; J.BARONE; REINKE, 1972)			Adaptic 1,09
(FENNER; ROBINSON; CHEUNG, 1998)			Adaptic 1,1
(O'BRIEN, 1997)			Adaptic 1,36
(MCLEAN; HUGHES, 1965)	Feldspática 10		

4.1.2 Densidade (ρ)

1 Densidade sob empuxo (água)

Porcelana Vitadur Alpha (VITA)

Massa da Porcelana = 0,36g

Massa sob empuxo = 0,20g

Diferença das massas = 0,16g = 0,16cm³

$$\rho_{porcelana} = \frac{0,36g}{0,16} = 2,25g/cm^3 \quad (4.8)$$

Resina Sinfony (ESPE)

Massa da Resina = 0,24g

Massa sob empuxo = 0,09g

Diferença das massas = 0,15g = 0,15cm³

$$\rho_{resina} = \frac{0,24g}{0,15cm^3} = 1,6g/cm^3 \quad (4.9)$$

Cimento Bisfil (BISCO)

Cimento Massa = 0,19g

Massa sob empuxo = 0,09g

Diferença das massas = 0,10g = 0,10cm³

$$\rho_{cimento} = \frac{0,19}{0,10cm^3} = 1,90g/cm^3 \quad (4.10)$$

2 Densidade geométrica

Utilizando o valor da massa das amostras secas e calculando o volume dos três discos das amostras, obteve-se o valor da densidade geométrica.

Na TAB.8 pode-se comparar os valores das densidades das amostras obtidos nas duas metodologias.

Tabela 8: Determinação Experimental da Densidade

Material	Massa (g)	Diâmetro (cm)	Altura (cm)	Densidade Geométrica (g/cm ³)	Densidade (Empuxo/água) (g/cm ³)
Porcelana	0,34	0,80	0,40	1,99	2,25
Resina	0,24	0,80	0,31	1,54	1,60
Cimento	0,20	0,80	0,22	1,81	1,90

Na TAB.9 pode-se comparar os valores obtidos experimentalmente com aqueles consultados na literatura.

Tabela 9: Comparação dos valores de densidade experimental e da literatura

ρ $\frac{g}{mm^{-3}} \times 10^{-3}$	Porcelana	Resina Indireta	Resina Direta
Experimento	Vitadur Alpha: 2,25	Sinfony: 1,60	Cimento Bisfil: 1,90
(MCLEAN; HUGHES, 1965)	Feldspática: 2,4		
(O'BRIEN, 1997)			Diversas: 1,61 a 2,38

Os valores da densidade determinados sob empuxo serão utilizados nos modelos numéricos por terem sido mais próximos dos citados na literatura.

4.2 Validação Experimental do Modelo Matemático

Para validar o modelo numérico realizou-se um experimento onde se aplicou baixa temperatura sobre a superfície oclusal dos dentes restaurados e hígido. Definiu-se um ponto interno no dente hígido e sob a restauração para tomada de temperatura. Os resultados de valores de temperatura foram comparados com aqueles obtidos no modelo numérico.

Os dentes do experimento receberam uma de epóxi e teflon, na tentativa de manter um fluxo zero de calor com o meio ambiente. Conforme pode ser visto na FIG.25, o isolamento não foi eficaz uma vez que a temperatura registrada naquela região sofreu variação (linha correspondente ao termopar inserido no isopor). O dente sem restauração apresentou uma variação térmica interna maior do que naqueles restaurados, sendo que a porcelana apresentou maior condutividade que a resina. Estes resultados foram comparados com aqueles encontrados nos modelos numéricos. Esta comparação teve a finalidade de validação do modelo numérico.

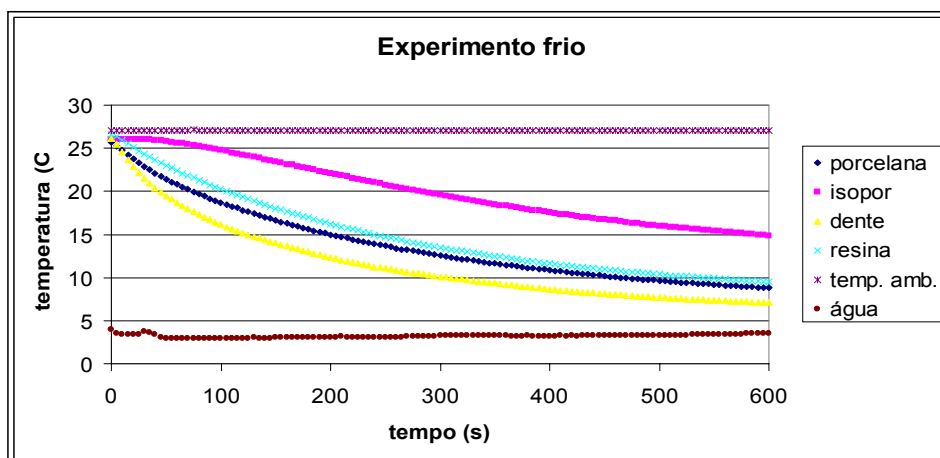


Figura 25: Variação da temperatura com o tempo durante o contato com água gelada

4.2.1 Comparação dos resultados do modelo matemático de análise numérica com o experimento

As condições de contorno do carregamento térmico foram semelhantes às do experimento, ou seja, foram impostas aplicação de temperatura de 3°C, num tempo de 5 min, na superfície oclusal dos dentes restaurados e hígido. A temperatura inicial considerada era de 27°C conforme no experimento *in vitro*. O dente foi considerado isolado do meio ambiente ou seja, com fluxo nulo no restante do contorno.

Ao discutir os resultados deve-se considerar a dificuldade de escolher o ponto de aquisição de temperatura no modelo numérico. Para verificar a influência (sensibilidade) da localização geométrica destes pontos nos resultados, foram escolhidos alguns pontos na interface conforme pode ser visto na FIG.26. Na FIG.27 verifica-se a influência da localização do ponto de tomada de temperatura .

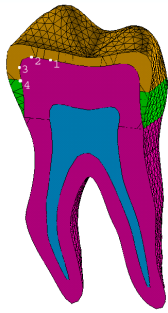


Figura 26: Pontos de aquisição de temperatura

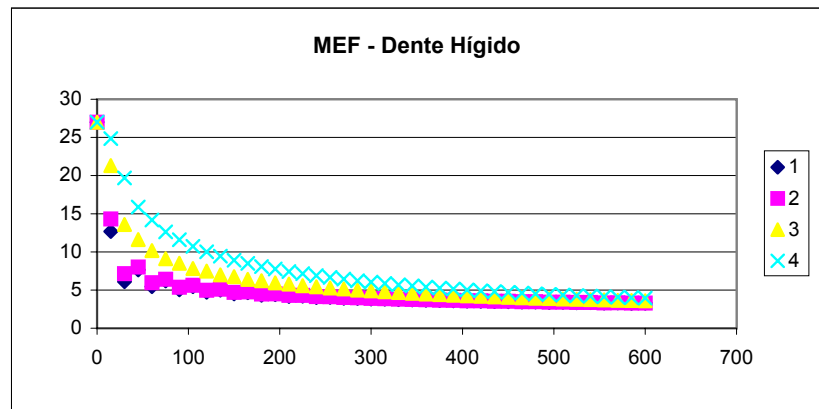


Figura 27: Influência da localização do ponto de tomada de temperatura - tempo(s) X temperatura(°C)

Como um ponto crítico deste estudo foi definir o ponto de aquisição da temperatura no modelo numérico, pode-se constatar pela FIG.27 que qualquer variação no ponto de aquisição dos dados exerce influência nos resultados (análise de incerteza). Definiu-se o ponto 4 como o de tomada dos resultados, por geometricamente mais se aproximar do ponto de tomada da temperatura no experimento.

O ponto (ponto 4) está localizado na interface esmalte-dentina no dente hígido e na interface restauração-dentina (ponto assinalado na FIG.28).

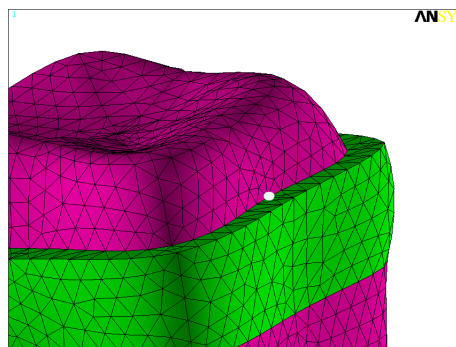


Figura 28: Ponto de Referência para aquisição de dados

Na FIG.29 mostra a temperatura que ocorreu no ponto 4 considerando o dente hígido e aquele restaurados

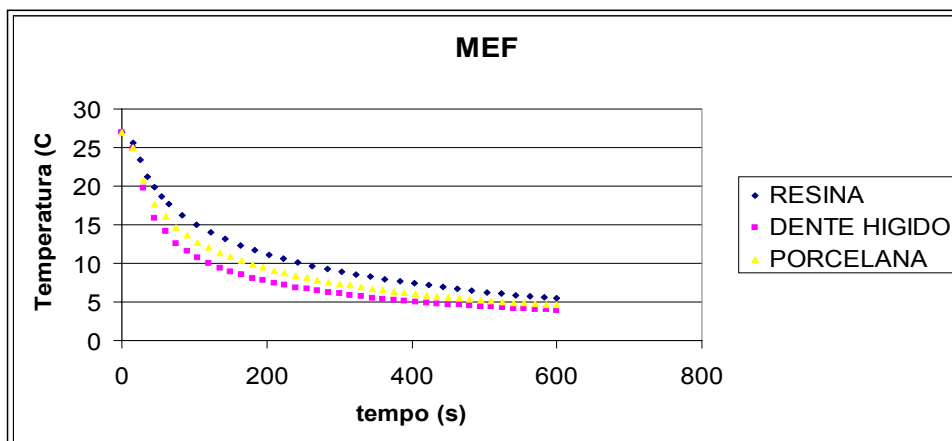


Figura 29: Análise da temperatura interna através do MEF

As FIG.30, FIG.31 e FIG.32 estão mostrados os resultados comparativos entre os modelos numéricos do dente e experimento.

Construiu-se também um modelo e geometria simplificada para estudar com mais facilidade o processo de condução de calor. Os resultados comparativos modelo simplificado com os do modelo completo podem ser vistos a seguir na FIG.33, FIG.34 e FIG.35.

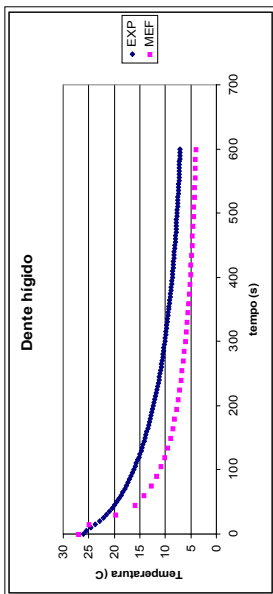


Figura 30: MEF X Experimento-Hígido

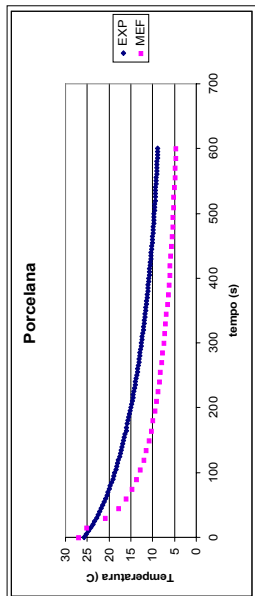


Figura 31: MEF X Experimento-Porcelana

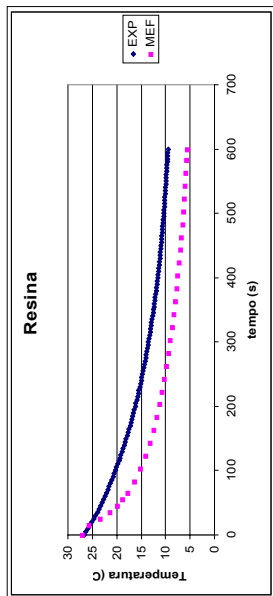


Figura 32: MEF X Experimento-Resina

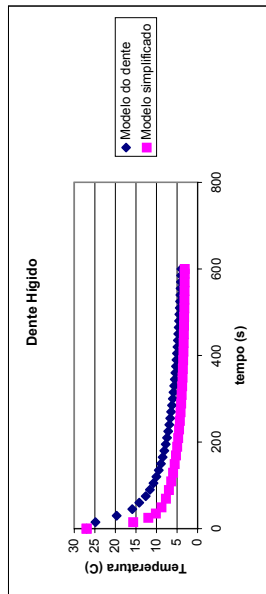


Figura 33: MEF X Simplificado-Hígido

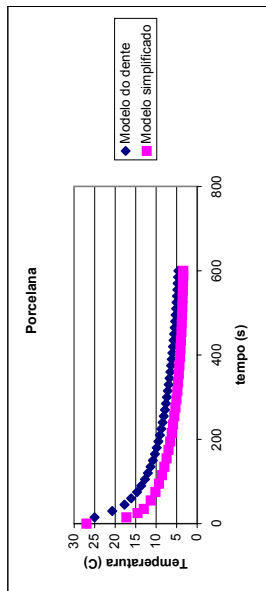


Figura 34: MEF X Simplificado-Porcelana

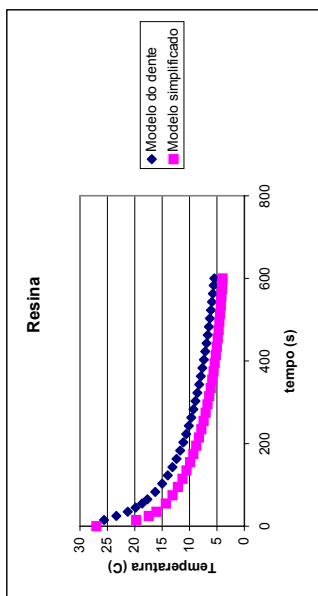


Figura 35: MEF X simplificado-Resina

Pode-se verificar que o modelo simplificado e o modelo completo apresentaram a mesma tendência depois de um certo tempo, sendo que inicialmente a diferença verificada deve-se à anatomia.

4.3 Modelo Matemático- Análise Numérica

4.3.1 Resultados do teste de malha

Nas condições de contorno definidas o teste da malha foi realizado utilizando o carregamento térmico e serão analisados os resultados referentes aos valores da temperatura resultante e as tensões termomecânicas geradas. Assumiu-se o dente estar inicialmente numa temperatura uniforme de 37°C e estar submetido ao contato com um meio líquido à 4 °C nas superfícies lingual e oclusal, ficando as demais superfícies à 37°C, num período de 2s. A TAB. 11 refere-se aos valores mínimos de temperatura encontrados e as tensões máximas (σ_1) encontradas no esmalte e dentina.

Tabela 10: Malhas avaliadas

MODELO A	I	II	III
Nós	83.124	107.792	152.066
Elementos	60.940	78.079	109.264

Tabela 11: Tabela para análise de convergência das malhas

Malha	n° nós	Temperatura	σ_1 (MPa) dentina	σ_1 (MPa) esmalte
I	83.124	16,6	2,9	23,2
II	107.792	17,5	6,8	26,6
III	152.066	17,5	6,7	30,0

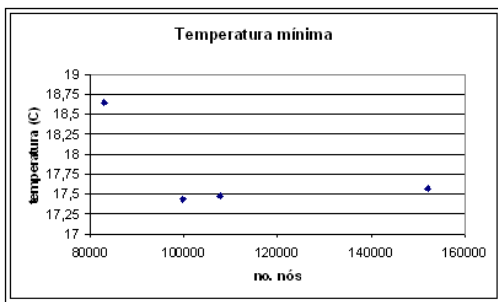


Figura 36: Temperatura mínima

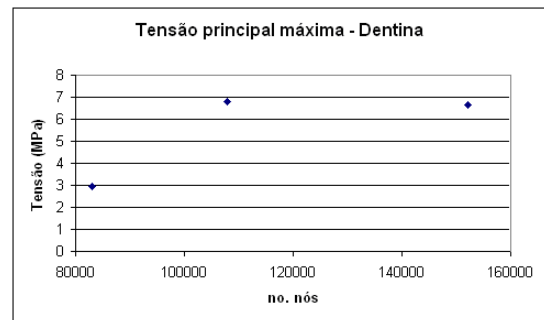


Figura 37: Tensão principal máxima

Pode-se verificar pela tabela acima que a malha (1) apresentou resultados ligeiramente diferentes dos obtidos nas malhas (2 e 3), cujos valores se mostraram convergentes com um menor tempo de processamento.

As figuras abaixo, Fig.38, Fig.39, Fig.40 e Fig.41, mostram o perfil de distribuição das tensões considerando as malhas 2 e 3.

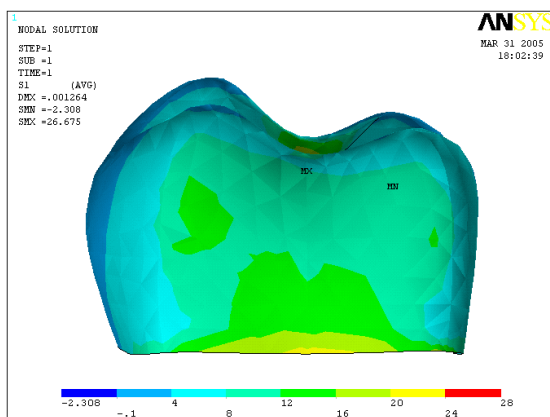


Figura 38: Malha 2 (vista lateral)

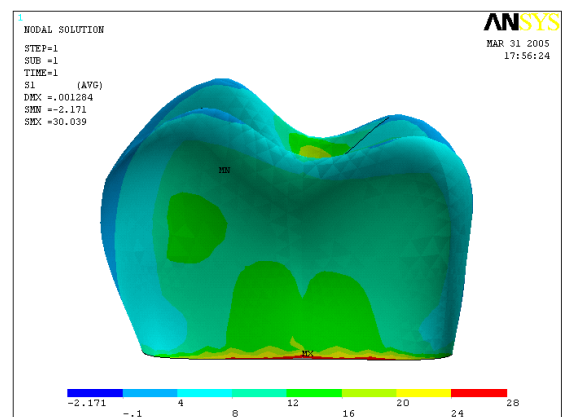


Figura 39: Malha 3 (vista lateral)

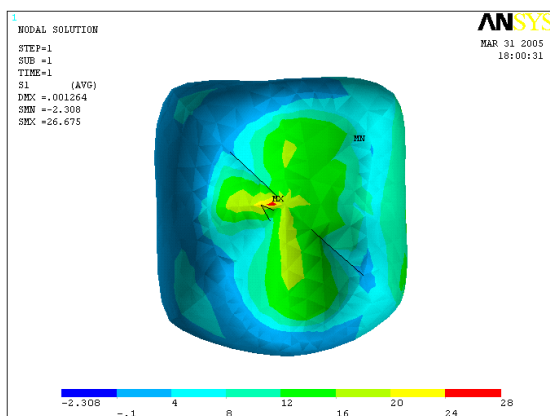


Figura 40: Malha 2 (vista oclusal)

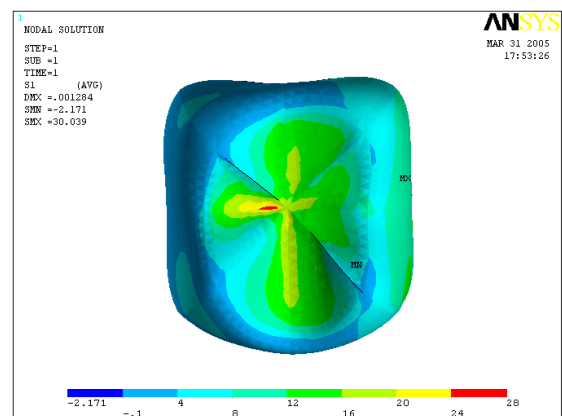


Figura 41: Malha 3 (vista oclusal)

Em função da convergência dos resultados entre as malhas 2 e 3 optou-se em trabalhar com a 2 devido ao tempo adequado para o processamento dos resultados. Observou-se que as diferenças entre as malhas 2 e 3 se davam basicamente em pontos onde a geometria gerava picos de tensão. O elemento utilizado foi o SOLID 87, um elemento tetraédrico quadrático de 10 nós, num modelo com 78.079 elementos e 107.792 nós.

4.3.2 Influência do Módulo de Elasticidade (E) do esmalte nas tensões

Foram encontrados na literatura valores variados para as propriedades dos tecidos dentários e materiais restauradores, e verificou-se que os pesquisadores usam valores variados, conforme verificamos ao fazer a revisão de literatura (GOUVÊA, 2000) e (CASAS; CORNACHIA; CIMINI, 2003). Para verificar a influência do módulo de elasticidade (E) do esmalte foram considerados no carregamento térmico frio e módulos de elasticidade do esmalte com valores de 84,1 e 40 GPa. O perfil de distribuição das tensões pode ser visto nas FIG.42 e FIG.43. Pela TAB.12 pode-se comparar os valores numéricos.

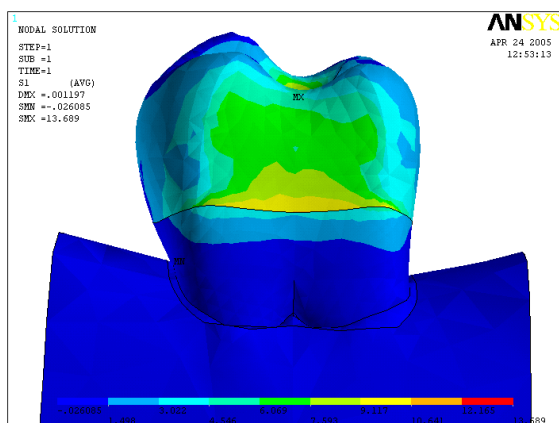


Figura 42: (σ_1) E=40,0 GPa

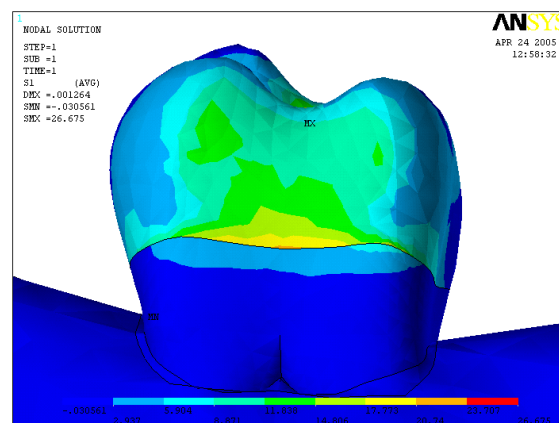


Figura 43: (σ_1) E=84,1 GPa

Pode-se verificar que o padrão de tensões foi o mesmo, havendo alterações para o módulo destas tensões.

Tabela 12: Valores de (σ_1) ao variar os módulos de elasticidade

GPa	MPa	MPa	MPa	MPa
E=40	9,11	10,64	12,16	13,69
E=80	17,77	20,74	23,71	26,67

4.4 Resultados do Carregamento Térmico

4.4.1 Temperaturas

Temperaturas verificadas sob carregamento frio

Aplicou-se na superfície lingual e oclusal uma temperatura de 4°C num tempo de 2 s. Na TAB.13 estão mostrados os valores de temperatura que se estabeleceu na superfície externa e na superfície interna ou superfície da dentina.

Tabela 13: Valores de temperatura (°C) nas superfícies interna e externa sob carregamento frio num tempo de 2s

Temperatura (°C)	Dente hígido	Restauração porcelana	Restauração resina
Sup. externa			
Temp mínima	17,0	8,5	6,6
Temp na região cervical (esmalte)	24,0	21,2	20,0
Dentina			
Temp. min (região cervical)	25,0	24,5	25,0
Temp. na região oclusal	31,0	30,0	30,0

As FIG.44, FIG.45 e FIG.46 da página seguinte, mostram a distribuição de temperatura na superfície externa no dente hígido, porcelana e resina sob carregamento frio em 2s. Nas FIG.47, FIG.48 e FIG.49 pode-se visualizar a distribuição da temperatura na superfície da dentina (interna) no dente hígido, porcelana e resina sob carregamento frio em 2s.

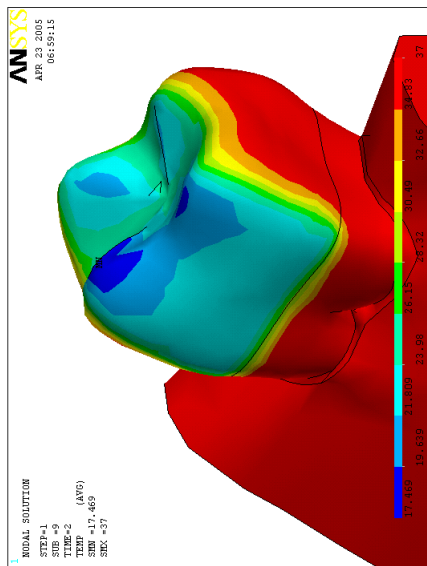


Figura 44: Temp-hígido-frio

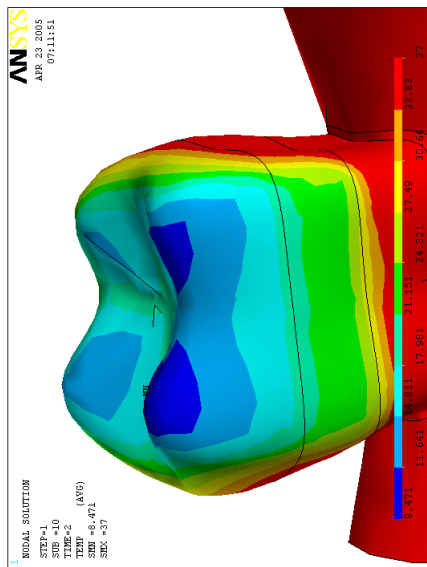


Figura 45: Temp-porcelana-frio

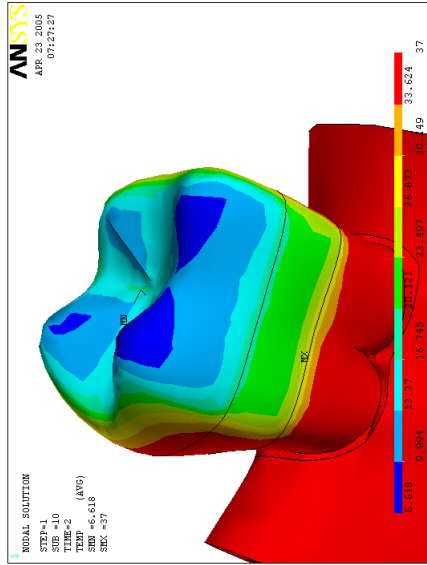


Figura 46: Temp-resina-frio

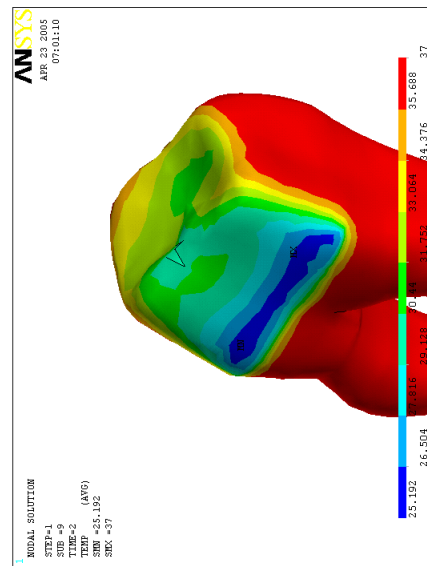


Figura 47: Temp_(int)-hígido-frio

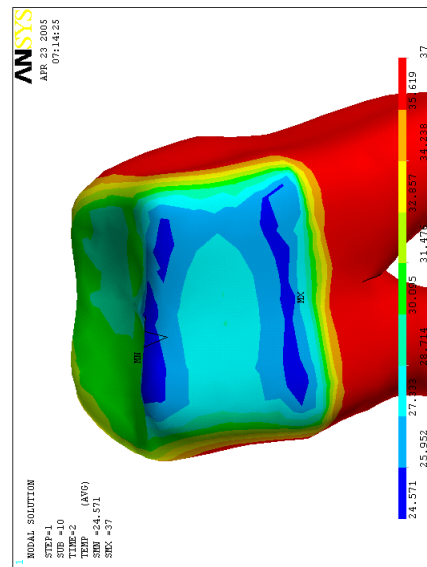


Figura 48: Temp_(int)-porcelana-frio

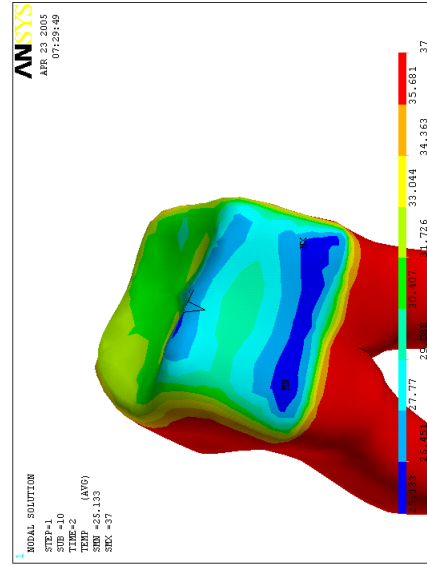


Figura 49: Temp_(int)-resina-frio

Temperaturas verificadas sob carregamento quente

Aplicou-se na superfície lingual e oclusal uma temperatura de 60°C num tempo de 2s e na TAB.14 estão mostrados os valores de temperatura na superfície externa e na superfície da dentina.

Tabela 14: Valores de temperatura (°C) nas superfícies interna e externa sob aplicação do quente

Temperatura (°C)	Dente hígido	Restauração porcelana	Restauração resina
Sup. externa			
Temp Máxima	52,0	57,6	58,6
Região cervical (esmalte)	47,0	48,0	46,6
Dentina			
Temp. Máxima (cervical)	46,0	46,0	46,0
Oclusal	41,0	41,0	40,0

As figuras da página seguinte descrevem as temperaturas na superfície externa no dente hígido (FIG.50), porcelana (FIG.51) e resina (FIG.52) sob carregamento quente em 2s, e os valores da temperatura (°C) na superfície da dentina (interna) no dente hígido (FIG.53), porcelana (FIG.54) e resina (FIG.55) sob carregamento quente em 2s.

Figura 50: Temp-hígido-quente

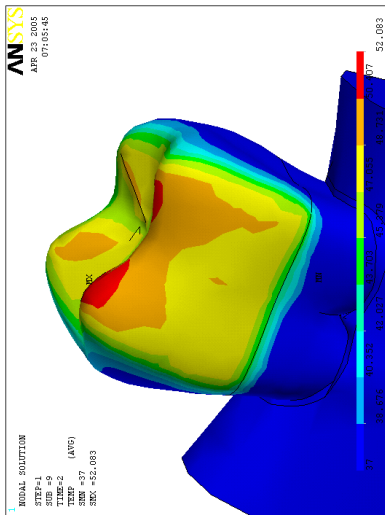


Figura 51: Temp-porcelana-quente

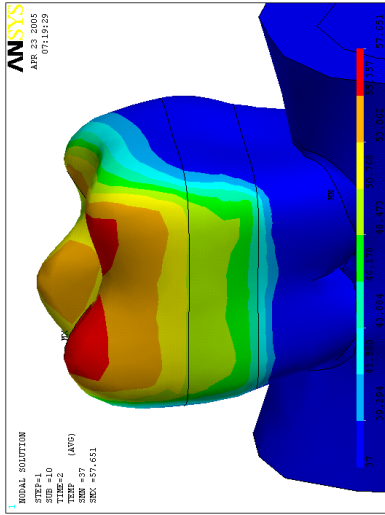


Figura 52: Temp-resina-quente

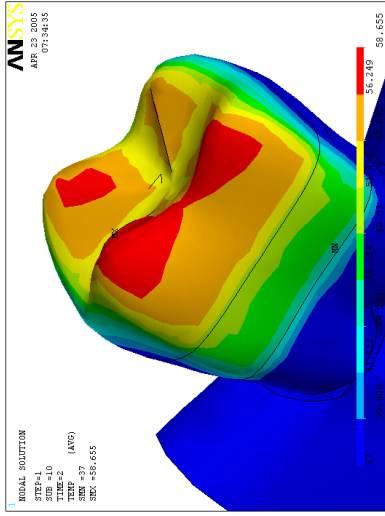


Figura 53: Temp_(int)-hígido-quente

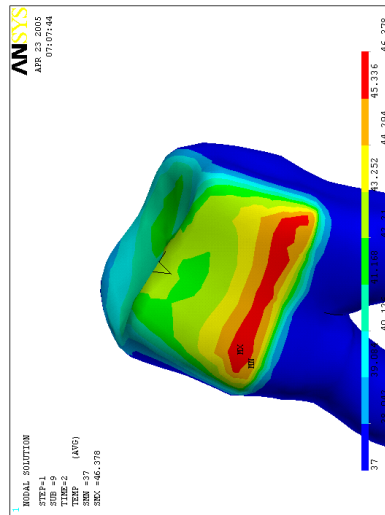


Figura 54: Temp_(int)-porcelana-quente

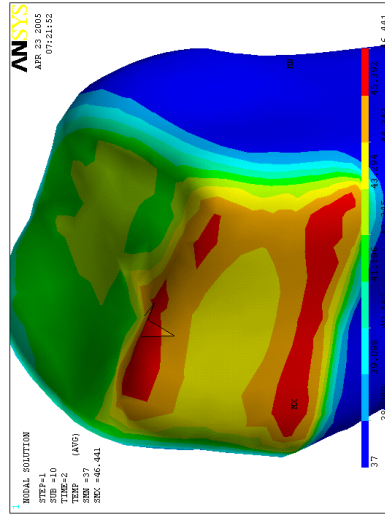
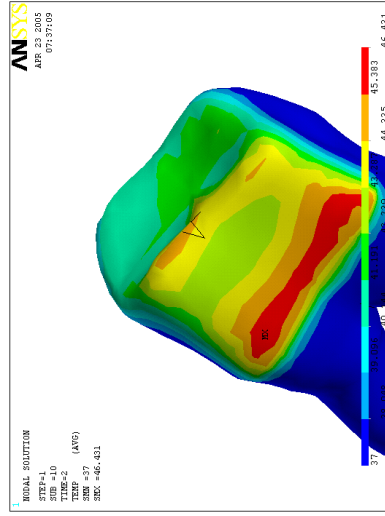


Figura 55: Temp_(int)-resina-quente



4.4.2 Tensões termomecânicas

Considerou-se as condições dos dentes restaurados e hígidos para verificar as tensões que podem ser geradas ao se ingerir alimentos frios e quentes.

Aplicou-se as temperaturas obtidas na análise térmica em 0,1, 1,1 e 2s, como carregamentos na análise mecânica. Todos os valores listados estão em MPa.

Na TAB.15 listam-se os valores de tensões máximas e mínimas induzidas pelas variações de temperatura considerando dentes restaurados e hígido.

Tabela 15: Valores das tensões termomecânicas (MPa) no dente hígido, nos dentes restaurados com resina e porcelana sob carregamento frio e quente, nos tempos de 0,1s, 1,1s e 2s

Tensões termomecânicas (MPa)	0,1s	1,1s	2s
Hígido-frio	9,3	24,0	26,7
Hígido-quente	-7,8	-19,4	-21,0
Porcelana-frio	9,3	19,3	21,0
Porcelana-quente	-7,6	-15,0	-16,2
Resina-frio	18,6	33,0	31,0
Resina-quente	-15,0	-23,3	-23,0

Nas três condições em estudo pode-se verificar, sob carregamento frio, tensões de tração na superfície externa e tensões de compressão na superfície interna da restauração ou superfície dentinária; já sob carregamento quente verifica-se tensões de compressão na superfície externa e de tração na superfície interna da restauração ou superfície dentinária.

Deve-se observar ainda que as tensões verificadas no dente restaurado com porcelana são ligeiramente menores do que as do dente hígido e que as maiores tensões, decorrentes de variação de temperatura, ocorreram no dente restaurado com resina.

Outro fato relevante a ser observado é que as tensões no tempo de 2 s apresentam valores significativos e muito semelhantes àquelas verificadas no tempo de 1,1s, o que justificou se fazer neste trabalho, um estudo aprofundado da distribuição de tensões em várias partes do dente e restauração para cada carregamento somente no tempo de 2s.

Na TAB.16 demonstra-se as tensões termomecânicas sob carregamento frio no tempo de 2s no dente hígido e naqueles restaurados com porcelana e resina.

Tabela 16: Valores das tensões termomecânicas (MPa) nas superfícies interna e externa sob carregamento frio no tempo de 2s no dente hígido, porcelana e resina

Tensões (MPa)	Dente Hígido	Restauração porcelana	Restauração resina
Esmalte cervical(σ_1)	20,2	21,0	23,0
Restauração(σ_1)		8,5	31,0
Dentina(σ_3)	-3,1	-2,3	-9,8 sob a restauração

As figuras das páginas seguintes mostram os resultados das tensões termomecânicas na superfície externa do dente (FIG.56), nas restaurações de porcelana (FIG.57) e resina (FIG.58) no tempo de 2s sob carregamento frio, enquanto a FIG.59 ilustra as tensões termomecânicas na superfície da dentina (interna) do dente hígido no tempo de 2s sob carregamento frio e as FIG.60 e FIG.61 nas restaurações de porcelana e resina respectivamente.

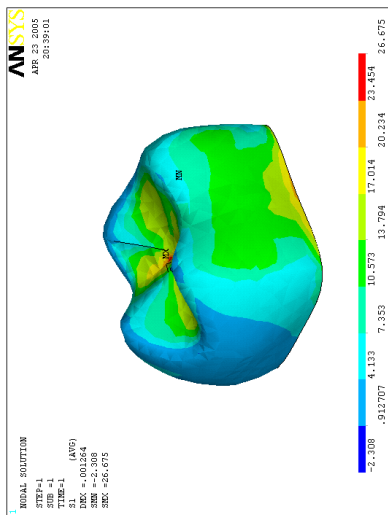


Figura 56: σ_1 -hígido-frio

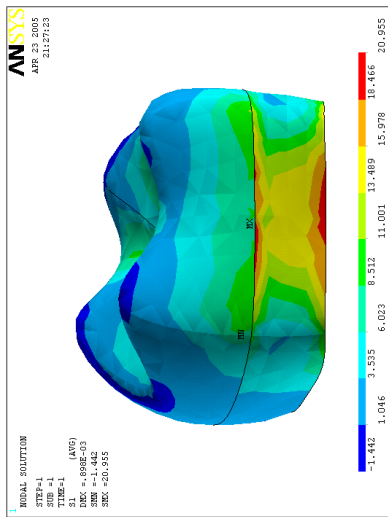


Figura 57: σ_1 -porcelana-frio

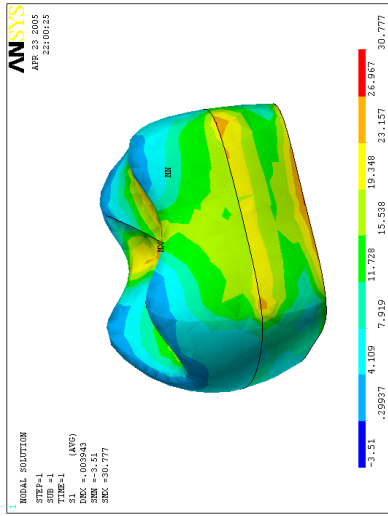


Figura 58: σ_1 -resina-frio

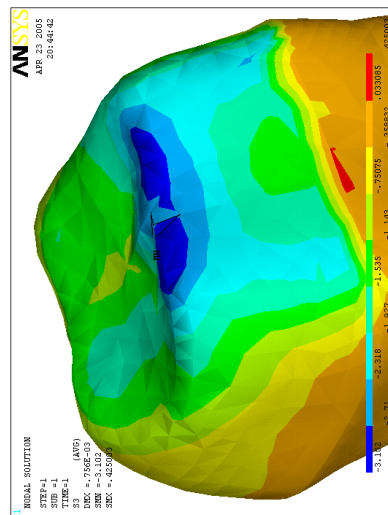


Figura 59: σ_3 (*int*)-hígido-frio

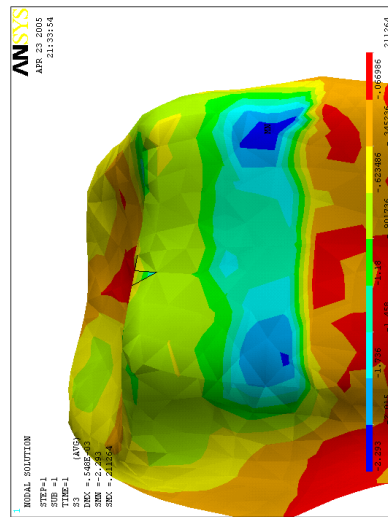


Figura 60: σ_3 (*int*)-porcelana-frio

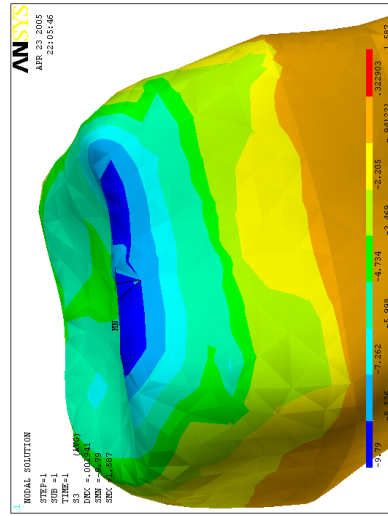


Figura 61: σ_3 (*int*)-resina-frio

Na TAB.17 demonstra-se as tensões termomecânicas sob carregamento quente no tempo de 2s no dente hígido e naqueles restaurados com porcelana e resina.

Tabela 17: Valores das tensões termomecânicas (MPa) nas superfícies interna e externa sob carregamento quente no tempo de 2s no dente hígido, porcelana e resina

Tensões (MPa)	Dente Hígido	Restauração porcelana	Restauração resina
Esmalte cervical(σ_3) e restauração	-11,0	-16,0	-17,0
Dentina(σ_1)	2,0	0,7	Máxima 7,1 sob restauração região cervical 0,7

As figuras da página seguinte referem-se às tensões termomecânicas na superfície externa do dente (FIG.62), restaurações de porcelana (FIG.63) e resina (FIG.64) no tempo de 2s, enquanto a FIG.65 às tensões termomecânicas na superfície interna do dente e restaurações de porcelana (FIG.66) e resina (FIG.67), todos com um gradiente positivo de temperatura.

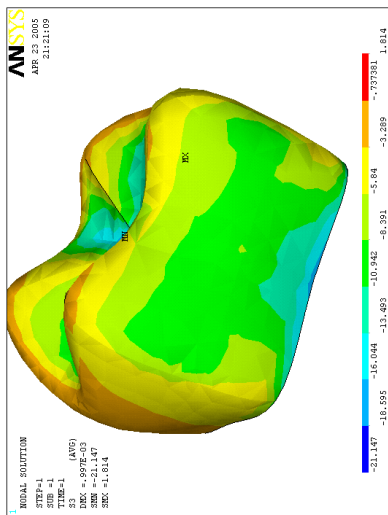


Figura 62: $\sigma_1(int)$ -hígido-vente

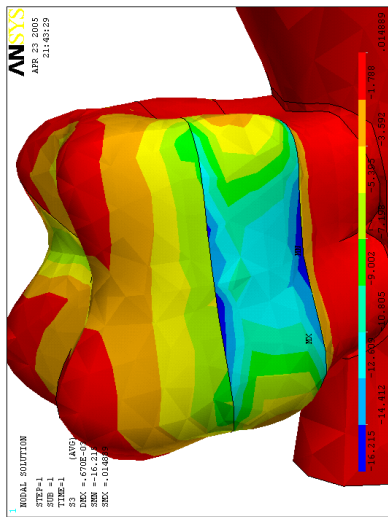


Figura 63: σ_3 -porcelana-vente

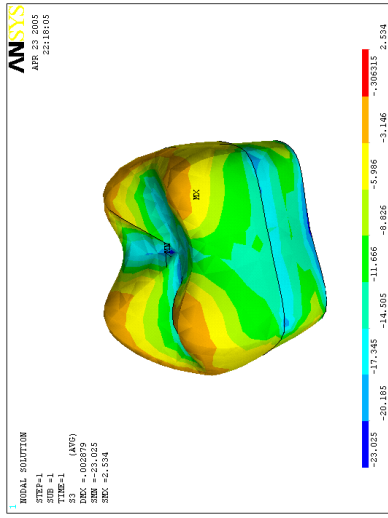


Figura 64: σ_3 -resina-vente

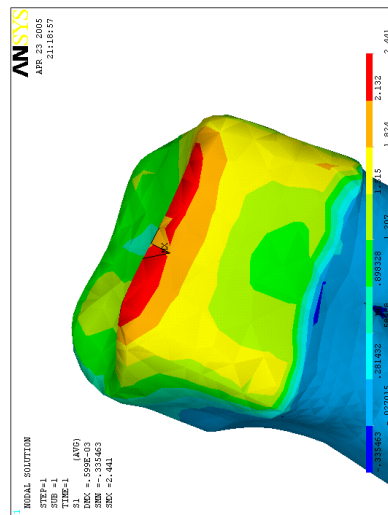


Figura 65: $\sigma_1(int)$ -hígido-vente

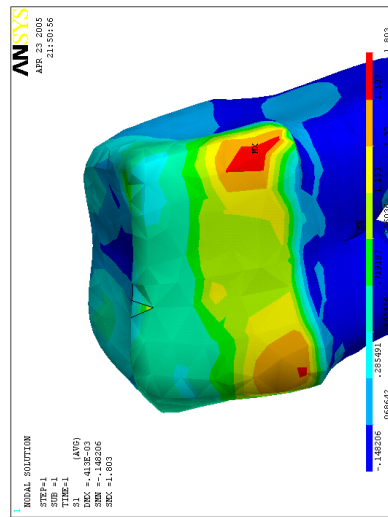


Figura 66: $\sigma_1(int)$ -porcelana-vente

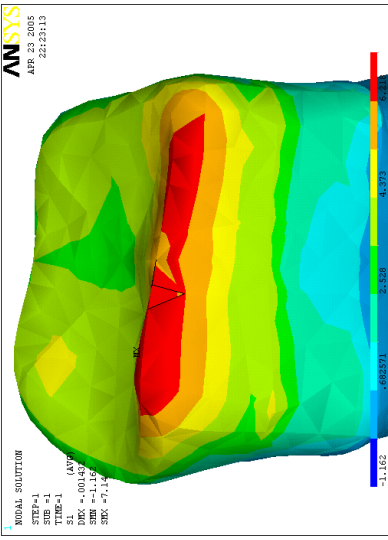


Figura 67: $\sigma_1(int)$ -resina-vente

Na TAB.18 compara-se as tensões termomecânicas sob carregamento frio e quente no tempo de 2s no dente hígido e naqueles restaurados com porcelana e resina.

Tabela 18: Valores das tensões termomecânicas nas superfícies interna e externa sob carregamentos frio e quente no tempo de 2s no dente hígido, porcelana e resina

Tensões (MPa)	Dente Hígido	Restauração porcelana	Restauração resina
(Frio) Esmalte cervical(σ_1)	20,2	21,0	23,0
(Frio) Restauração(σ_1)		8,5	31
(Quente) Esmalte cervical(σ_3) e restauração	-11,0	-16,0	-17,0
(Frio) Dentina(σ_3)	-3,1	-2,3	-9,8 sob a rest.
(Quente) Dentina(σ_1)	2,0	0,7	Máxima 7,1 sob rest. reg. cervical 0,68

4.5 Resultados do carregamento mecânico

Descreve-se agora as tensões mecânicas advindas de um carregamento oclusal vertical de 180 N, distribuído nos pontos de contato oclusal, nos dentes restaurados com resina e porcelana e no dente hígido.

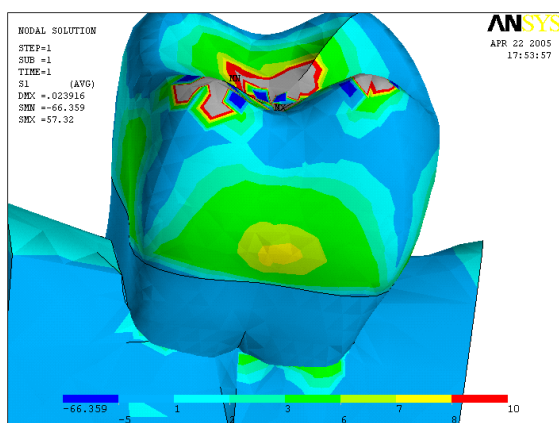


Figura 68: σ_1 -hígido-Mec

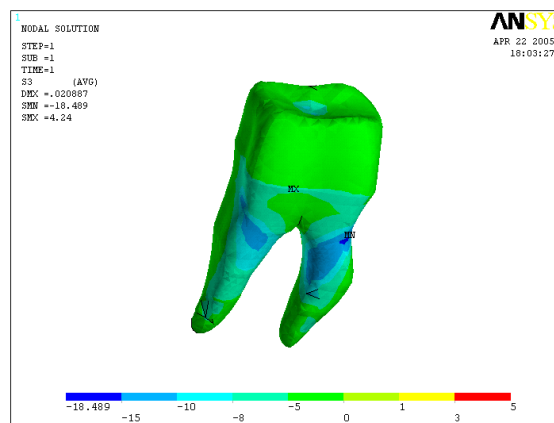
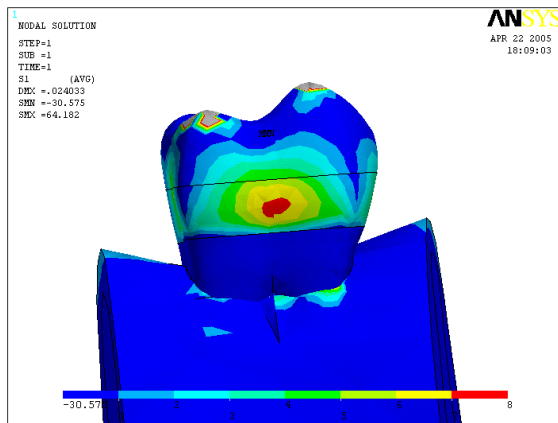
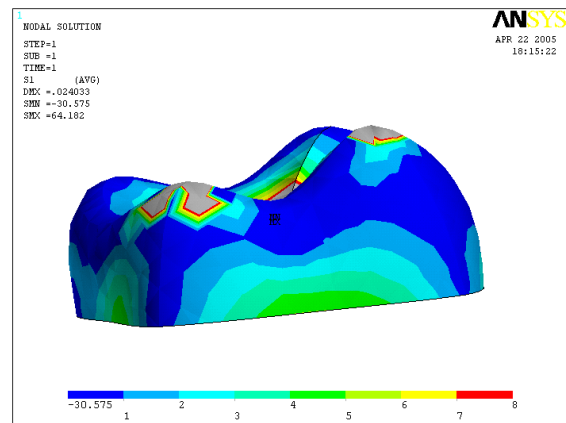
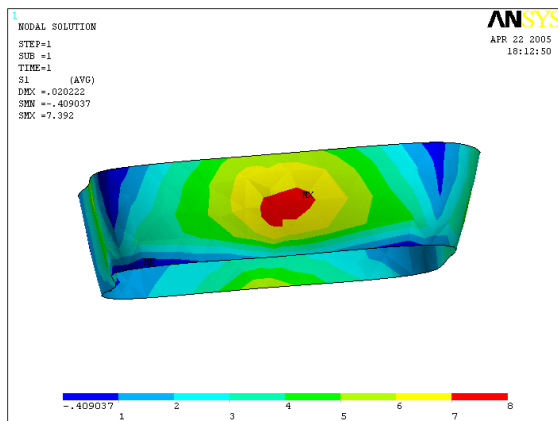
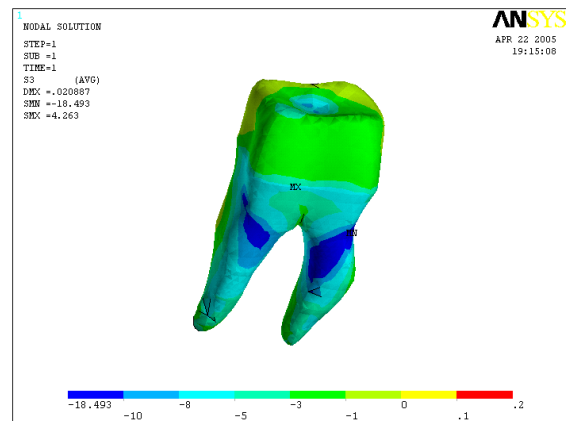
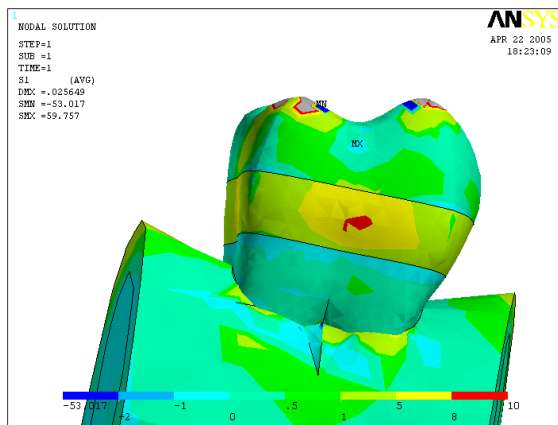
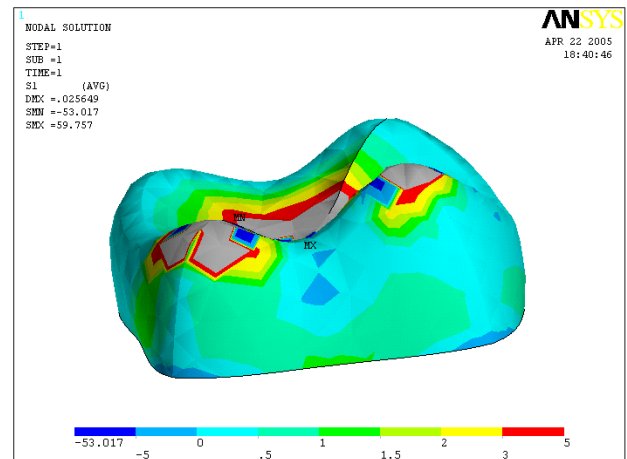
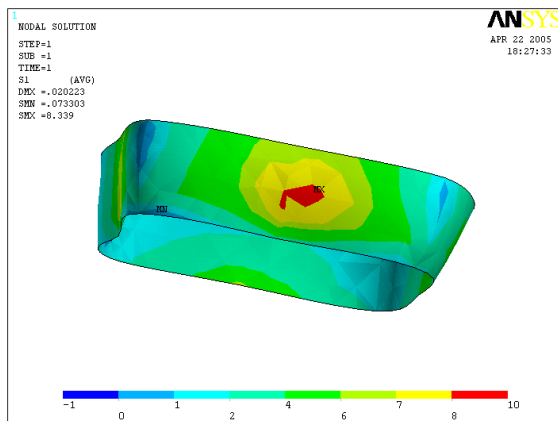
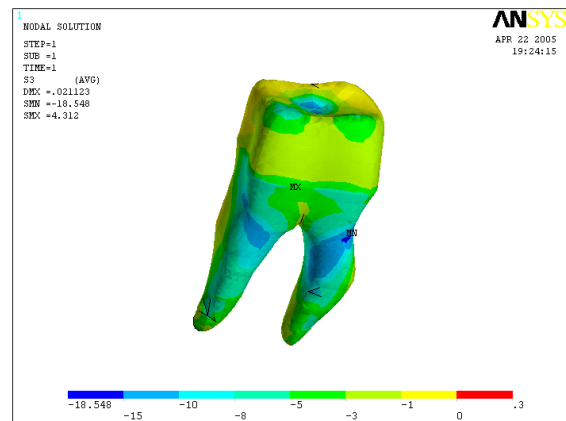


Figura 69: σ_3 (dentina)-Hígido-Mec

Pôde-se verificar tensões de tração no esmalte cervical e compressão na dentina.

Figura 70: σ_1 -(dente-porcelana)-MecFigura 71: σ_1 -porcelana-MecFigura 72: σ_1 -esmalte_(porcelana)-MFigura 73: σ_3 -dentina_(porcelana)-M

No dente restaurado com porcelana pode-se visualizar áreas de tensões de tração na porção cervical da restauração (em contato com o esmalte) e no esmalte cervical. Na dentina verifica-se tensões de compressão.

Figura 74: σ_1 -(dente-resina)-MecânicoFigura 75: σ_1 -resina-MecânicoFigura 76: σ_1 -esmalte_(resina)-MecFigura 77: σ_3 -dentina_(resina)-Mec

No dente restaurado com resina, pode-se observar que toda a extensão da restauração encontra-se submetida às tensões de compressão, sendo que no esmalte cervical pode-se verificar área de concentração de tração. Na dentina, de forma similar ao dente hígido e restaurado com porcelana verifica-se tensões de compressão.

Tabela 19: Valores das tensões sob carregamento mecânico no dente e naqueles restaurados com porcelana e resina

Tensões (MPa)	Dente Hígido	Restauração porcelana	Restauração resina
Região cervical (esmalte) (σ_1)	8,0	7,3	7,4
Região cervical (restauração)(σ_1)		5,0	-5,0
Dentina (σ_3)	-10,0	-10,0	-15,0

4.6 Resultados do Carregamento Acoplado (mecânico e térmico simultâneos)

4.6.1 Carregamento Acoplado (frio)

Tabela 20: Distribuição de tensões termomecânicas (MPa) no dente hígido, porcelana e resina sob carregamento mecânico e frio num tempo de 2 s

Tensões Máximas (MPa)	Dente Hígido	Restauração porcelana	Restauração resina
Esmalte cervical (face vestibular) (σ_1)	12,0	10,0	20,0
Esmalte cervical (face lingual) (σ_1)	25,0	25,0	33,0
Dentina (σ_3)	-1,0	-2,0	-8,0

No carregamento acoplado com frio ocorreu um predomínio de tensões de tração, especialmente no dente restaurado com resina que apresenta maior sensibilidade aos carregamentos térmicos.

As figuras das páginas seguintes referem-se à distribuição de tensões termomecânicas (MPa) sob carregamento simultâneos, mecânico e frio em 2s. Pode-se visualizar na superfície vestibular do dente hígido (FIG.78), nos dentes restaurados com porcelana (FIG.79) e resina (FIG.80). As tensões na superfície lingual (superfície que recebeu o carregamento térmico) do dente hígido e naqueles restaurados com resina e porcelana podem ser vistas nas FIG.81, FIG.82, FIG.83.

Pode-se visualizar também a distribuição de tensões termomecânicas (MPa) na superfície dentina no dente hígido (FIG.84), e nos restaurados com porcelana (FIG.85) e resina (FIG.86) sob carregamento simultâneos, mecânico e frio simultâneos em 2s.

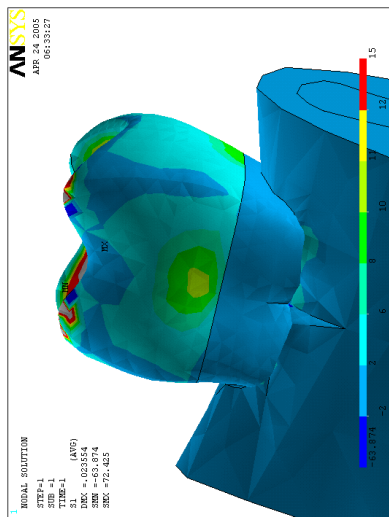


Figura 78: σ_1 -hígido(*faceV*)-Acoplado(*frio*)

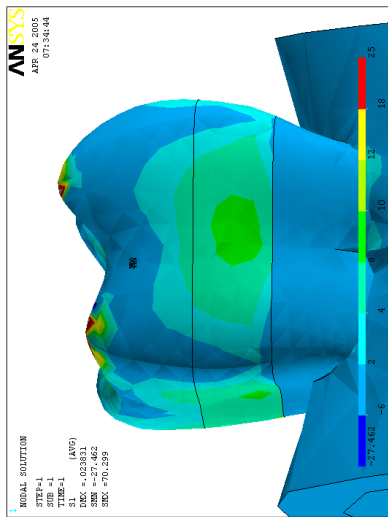


Figura 79:
 σ_1 -porcelana(*faceV*)-Acoplado(*frio*)

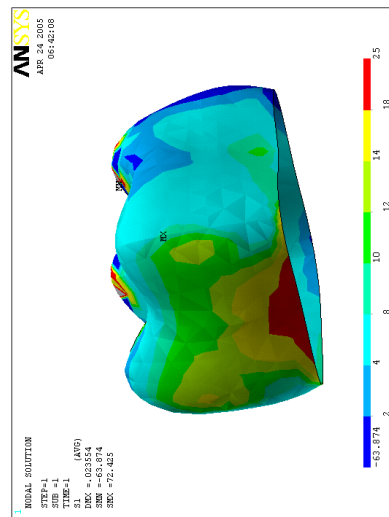


Figura 81: σ_1 -hígido(*faceL*)-Acoplado(*frio*)

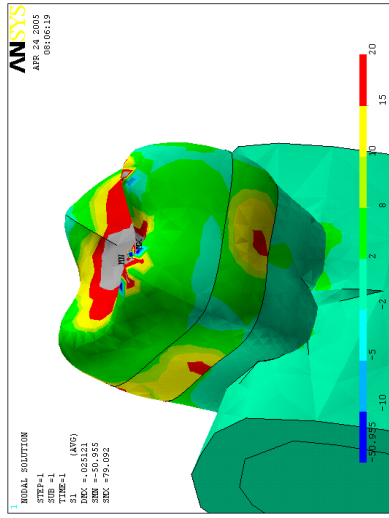


Figura 80: σ_1 -resina(*faceV*)-Acoplado(*frio*)

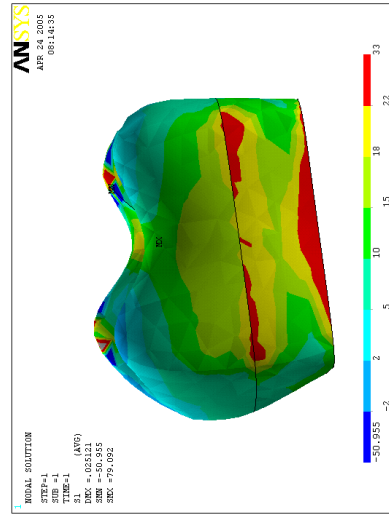


Figura 83: σ_1 -resina(*faceL*)-Acoplado(*frio*)

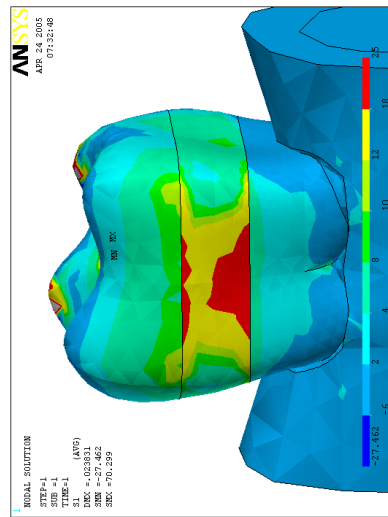


Figura 82:
 σ_1 -porcelana(*faceL*)-Acoplado(*frio*)

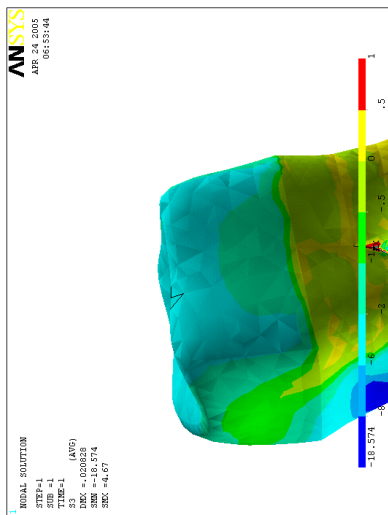


Figura 84:

σ_3 -hígido(*dentina*)-Acoplado(*frio*)

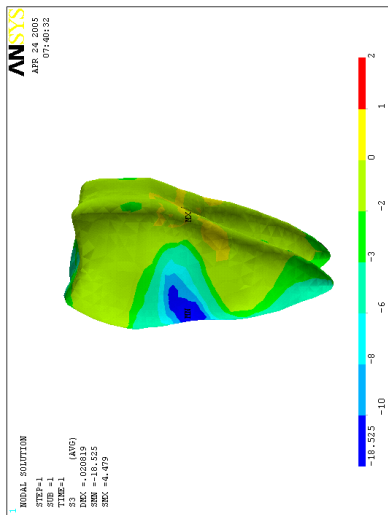


Figura 85:

σ_3 -porcelana(*dentina*)-Acoplado(*frio*)

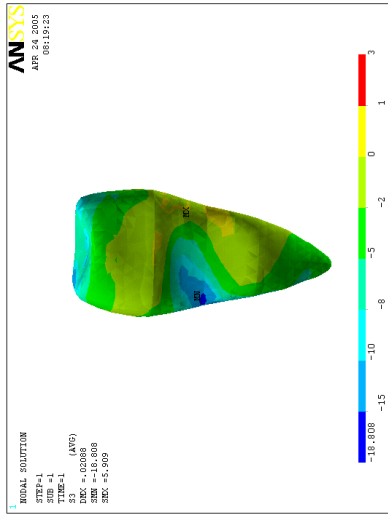


Figura 86:

σ_3 -resina(*dentina*)-Acoplado(*frio*)

4.6.2 Carregamento Acoplado (quente)

Tabela 21: Valores das tensões sob carregamento acoplado (mecânico com quente)

Tensões Máximas (MPa)	Dente Hígido	Restauração porcelana	Restauração resina
Esmalte (σ_3)	-10,0	-20,0	-30,0
Dentina (σ_1)	3,0	2,0	8,0

Sob carregamento acoplado (quente e mecânico) as tensões predominantes foram de compressão no esmalte e na restauração, sendo que na superfície da dentina as tensões de tração devem ser levadas em consideração por se tratar de uma interface de adesão.

As figuras da página seguinte referem-se à distribuição de tensões termomecânicas no dente hígido (FIG.87), e naqueles restaurados com porcelana (FIG.88) e resina (FIG.89) sob carregamento simultâneos, mecânico e quente em 2s.

Pode-se verificar também a distribuição de tensões termomecânicas na superfície dentina no dente hígido (FIG.90) e nos restaurados com porcelana (FIG.91) e resina (FIG.92) sob carregamento simultâneo, mecânico e quente em 2s.

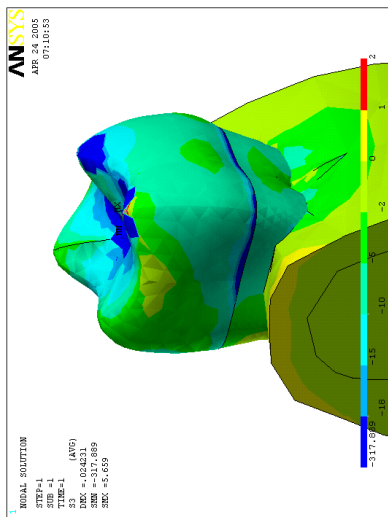


Figura 87: σ_3 -hígido-Acoplado(quente)

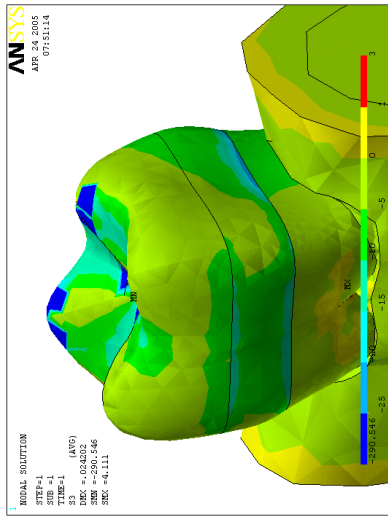


Figura 88: σ_3 -porcelana-Acoplado(quente)

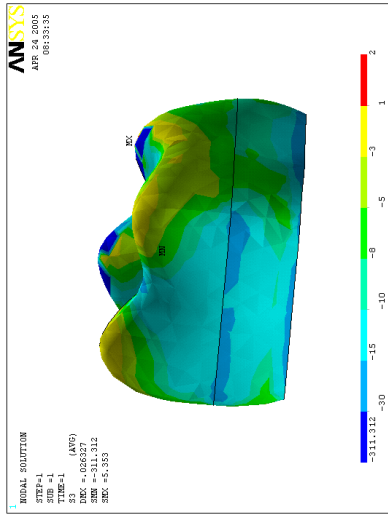


Figura 89: σ_3 -resina-Acoplado(quente)

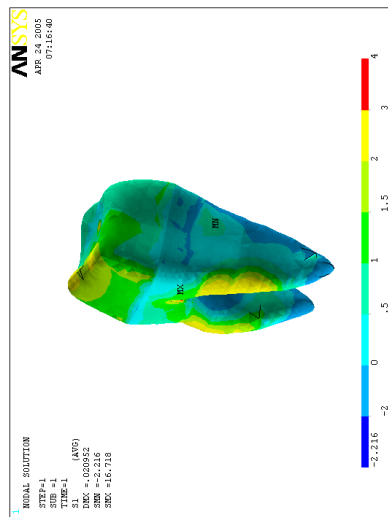


Figura 90: σ_1 -hígido(*dentina*)-Acoplado(quente)

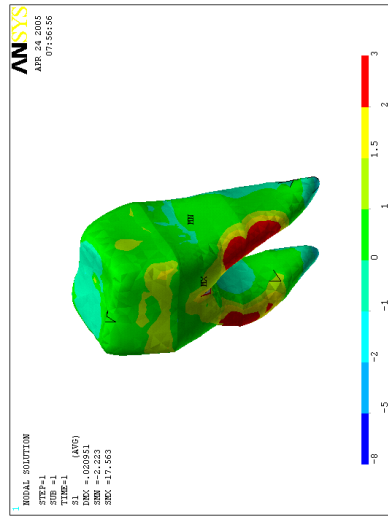


Figura 91: σ_1 -porcelana(*dentina*)-Acoplado(quente)

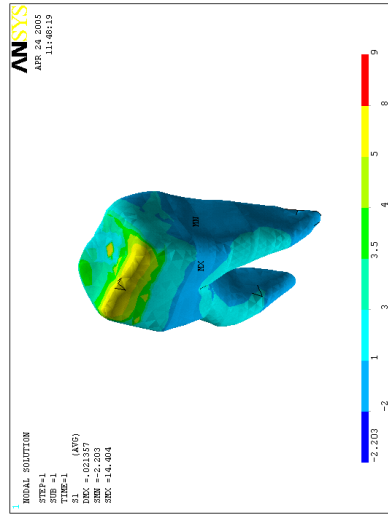


Figura 92: σ_1 -resina(*dentina*)-Acoplado(quente)

4.7 Resultados da Contração de Polimerização do cimento resinoso

4.7.1 Resultados do modelo axissimétrico

Considerou-se o dente restaurado com porcelana e resina e o cimento resinoso de fixação destas restaurações.

Tabela 22: Valores das tensões devido a contração do cimento

Tensões (MPa)	dentina	cimento	adesivo
Porcelana (σ_1)	11,4	Máxima 45,0	Máxima 10,6
Resina (σ_1)	9,0	Máxima 41,5	Máxima 9,6

Pode-se verificar que as tensões de tração foram muito elevadas no cimento e mais baixas no adesivo .

As figuras da página seguinte referem-se à análise da contração do cimento resinoso com restauração de porcelana e resina. Pode-se visualizar as tensões na estrutura dentinária do dente restaurado com porcelana (FIG.93) e resina (FIG.96), aquelas que ocorrem na camada de cimento sob a restauração de porcelana (FIG.94) e resina (FIG.97) e também as tensões na camada de adesivo nas restaurações de porcelana (FIG.95) e de resina (FIG.98).

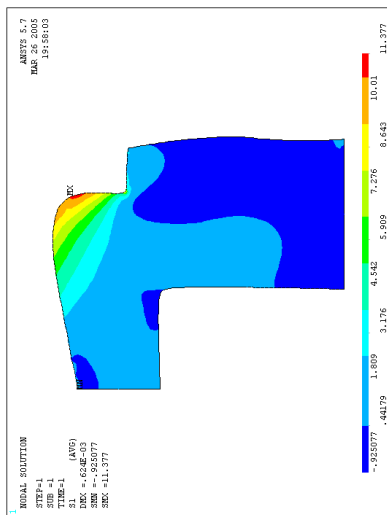


Figura 93:

σ_1 -porcelana(*dentina*)-Contração

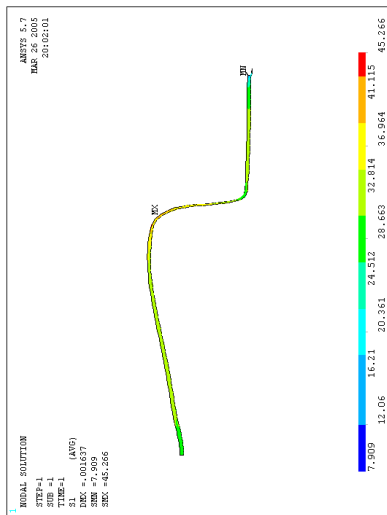


Figura 94:

σ_1 -porcelana(*cimento*)-Contração

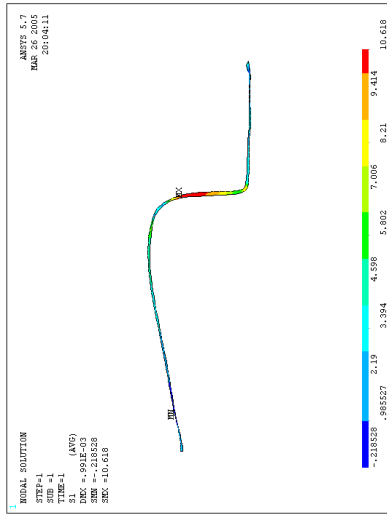


Figura 95:

σ_1 -porcelana(*adesivo*)-Contração

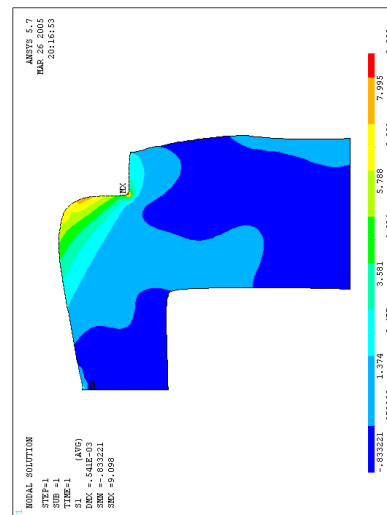


Figura 96: σ_1 -resina(*dentina*)-Contração

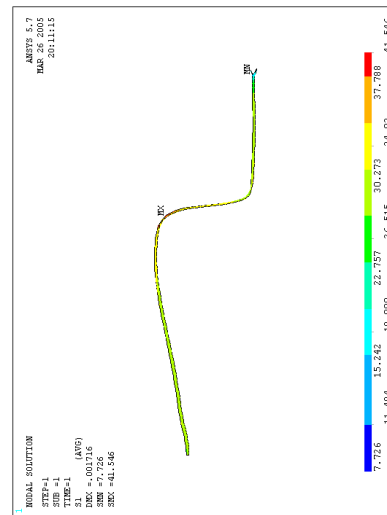


Figura 97: σ_1 -resina(*cimento*)-Contração

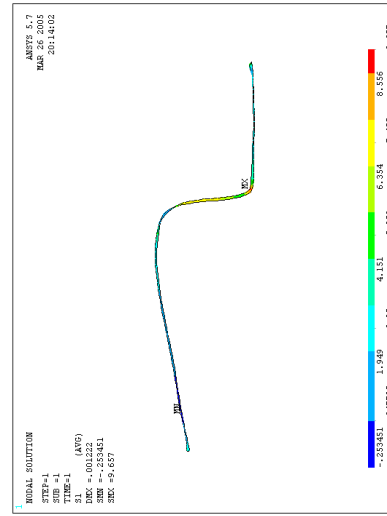


Figura 98: σ_1 -resina(*adesivo*)-Contração

5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

5.1 Discussão dos resultados experimentais

A Odontologia Restauradora alcançou progressivamente grande desenvolvimento, principalmente nos últimos 30 anos, acompanhada pela grande variedade de novos materiais e tecnologias para restaurar os dentes na sua forma anatômica, funcional e estética. As restaurações odontológicas estão sujeitas a um grande número de injúrias, quer seja de natureza química, mecânica e microbiológica, que podem inclusive, comprometer a durabilidade dessas restaurações. O paciente mastiga, aperta e range dentes, ingere os mais diversos tipos de alimentos e expõem estas restaurações às variações térmicas cíclicas ao ingerirem alimentos frios e quentes.

Desta forma, para restaurar um dente, os princípios básicos e o conjunto de procedimentos empregados num tratamento restaurador devem ser corretamente entendidos, selecionados e aplicados a fim de devolver ao dente o equilíbrio biológico, quando, por causas distintas, tenha alterado sua integridade anatômica, estrutural de proteção e sustentação, funcional e estética. Para tanto é necessário lançar mão de todos os procedimentos mecânicos, biológicos e preventivos, cientificamente aceitos que possam ser utilizados no campo da Odontologia Restauradora.

Muita ênfase é dada atualmente à estética e os profissionais sentem que este é um fator fundamental a ser considerado no planejamento de uma restauração protética e na seleção dos materiais restauradores existentes, sendo portanto, imprescindível um maior conhecimento das propriedades e comportamento dos materiais restauradores, permitindo, desta forma, uma escolha mais consciente do material a ser indicado em cada caso.

Para realizar este estudo do comportamento termomecânico dos dentes hígido e restaurados foi necessário conhecer as propriedades termofísicas dos tecidos dentários e dos materiais restauradores. Pela revisão de literatura, constatou-se que existem várias medi-

das reportadas para uma mesma propriedade, além de se estar trabalhando com materiais modernos de utilização mais recente, cujos valores destas propriedades ainda não estão disponíveis.

Na primeira parte do trabalho foram realizados ensaios laboratoriais para obtenção dos valores da condutividade térmica (λ) e da densidade (ρ) dos materiais restauradores estéticos indiretos escolhidos para este estudo: porcelana (VITADUR ALPHA VITA), resina (SINFONY ESPE) e cimento resinoso utilizado para fixação destas restaurações (BISFILTM self cured BISCO).

Sendo a resina e a porcelana os materiais utilizados na técnica de restauração estética indireta sem metal interno de reforço, melhor dizendo, restaurações *inlays e onlays* de resina e porcelana, considerou-se importante medir algumas propriedades termofísicas e definir se aquelas de materiais similares encontradas na literatura poderiam ser utilizadas nas análises numéricas.

Com relação à condutividade térmica, além de se fazer a medição dos materiais em estudo, realizou-se também em outros materiais, de baixa condutividade térmica que apresentassem valores referenciados na literatura, com a finalidade de validar a metodologia usada. Os valores abaixo descritos não estão acompanhados da unidade e ordem de grandeza ($\times 10^{-4} \frac{W}{mm^{\circ}C}$) para facilitar a leitura do texto. De acordo com O'Brien (1997), o valor de 10,0 para a porcelana feldspática é um pouco maior que o valor medido neste trabalho para o mesmo tipo de porcelana, cujo valor mensurado foi de 8,0. Encontrou-se um valor de 5,0 para a porcelana Vitadur Alpha que se justifica por ser uma porcelana modificada em relação à feldspática. Com relação à resina Sinfony (Espe), a comparação foi realizada com as resinas de polimerização direta por não encontrar na literatura valores de condutividade para as resinas indiretas. O valor encontrado foi superior ao das resinas diretas cujo valor gira em torno de 1,36 enquanto para resina Sinfony encontrou-se um valor de 3,0 e para o cimento resinoso 4,0.

Mediu-se também a condutividade de vários tecidos para validar os valores encontrados. O valor da condutividade do tecido ósseo suíno lixado ($5,0 \pm 1,4$) foi próximo ao valor para o tecido ósseo humano citado na literatura, 5,86 (O'BRIEN, 1997). Para o esmalte humano e bovino, medidos no experimento, verificaram-se valores bastante similares (5,2 e $5,3 \pm 1,4$) enquanto na literatura o valor encontrado foi 9,2. Com relação à dentina humana e bovina foram encontrados valores de $3,4 \pm 1,4$ e $4,2 \pm 1,3$, respectivamente e para a dentina humana, na literatura, foram encontrados valores de 5,69 a 6,27 (O'BRIEN, 1997) e (BROWN; DEWEY; JACOBS, 1970). Desta forma, considerou-se que os valores

encontrados no comparador térmico para as amostras em estudo são realistas para a condutividade destas amostras.

Com relação à determinação da densidade, os valores advindos do cálculo levando em consideração o empuxo foram os que mais se aproximaram daqueles citados na literatura, e estes valores foram considerados nos modelos numéricos.

Com relação ao módulo de elasticidade dos materiais, propriedade muito importante nas determinação das deformações geradas numa estrutura, verificou-se que na literatura existe uma ampla variedade de valores, conforme pode ser verificado na Tabela do apêndice deste trabalho.

Procurou-se, então, verificar a influência desta propriedade nos resultados das tensões termomecânicas ao se analisar o modelo do dente hígido sob carregamento térmico frio, considerando o esmalte com módulos de elasticidade de $E=81,4$ GPa e $E= 40,0$ GPa. Pode-se verificar pelos resultados, que as tensões termomecânicas variaram de forma linear, ou seja, ao dobrar o módulo de Young dobraram os valores das tensões. Devido esta sensibilidade a este parâmetro, fica bem claro que os resultados numéricos deste estudo devem ser considerados com cautela, devendo-se fazer uma análise qualitativa comparativa.

5.2 Validação do modelo matemático

Na etapa de validação do modelo matemático para o carregamento térmico verificou-se que as curvas para análise transiente no estudo numérico uma redução mais rápida de temperatura que no experimento, mas tanto o experimento como o modelo numérico do dente e o modelo simplificado apresentaram a mesma tendência, sem, no entanto, atingirem o mesmo valor de temperatura.

Este resultado já era o esperado devido às simplificações adotadas no modelo numérico. Desta forma, uma validação rigorosa do procedimento adotado não foi verificada, mas como existem argumentos que justifiquem estas diferenças, considerou-se que existe indicação de uma representação correta do ponto de vista qualitativo. A partir das diferenças a seguir descritas na representação numérica do problema físico, são justificadas as diferenças quantitativas já previstas:

- O ponto de aquisição de temperatura no modelo numérico é bastante sensível, podendo variar bastante em relação ao modelo físico. Pode-se verificar nas FIG.26 e na FIG.27,

que uma pequena diferença no ponto de aquisição de dados no modelo numérico resultou em alterações nos resultados.

- Definiu-se que a superfície mergulhada na água assumiria a temperatura do meio líquido no instante de tempo inicial, isto é, no instante de tempo em que mergulhou-se a amostra. Tal escolha de condições iniciais é uma simplificação, já que no instante de tempo inicial todo o dente, incluindo a superfície exposta, se encontrava à temperatura ambiente, e aos poucos, com o passar do tempo, esta superfície foi adquirindo a temperatura do fluido.
- Observando a FIG.12, nota-se que ao gerar as cavidades para inserção do termopar, uma grande quantidade de material interno ao dente foi retirada, alterando a geometria interna. O modelo numérico não levou em conta este fato. Outro fato relevante é que no experimento as amostras não são idênticas devido às diferenças anatômicas e também ao fato do ponto de tomada de temperatura não corresponder exatamente ao ponto do modelo numérico, fato este que por si só geraria diferenças de valores de temperatura entre os dois modelos.
- No modelo matemático considerou-se uma condição de fluxo zero de calor, fato que não ocorreu experimento. Na FIG.25 se demonstrou a variação de temperatura no termopar presente na camada de isolamento com teflon e epóxi, ou seja ocorreu troca de calor com o meio externo.
- Finalmente, pode-se salientar a dificuldade em se obter valores precisos para algumas propriedades físicas dos diferentes materiais que compõe o modelo numérico.

Validado o modelo, foi importante verificar se a malha utilizada apresentava resultados estáveis. Procurou-se fazer um estudo detalhado em 3 malhas. Ao analisar a TAB.11 e nas FIG.36 e FIG.12 pode-se verificar que a malha 1, uma malha menos refinada, apresentou resultados diferentes das demais. Nas malhas 2 e 3 os resultados foram bastante semelhantes, inclusive o perfil de distribuição das tensões que foram mostrados na FIG.38, FIG.39, FIG.40 e FIG.41 . Optou-se trabalhar com o modelo de malha 2, que apresenta 107.792 nós e 78.079 elementos devido ao menor tempo para processamento dos resultados do que a malha 3. O elemento utilizado foi o SOLID 87, elemento tetraédrico quadrático de 10 nós. Sua fácil adaptação à geometrias complexas determinou a escolha.

5.3 Carregamentos térmicos

Assumiu-se estar o dente inicialmente numa temperatura uniforme de 37 °C em contato com meio líquido à 4 °C e a 60 °C. Estas temperaturas estão de acordo com Palmer, Barco e Billy (1992) que realizaram estudos para medir as temperaturas extremas que ocorrem na boca. Foi usado um intervalo de tempo de 0,1 s numa análise de elementos finitos transiente para um período de 2 s.

De acordo com Fenner, Robinson e Cheung (1998), o contato com os alimentos ocorre nas superfícies lingual e oclusal, superfície de mastigação e região interna da boca onde o alimento fica retido, ficando as demais superfícies à 37 °C. A análise ocorreu até o tempo de 2 s pois, de acordo com o mesmo autor, neste tempo o alimento quente se mantém numa temperatura constante dentro da boca, além de ser um tempo adequado para o processo de alimentação.

Conforme observaram Jacobs, Thompson e Brown (1973) quando um dente é submetido subitamente a um meio em diferentes temperaturas, a superfície daquele dente não adquire a nova temperatura imediatamente. Um tempo é requerido para que ocorra a transferência de calor sendo que sua distribuição interna depende da difusividade térmica (condutividade térmica dividida pelo produto da densidade e calor específico), da geometria e da distribuição interna dos componentes. Entretanto, para calcular a influência do fluido sobre um ponto arbitrário do dente, é necessário primeiramente se conhecer o coeficiente de transferência de calor ou coeficiente de convexão (h). Segundo Incropera e DeWitt (2003), a convexão refere-se à transferência de calor que ocorre entre uma superfície e um fluido em movimento quando eles se encontram em temperaturas diferentes. Adotou-se para o coeficiente de transferência de calor um valor de $5,95 \times 10^{-4} \text{ W mm}^{-2} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$, para o frio, correspondendo a ingestão de sorvete e $7,37 \times 10^{-4} \text{ W mm}^{-2} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ quando da ingestão de líquidos quentes (JACOBS; THOMPSON; BROWN, 1973).

Ao aplicar o frio, verificou-se que a superfície externa do dente hígido apresentou menor variação térmica do que a superfície da restauração (8,5 °C no dente com porcelana e 6,6°C naquele com resina) e no dente hígido (17 °C) (FIG.44, FIG.45 e FIG.46). Após 2 s, os valores da temperatura na superfície dentinária foram bastante similares (25 °C) (TAB.13 e FIG.47, FIG.48 e FIG.49). Neste caso existe um questionamento de como as temperaturas podem estar diferentes na superfície externa e se igualarem em 2 s na dentina ou no interior dos materiais. Isto pode ser explicado em função do baixo valor de difusividade térmica da dentina, ou seja, a temperatura chega à superfície dentinária

e, como a dentina é isolante, o calor se difunde lentamente neste tecido, permitindo que a temperatura se nivele nas três condições estudadas. Um maior período de tempo seria necessário para que a dentina refletisse a mudança da temperatura.

Sob carregamento quente, os valores de temperatura foram bastante semelhantes nas condições estudadas (dente hígido, porcelana e resina) (TAB.14). Verificaram-se na superfície externa para o dente hígido e naqueles restaurados com resina e porcelana, temperaturas de 52,0, 57,6 e 58,6°C (FIG.50, FIG.51, FIG.52) e 42°C em média, na superfície interna (FIG.53, FIG.54 e FIG.55). O valor da temperatura encontrado na superfície dentinária está de acordo com Toparli, Gokay e Aksoy (2000) que encontraram sob a resina, ao se aplicar quente a 60 °C, uma temperatura de 38 °C em 2 s. Pode-se verificar que ocorreu uma menor variação de valor de temperatura ao se aplicar o quente e isto pode ser explicado pelo menor gradiente entre a temperatura inicial e a do carregamento térmico ($\Delta T=33^{\circ}\text{C}$ para o frio e ΔT para o quente= 23°C para o quente).

5.4 Tensões termomecânicas

Pela análise das tensões, ao submeter o dente ao frio e ao quente, verificou-se que as tensões aumentaram em valores numéricos ao longo do tempo, sem no entanto mostrarem diferenças significativas no tempo de 1,1 para 2 s (TAB.15). Este resultado está de acordo com Arola e Huang (2000) que, ao estudarem carregamentos térmicos e mecânicos em dentes restaurados com amálgama, verificaram pouca influência do tempo ao se fazer o carregamento térmico, analisando um tempo de 0 a 10 s. A análise termomecânica deste estudo foi realizada considerando as condições de contorno no tempo de 2s.

Sob carregamento com o frio, a tensão gerada na superfície externa, no esmalte e na restauração foi de tração, com valores aproximadamente de 20 MPa. Isto levantou um questionamento, pois o esmalte apresenta uma resistência máxima de tração de 10 MPa e, diante dos resultados, sob carregamento frio, o esmalte cervical sofreria danos. Devido à dificuldade de definir o valor das propriedades mecânicas, como já foi descrito, procurou-se verificar a influência do módulo de elasticidade do esmalte, cujos valores são bem variados na literatura, até mesmo por ser um material anisotrópico. Realizou-se num modelo do dente hígido, para um mesmo carregamento térmico (frio) de 2s, uma análise da sensibilidade das tensões ao valor módulo de elasticidade do esmalte ($E=40,0$ GPa e $E=84,1$ GPa), considerando as mesmas condições de contorno estabelecidas no estudo. Pode-se verificar que o perfil de distribuição de tensões foi o mesmo (FIG.?? e FIG.??), mas os valores

numéricos apresentaram uma relação praticamente direta, ou seja, ao se dobrar o módulo de elasticidade, as tensões duplicaram (TAB.12). Desta forma, como pôde ser visto na literatura, os valores de todas as outras propriedades dos tecidos dentários e materiais restauradores são muito variados e como no modelo em estudo foi utilizado $E=84,1$ GPa, para o esmalte, estes fatores poderiam justificar os valores excessivos de tensões.

Nas três condições estudadas, no dente hígido e naqueles restaurados, ao aplicar frio, ocorrem tensões de tração na superfície externa do esmalte e restauração (8,5 MPa na superfície da restauração de porcelana e 31 MPa na superfície da resina). Na superfície interna, sobre a dentina, ocorrem tensões de compressão (- 2,3 MPa sob a porcelana e -9,8 MPa sob a resina). Os resultados das tensões termomecânicas na superfície externa do dente, considerando aplicação de frio foram vistos na TAB.16 e nas FIG.56, FIG.57 e FIG.58. As FIG.59, FIG.60 e FIG.61 mostraram as tensões termomecânicas na superfície da dentina (interna).

Ao se aplicar o carregamento quente ocorre o inverso. Na superfície externa verificam-se tensões de compressão (-16 MPa em ambas as restaurações). Na interface com a dentina ocorrem tensões de tração (0,7 MPa sob a porcelana e 7,11 MPa sob a resina). Os resultados foram mostrados na TAB.17 e nas figuras FIG.62, FIG.63, FIG.64 referentes às tensões na superfície externa. A FIG.65 mostrou as tensões termomecânicas que ocorrem na superfície interna do dente e das restaurações de porcelana (FIG.66) e de resina (FIG.67).

Pode-se notar que maiores valores de tensão foram verificadas ao se utilizar a restauração de resina, o que pode ser explicado pelo coeficiente de dilatação térmica da resina ($35 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$) ser maior do que do esmalte ($17 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$) e da porcelana ($7 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$).

Os resultados encontrados ao se fazer carregamento com frio estão de acordo com Toparli, Gokay e Aksoy (2000) que, num dente restaurado com resina verificou-se ocorrer uma compressão de -4 MPa na superfície interna da restauração ou superfície dentinária e na superfície externa, tração de 18 MPa. Neste estudo, na restauração com a resina, obteve-se na superfície interna ou superfície dentinária tensões de compressão de (-2,20 a - 9,8 MPa) e na superfície externa tensões de tração de (23 MPa).

Com relação ao carregamento com o calor Fenner, Robinson e Cheung (1998), para um dente restaurado com resina pelo método direto, obtiveram uma tensão de tração de 9 MPa na interface com a dentina. Estes autores não consideraram este valor relevante em relação à resistência adesiva da resina cujo valor de resistência adesiva máximo considerado foi de 23 MPa. Neste estudo, em relação à restauração de resina, foi encontrado um valor de tensão de tração de 7 MPa. Considerando que as tensões de tração na região de adesão

podem ser um ponto crítico para longevidade das restaurações, estes valores associados aos outros carregamentos foram considerados relevantes.

Os altos índices de tensões termomecânicas encontrados ao submeter os dentes restaurados com resina às variações térmicas é muito significativo clinicamente e justifica o alto índice de margens de restaurações de resina manchadas, com percolação marginal, sendo que muitas vezes nem estão submetidas às cargas oclusais. De acordo com Jacobs, Thompson e Brown (1973), as tensões advindas pela variação cíclica da temperatura na boca devido a ingestão de alimentos frios e quentes podem produzir trincas no esmalte dental.

Outro fato relevante em relação às tensões advindas da variação térmica é que, na clínica, executa-se com relativa frequência reconstrução utilizando resina de aplicação direta em um dente que vai receber uma restauração indireta quer seja de resina, porcelana ou metálica. Esta diferença de coeficiente de dilatação térmica e, conseqüentemente, das tensões geradas pela variação térmica, leva ao questionamento quanto a este procedimento, ao se utilizar uma restauração indireta de porcelana pura, uma vez que estas tensões poderiam levar à fratura da restauração de porcelana por se tratar de um material frágil às tensões de tração. É com frequência que se depara, na clínica, com facetas de porcelana trincadas e, a partir destes resultados, pode-se explicar melhor tal achado - os dentes anteriores geralmente, ao receberem uma faceta de porcelana, apresentam sob estas facetas extensas reconstruções internas de resinas diretas e, desta forma, existe o risco ocorrerem estas trincas. Isto sugere também, um questionamento quanto ao cimento resinoso utilizado para fixação destes trabalhos. Diante dos resultados, quanto menor a espessura da camada de cimento menor a possibilidade de fraturas das restaurações. Devendo-se considerar também que como são altas as tensões termomecânicas geradas nas restaurações de porcelana, não se deveria comprometer a resistência da restauração em função de um menor desgaste dentário para preservar o tecido, comprometendo desta forma a resistência à tração da restauração.

5.5 Carregamento mecânico - oclusão

Sob carregamento mecânico, simulando aplicação de carga oclusal vertical de 180 N, distribuída nos pontos de contato oclusais, verificou-se concentração de tensões de tração na região cervical da coroa. Na dentina pode-se verificar tensões de compressão com uma concentração maior na região central da coroa e na região cervical vestibular (TAB.19).

No modelo com restauração cerâmica, verificou-se altas concentrações de tração (15 MPa)

na superfície da restauração e na base da restauração FIG.71. Na superfície oclusal existe uma concentração de tensões de tração nos pontos de aplicação da carga, sendo que, de acordo com Anusavice (1998), esta é uma região que deve estar bem polida para evitar o acúmulo de tensões devido ao risco de início de fratura. No ambiente bucal, as tensões de tração são criadas na superfície de uma restauração ou prótese. O polimento e a redução de defeitos na superfície constitui uma das razões para o glazeamento da porcelana odontológica.

Outras regiões que merecem atenção com relação à concentração de tensões de tração na restauração de porcelana são a base da restauração e a margem cervical vestibular da restauração, num valor de 4 a 5 MPa (FIG.70). Este fato deve ser considerado não pelo limite de resistência à tração da porcelana, mas por se tratar de uma área de margem adesiva onde se verifica, na clínica, alto índice de trincas. A base da restauração, por ser a região de adesão à dentina, e na superfície externa vestibular, região externa de interface dente-restauração, propensa à fraturas e por conseguinte perda da restauração.

No esmalte cervical, as tensões de tração verificadas foram similares para os três modelos estudados (7 a 8 MPa) (FIG.68, FIG.72 e FIG.76). Deve-se ressaltar que o módulo de elasticidade do esmalte adotado foi de 84,1 GPa, o que pode superdimensionar as tensões, conforme demonstrado nos modelos de estudo comparativo para o módulo de elasticidade do esmalte. Na dentina, as tensões predominantes foram de compressão, fato que não sobrecarrega o processo adesivo (FIG.61 e FIG.60). É importante lembrar que a carga em estudo se limita ao carregamento vertical, sendo que, na realidade, carregamentos laterais são muito comuns, que são os mais danosos.

No dente com restauração indireta de resina, ocorre uma redução das tensões de tração, com predomínio das tensões de compressão. Sabendo-se que a tensão de compressão é muito menos danosa aos materiais restauradores, sistemas adesivos e tecidos dentários, pois todos estes apresentam maior resistência às tensões de compressão do que à tração, num dente com estrutura fragilizada seria mais indicado uma restauração de resina do que de porcelana. Outra indicação seria sua utilização nos pacientes bruxômanos, onde ocorre maior incidência de carga oclusal, o que poderia levar à fratura mais rápida de uma restauração de porcelana, por exemplo.

5.6 Carregamento acoplado

No estudo de carregamento acoplado, ficou evidente que o carregamento térmico exerce maior influência do que o mecânico, sendo que, além das tensões na face vestibular, oriundas do carregamento mecânico, existe uma incidência de grandes tensões de tração na face lingual e na restauração, devido ao carregamento térmico, especialmente com o frio. As maiores tensões de tração foram verificadas no dente com a restauração de resina devido ao carregamento térmico, que, como já foi explicado, é o material mais sensível às mudanças térmicas comparado com a porcelana e dente hígido (TAB.20).

Sob carregamento acoplado (quente e mecânico) as tensões predominantes foram de compressão no esmalte e na restauração, sendo que na superfície da dentina as tensões de tração devem ser levadas em consideração por se tratar de uma interface de adesão (TAB.21).

De acordo com Arola e Huang (2000), o carregamento térmico contribui em um terço das tensões ao considerar um dente restaurado com amálgama sob carregamento mecânico e térmico e que o carregamento térmico contribui de forma relevante para degradação da adesão da interface dente-restauração. É importante ressaltar que não foram realizados carregamentos mecânicos laterais que são os mais danosos para restauração, dente e estruturas de suporte, sendo que na boca estas cargas podem existir.

5.7 Contração de polimerização

O estudo das tensões advindas da contração de polimerização do cimento mostrou que o processo de polimerização do cimento gera altas tensões de tração na camada de cimento nos dois tipos de restauração. Estas tensões atingiram valores de 28 a 36 MPa na camada de cimento sobre a parede pulpar, sendo a tensão máxima no ângulo áxio-pulpar com valores de 40 a 45MPa (TAB.22). Considerando que os cimentos são resinas compostas de micropartícula que apresentam uma resistência à tração média de 45 MPa, estes valores de tensões devido à contração do cimento, nesta geometria de cavidade que é a mais comum na clínica, levaria possivelmente à fratura do cimento nesta região. Deve-se ressaltar, ainda, que o índice de contração adotado para a resina foi de 1% e na literatura índices mais altos são encontrados. Ausiello, Apicella e Rengo (2001) adotaram em seu estudo um valor de 2,73%. Por outro lado, deve-se considerar que estes efeitos se restringem à alguns pontos. Diante de uma tensão deste nível na camada de cimento, levando-se

em conta que o cimento se liga quimicamente ao adesivo, funcionando como um material único, esta tensão, ao tracionar o adesivo pode levar ao descolamento do adesivo com a dentina (valor de resistência adesiva à tração à dentina de 25 MPa), ou gerar uma tensão de tração residual muito alta, que pode ser danosa para a estrutura dente-restauração (FIG.94 e FIG.97).

Com relação à camada de adesivo, as tensões de tração máxima geradas na região da parede axial atingiram um valor de 10 MPa (FIG.95 e FIG.98) que, apesar de elevado, está abaixo do limite de resistência à tração dos adesivos modernos. As tensões máximas em todos os modelos se concentraram na altura do ângulo áxio-pulpar, áxio-gengival e parede axial, fato que demonstra a importância de, num preparo cavitário, evitar ângulos internos vivos ao se utilizar materiais restauradores adesivos.

Tensões adicionais são subsequentemente impostas devido ao carregamento mecânico durante a mastigação e tensões térmicas durante a ingestão de líquidos frios e quentes. Para Fenner, Robinson e Cheung (1998), o fato deste carregamento adicional ser cíclico pode levar à falha por fadiga na interface adesiva da restauração e por conseguinte à microinfiltração. Estes efeitos se tornam mais significantes quanto maior é a diferença entre as propriedades mecânicas e térmicas dos tecidos dentários e o material restaurador.

Segundo Winkler, Katona e Paydar (1996) o limite de resistência de adesão ao esmalte é 16-22 MPa e à dentina 5-15 MPa. Verifica-se daí que a tensão de tração é muito alta no cimento (30 MPa) o que pode comprometer a estrutura adesiva, principalmente no nível da dentina, ou pode gerar uma estrutura tensionada caso a ligação adesiva ao dente não se rompa. Hubsch, Middleton e Knox (2000) analisaram a tensão na interface dente-restauração, comparando as *inlays* e as restaurações diretas verificaram no estudo que nas *inlays* são geradas altas tensões durante a cura, particularmente na interface do cimento com a dentina na base da cavidade, de modo que a contração de polimerização dos materiais poliméricos causa tensões de tração na interface restauração-dente, o que pode levar à falha prematura da restauração.

Para Garber e Goldstein (1994) e Magne, Verluis e Douglas (1999), a contração é um efeito inevitável na polimerização da resina, e dentro de certos limites ajuda a reforçar a porcelana, ao exercer uma tensões de compressão na superfície interna tensiona as moléculas da porcelana fazendo com que se aproximem ao invés de se afastarem. Isto se daria numa direção oposta à das forças de propagação da rachadura. Para os autores, uma outra forma de se compreender o efeito da contração de polimerização é considerar a restauração de porcelana como se estivesse forrada com uma camada uniforme de resina

composta na superfície interna, similar a um vitrificado de porcelana, tornando-a mais resistente ao efeito de ruptura exercido por forças tênses.

Com relação às tensões advindas da contração de polimerização do cimento, Ausiello, Apicella e Rengo (2001) verificaram que uma resina com menor módulo de elasticidade gera menores tensões de contração. Na realidade, seria importante desenvolver cimentos compatíveis com o processo de cimentação, ou seja, que apresentassem resistência mecânica e adesiva adequada para um maior sucesso nestes processos restauradores. Para Toparli, Gokay e Aksoy (1999), tensões residuais de tração e cisalhamento ocorrem durante a contração da resina, da ordem de 3 MPa que, somadas à tensão adicional advinda da carga mastigatória, são relevantes diante da natureza frágil dos materiais, principalmente do esmalte. Dérand (1991) verificou que o cimento resinoso induzia menores tensões quando comparado com os cimentos convencionais não adesivos, pois levaria a tensão para a dentina.

De acordo com Hubsch, Middleton e Knox (2000) nas restaurações *inlays* estéticas verificam-se elevados índices de tensões durante a cura dos cimentos resinosos, particularmente na interface entre o cimento e a dentina na base da cavidade, o que provavelmente se deve à reduzida capacidade de alívio da tensão ainda na fase viscosa, durante os primeiros estágios da reação de cura. A polimerização da resina provoca tensões de contração na região de adesão, enquanto o comportamento mecânico do material gera tensões na região de interface durante a função mastigatória e quando da flutuação da temperatura, sendo forçoso acreditar que a contração de polimerização dos cimentos atuais geram tensões muito altas na estrutura interna da restauração (cimento, adesivo e dentina), o que pode comprometer sobremaneira o processo adesivo e a durabilidade da restauração ao se acoplar com os carregamentos térmicos e mecânicos. Corroborando as conclusões de Versluis e Tantbirojn (1999), a contração de polimerização dos compósitos restauradores pode gerar tensões nos dentes restaurados que, dentre outras coisas pode levar à microinfiltração, dor pós-operatória e propagação de trincas no esmalte.

Para Ausiello, Apicella e Rengo (2001), a combinação de diversos materiais com geometrias complexas torna a análise de distribuição de tensões num dente muito complicada e, desta forma, a construção de modelos teóricos e a análise da tensão de contração constituem importantes passos para o estudo das condições clínicas via leis físicas.

6 CONCLUSÕES

6.1 Conclusões

Os resultados do trabalho permitem estabelecer as seguintes conclusões:

- 1) Na parte experimental realizada para mensurar algumas propriedades termofísicas dos materiais restauradores verificou-se diferença entre os valores encontrados com aqueles de materiais similares consultados na literatura. Como o experimento limitou-se à mensuração de algumas propriedades, pode-se concluir que, ao utilizar nos modelos numéricos os dados de materiais similares, houve inclusão de possíveis erros quantitativos nos resultados.
- 2) Os resultados da medição da temperatura no experimento e os obtidos nos modelos matemáticos estão dentro de uma variação aceitável, uma vez que os dentes do experimento são similares mas não idênticos, tanto em relação ao volume, aos preparos, ao ponto de tomada da temperatura através do termopar, à espessura da restauração e de tecido dentário no caso do dente hígido e principalmente pelo não isolamento do revestimento. Desta forma, o modelo matemático foi validado de forma qualitativa, ressaltando ainda, que as temperaturas medidas estão de acordo com a condutividade dos materiais verificadas através do comparador térmico, ou seja, a resina indireta mostrou ser o material de menor condutividade térmica.
- 3) Sob aplicação de frio e quente no dente hígido e naqueles restaurados com resina e porcelana, verificou-se maiores índices de tensões naqueles restaurados com resina, especialmente ao se aplicar o frio. As tensões de tração se concentraram nas margens da restauração e do esmalte. Sob carregamento de calor ocorreram tensões de compressão na estrutura da restauração e esmalte cervical, mas tensões de tração foram geradas na superfície da dentina o que pode comprometer a adesão. Como no dente restaurado com a resina verificou-se os maiores níveis de tensões, pode-se justificar o alto índice de percolação marginal observado nas restaurações de resina.

- 4) Analisando os carregamentos mecânicos, sugere-se que as restaurações de resina pura tendem a apresentar menores tensões, o que pode torná-las mais duráveis do que as de cerâmica, estando também indicadas naqueles dentes com estrutura fragilizada e em pacientes bruxômanos.
- 5) Os preparos cavitários para restaurações adesivas devem ter ângulos internos suaves e arredondados para reduzir a concentração de tensões, especialmente as de tração, decorrentes do processo de contração da resina ou do cimento.
- 6) No carregamento acoplado, a variação de temperatura exerceu maior influência nas tensões do que o carregamento mecânico, mas ao se somarem são importantes fatores a serem considerados quanto à longevidade dos trabalhos executados.
- 7) O polimento de uma restauração de resina e de porcelana, por diminuir a rugosidade superficial, leva à menor concentração de tensões de tração na superfície da restauração e, possivelmente, à maior durabilidade da restauração.
- 8) Considerando a contração do cimento de fixação das restaurações indiretas é intrigante o nível de tensões que ocorrem nesta camada de cimento, podendo gerar um alto nível de tensão residual interna ou um rompimento da adesão com a dentina em alguns pontos.

6.2 Sugestões para trabalhos futuros

- 1) Pela pesquisa bibliográfica ficou evidente que os trabalhos experimentais para determinação de propriedade termofísicas dos materiais e tecidos são poucos e antigos. Desta forma torna-se necessário experimentos com técnicas modernas e mais sensíveis levando-se em consideração, inclusive, a conservação apropriada dos tecidos.
- 2) Como a Odontologia busca restaurações adesivas e estéticas, estudos por materiais que não apresentem ou que pelo menos apresentem menor contração de polimerização possível se fazem necessários.
- 3) É de extrema importância um estudo detalhado da interface adesiva para melhor compreensão das tensões oriundas da contração do cimento e o possível descolamento da restauração nesta interface.

ABSTRACT

In this work a thermo-mechanical finite element analysis is described to simulate thermal variation in a sane tooth and two others restored with indirect resin and porcelain, materials of choice in dentistry due their aesthetic and functional characteristics. The mechanical stresses caused by mastication loads on the occlusal surface and the stresses produced by a layer of shrinking resin cement were also considered. This numerical study was carried out using a three-dimensional finite element model of the Lower Second Molar. The program used was Ansys. In the first part, in the experimental study, the thermal conductivity and density of restorative materials were found and temperature changes as a result of contact with hot/cold liquid were measured and used to validate the numeric model. In the second part, a transient thermo-mechanical finite element analysis simulating the ingestion of cold (4°C) and warm (60°C) food was performed to determine the temperature distribution in the tooth, followed by a a linear elastic stress analysis. The tooth was assumed isotropic, homogenous, elastic and non-symmetrical. The maximum stresses were verified with resin restoration under cold conditions. When mechanical loads (180 N) were applied, the hight tensile stresses were verified with porcelain restoration. The shrinkage stress found was above enamel ultimate stress (>30 MPa), but in the interface adhesive with dentin it was lower than in the cement(10 MPa). The model for this study assumed axissymetry. The shrinkage stress found was lower than the limit of adhesion of cement to dentin. Adhesion to enamel is high enough to withstand those forces. Adhesion of composite resin to dentin is much more tenuous, and could lead to crack formation. Simultaneous mechanical and thermal loading is a clinically relevant condition, which may contribute to tooth and restoration cracking. Hot and cold liquid in the mouth create cyclic changes could lead to thermal fatigue of the adhesive process. Based on the results from this numerical study, it can be stated that the thermal and mechanical stress values are important considerations in the evaluation of cavity design and restorative materials.

KEY WORDS: Thermo-mechanical analysis, aesthetic indirect restorations, contraction stress, resinous cement.

Bibliografia

- ALMEIDA, A. F. de; CASAS, E. B. L.; GOMES, P. de Tarso vida. Construção e validação de uma célula de carga para determinação de forças de mastigação de seres humanos. In: SIC-UFMG 2004. [S.l.], 2004.
- ANUSAVICE, K. J. *Phillips Materiais Dentários*. 10^a ed. Travessa do Ouvidor,11,RJ: Guanabara Koogan S.A., 1998.
- AROLA, D.; HUANG, M. P. The influence of simultaneous mechanical and thermal loads on the stress distribution in molars with amalgam restoration. *Journal of Material Science: Materials in Medicine*, v. 11, p. 133–140, 2000.
- ATEYAH, N.; ELHEJAZI, A. Shear bond strengths and microleakag of four types of dentin adhesive materials. *J Contemporary Dental Practice*, v. 5, n. 1, p. 1–7, Fev 2004.
- AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; RENGO, S. 3d-finite analyses of cusp movements in human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech*, v. 34, p. 1269–1277, 2001.
- BAIK, J. W.; RUEGGEBERG, F. A.; LIEWEHR, F. R. Effect of lighth-enhanced bleaching on *In Vitro surface and intrapulpal temperature rise*. *J Esthet Restor Dent*, v. 13, p. 370–378, 2001.
- BARATIERI, L. N.; ANDRADA, M. A. C. de; JUNIOR, S. M. *Dentística-Procedimentos Preventivos e Restauradores*. [S.l.]: Livraria Editora Santos /Quintessence Books, 1989.
- BARATIERI, L. N.; JUNIOR, S. M.; VIEIRA, L. C. C. *Estética-Restaurações Diretas em Dentes Anteriores Fraturados*. [S.l.]: Livraria Editora Santos /Quintessence Books, 1995.
- BOWEN, R. L. Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dent Res*, v. 35, p. 360–369, 1956.
- BROWN, W. S.; DEWEY, W. A.; JACOBS, H. R. Thermal properties of teeth. *J Dent Res*, v. 49, n. 4, p. 752–755, 1970.
- CAPUTO, A. A.; STANDLEE, J. P. *Biomechanics in clinical Dentistry*. [S.l.]: Quintessence Publishing Co., Inc., 1987.
- CARVALHO, V. E. de. *Construção de um Comparador Térmico de Leitura Direta*. Dissertação (Mestrado) — UFMG-ICEX, Pós Graduação em Física, março 1978.
- CASAS, E. B. L.; CORNACCHIA, T. M.; CIMINI, C. A. *Computation Models in Biomechanics*. Gran Capitán s/n, 08034 Barcelona,Spain: CIMNE International Center for Numerical Methods in Engineering, 2003.

- CHAIN, M. C.; BARATIERI, L. N. *Restaurações Estética com Resina Composta em Dentes Posteriores*. R. Dr. Cesário Mota Jr, 63-Vila Albuquerque, SP: Artes Médicas: EAP-APCD, 1998.
- CIMINI, C. A.; CASAS, E. B. L.; CORNACCHIA, T. M. Revisão crítica das medidas e modelos de cargas atuantes em dentes. In: XXI CILAMCE 20 CONGRESSO BRASILEIRO DE MECÂNICA COMPUTACIONAL PUBLISHER =. [S.l.], 2000.
- CIVJAN, S.; J.BARONE, J.; REINKE, P. E. Thermal properties of nonmetallic restorative materials. *J Dent Res*, v. 51, n. 4, p. 1031–1037, julho-agosto 1972.
- CRC. *CRC Handbook of Chemistry and Physics*. 75 ed. [S.l.]: CRCPress, 1995-1996.
- DARENDELILER, S.; DARENDELILER, H.; KINOGLU, T. Analysis of a central incisor by using a three-dimensional finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 19, p. 371–383, 1992.
- DÉRAND, T. Stress analysis of cemented or resin-bonded loaded porcelain inlays. *Dent Mater*, v. 7, p. 21–24, jan 1991.
- DIETSCHI, D.; KREJCI, I. Adhesive restorations in posterior teeth: Rationale for the application of direct techniques. *Oper Dent Supplement*, v. 6, p. 191–197, 2001.
- DONG, C. S.; MCCOMB, D.; ANDERSON, J. Effect of mode of polymerization of bonding agent on shear bond strength of autocured resin composite luting cements. *J Can Dent Assoc*, v. 69, n. 4, p. 229–234, Abr 2003.
- FENNER, D. N.; ROBINSON, P. B.; CHEUNG, P. M.-Y. Three-dimensional finite element analysis of thermal shock in a premolar with a composite resin mod restoration. *Medical Engineering & Physics*, v. 20, p. 269–275, 1998.
- FERREIRA, P. C. et al. Avaliação da influência da corticalização em implantes dentais angulados através do mef. *Anais di III COLAOB*, 2004.
- FORTIN, D.; DENEHY, G. E.; REINHARDT, J. W. Bond strength and microleakage of current dentin adhesives. *Dent Mater*, v. 10, n. 4, p. 253–258, Jul 1994.
- GARBER, D. A.; GOLDSTEIN, R. E. *Porcelain-Composite Inlays-Onlays Esthetic Posterior Restorations*. Chicago, Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., 1994. ISBN 0-86715-171-4.
- GOMES, J. C. *Odontologia Estética - Restaurações Adesivas Indiretas*. São Paulo: Artes Médicas Ltda, 1996.
- GOUVÊA, P. H. et al. Modeling enamel anisotropy in abfraction. *Anais do ECCOMAS*, 2000.
- HUBSCH, P. F.; MIDDLETON, J.; KNOX, J. A finite element analysis of the stress at the restoration-tooth interface, comparing inlays and bulb fillings. *Biomaterials*, v. 21, p. 1015–1019, 2000.
- HUEBNER, K. H.; DEWHIRST, D. L.; SMITH, D. E. *The Finit Element Method for Engineers*. 4 ed. [S.l.]: John Wiley Sons, INC, 2001. ISBN 0-4717078-9.

- INCROPERA, F. P.; DEWITT, D. P. *Fundamentos de Transferência de Calor e Massa*. 5a. ed. Travessa do Ouvidor, 11: LTC Editora, 2003.
- JACOBS, H. R.; THOMPSON, R. E.; BROWN, W. S. Heat transfer in teeth. *J Dent Res*, v. 52, n. 2, p. 248–252, março-abril 1973.
- MAGNE, P.; BELSER, U. *Restaurações Adesivas de Porcelana na Dentição Anterior*. R. Dr. Cesário Mota Jr., 187, Vila Buarque, SP: Quintessence Publishing Co, Inc, 2003.
- MAGNE, P.; KWON, K.-R.; DOUGLAS, W. H. Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulate operatory evauation. *J Prosthet Dent*, v. 81, n. 3, p. 327–334, março 1999.
- MAGNE, P.; VERLUIIS, A.; DOUGLAS, W. H. Effect of luting composite shrinkage and thermal loads on the stress distribution in porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent*, v. 81, p. 335–344, 1999.
- MCLEAN, J. W.; HUGHES, T. H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent Journal*, v. 119, n. 6, p. 251–267, set 1965.
- MONDELLI, J.; GALAN, J.; LIMA NAVARRO, M. F. de. *Dentística Operatória*. 2a ed. R. Amancio de Carvalho, 459: Sarvier, 1976.
- MONDELLI, J.; JR., J. G.; ISHIKIRIAMA, A. *Restaurações Estéticas*. [S.l.]: Sarvier-Editora de Livros Médicos, 1984.
- O'BRIEN, W. J. *Dental Materials and Their Selection*. 2^a ed. 551 North Kimberly Drive, Carol Stream: Quintessence Publishing Co, Inc, 1997.
- PALMER, D. S.; BARCO, M.; BILLY, E. J. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent*, v. 67, p. 325–327, 1992.
- PEUTZFELD, A. Indirect resin and ceramic systems. *Oper Dent Supplement*, v. 6, p. 153–176, 2001.
- RUBIN, C. et al. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res*, v. 62, p. 83–86, fev 1983.
- SPOHR, A.; SOBRINHO, L. C.; CONSANI, S. Effect of refrigeration on tensile bond strength of three adhesive systems. *Braz Dent J*, v. 12, n. 2, p. 75–79, 2001.
- TANUMIHARJA, M.; BURROW, M. F.; TYAS, M. J. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dental Materials*, v. 16, p. 180–187, 2000.
- TEIXEIRA, L. M.; REHER, P.; REHER, V. G. S. *Anatomia Aplicada à Odontologia*. Travessa 11: Editora Guanabara Koogan S.A., 2001.
- TOPARLI, M.; GOKAY, N.; AKSOY, T. Analysis of a restored maxillary second premolar tooth by using three-dimensional finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 26, p. 157–164, 1999.
- TOPARLI, M.; GOKAY, N.; AKSOY, T. An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using a three-dimensional finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation*, v. 27, p. 1077–1081, 2000.

- VERSLUIS, A.; DOUGLAS, W. H.; CROSS, M. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res*, v. 75, n. 3, p. 871–878, março 1996.
- VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D. Theoretical considerations of contraction stress. *Compendium*, v. 20, n. supplement 25, p. 24–32, 1999.
- VIEIRA, G. F.; MELLO FERREIRA, A. T. de; GARÓFALO, J. C. *Restaurações Estéticas Indiretas em Dentes Posteriores-Inlay/Onlay*. Rua Dona Brígida, 691/701, SP.: Livraria Santos Editora, 1995.
- WHEELER, R. C. *An Atlas of Tooth Form*. 4ª ed. [S.l.]: W. B.Saunders Company, 1969.
- WINKLER, M. M.; KATONA, T. R.; PAYDAR, N. H. Finite element stress analysis of three filling techniques for class v light-cured composite restorations. *J Dent Res*, v. 75, n. 7, p. 1477–1483, julho 1996.

7 APÊNDICE

7.1 Tabela dos valores utilizados nos modelos numéricos

tabela 1

bibliografia da tabela 1

bibliografia da tabela 1

bibliografia da tabela 1

7.2 Tabela (revisão de literatura)

tabela 2

tabela 2

bibliografia da tabela 2

bibliografia da tabela 2

bibliografia da tabela 2